



Lékařská  
fakulta

Univerzita Palackého  
v Olomouci

# DISERTAČNÍ PRÁCE

## **Využití ultrazvukové shear-wave elastografie v myofasciálním systému**

Mgr. Martin Vita

Olomouc 2023

Disertační práce byla vypracována v rámci prezenčního studia doktorského studijního programu Zobrazovací metody na Lékařské fakultě Univerzity Palackého v Olomouci.

Autor: Mgr. Martin Vita  
Radiologická klinika LF UP

Školitel: doc. MUDr. Zuzana Sedláčková, Ph.D.  
Radiologická klinika LF UP a FN Olomouc

Prohlašuji, že jsem disertační práci vypracoval samostatně a výhradně s použitím citovaných zdrojů.

Souhlasím s půjčováním této disertační práce v rámci knihovních služeb.

V Olomouci dne

Podpis

## **Poděkování**

Děkuji své školitelce doc. MUDr. Zuzaně Sedláčkové, Ph.D. za pomoc a cenné rady při zpracování této disertační práce. Velkou zásluhu na této práci měl také Mgr. Zdeněk Čech, který mi byl vždy velmi nápomocný a ochotný poradit při psaní odborných textů. Velký dík patří také mé přítelkyni Mgr. Simoně Kováčikové, která se podílela na vytvoření fotografií v této práci a byla mi velkou oporou při studiu. V neposlední řadě bych chtěl poděkovat své sestře Mgr. Kateřině Vitové, mým rodičům a nejbližšímu okolí za ochotu, pomocnou ruku a trpělivost v době psaní této disertační práce.

Podpořeno granty:

IGA\_LF\_2019\_002, IGA\_LF\_2020\_012, IGA\_LF\_2021\_003, IGA\_LF\_2022\_002

# Obsah

---

1	Seznam zkratek .....	5
2	Úvod.....	6
3	Teoretická část .....	7
3.1	Ultrazvukové vyšetření.....	7
3.2	Ultrazvuková elastografie.....	8
3.3	Elasticita .....	11
3.4	Myofasciální systém.....	12
3.5	Patologie myofasciálního systému a ultrazvuková elastografie .....	13
4	Praktická část .....	17
4.1	Cíle disertační práce .....	17
4.2	Studie 1 – Elasticita svalů krku u cervikogenních bolestí hlavy .....	18
4.2.1	Metodika.....	19
4.2.2	Výsledky.....	21
4.3	Studie 2 – Elasticita fascií v rámci hormonálních změn žen.....	25
4.3.1	Metodika.....	27
4.3.2	Výsledky.....	31
5	Diskuse.....	34
6	Závěr .....	39
7	Souhrn .....	40
8	Summary .....	41
9	Použitá literatura .....	42
10	Seznam obrázku, tabulek a grafů .....	53
11	Vlastní publikace týkající se dané problematiky.....	54

# 1 Seznam zkratek

---

BMI	body mass index
CC	cervicogenic cephalgia (cervikogenní bolest hlavy)
HA	hormonální antikoncepce
LCA	ligamentum cruciatum anterius (přední zkřížený vaz)
m.	musculus
MR	magnetická rezonance
obr.	obrázek
proc.	processus
ROI	range of interest (oblast zájmu)
SCM	sternocleidomastoideus
SWE	shear-wave elastografie
tab.	tabulka
UZ	ultrazvuk
VAS	Visual Analogue Scale (vizuální analogová škála bolesti)

## 2 Úvod

---

Ultrazvuková elastografie, která se v dnešní době stále častěji využívá v rámci diagnostiky patologií jater, prsní tkáně, štítné žlázy či prostaty, patří mezi novější modalitky široce dostupného ultrazvukového vyšetření. V posledních letech ve světě neustále přibývá řada odborných publikací, které využily tuto zobrazovací metodu k objektivizaci elasticity v rámci pohybového aparátu, a to zejména měkkých tkání jako jsou svaly, šlachy, fascie a další.

Tato disertační práce si klade dále za cíl poukázat na možnosti využití elastografie v rámci myofasciálního systému a bude moci posloužit jako vzhled to této problematiky v českém jazyce. Vychází z přehledového článku (Vita et al., 2020) a dvou námi provedených studií, které poukazují na benefity a úskalí této zobrazovací metody (Sedláčková et al., 2022; Vita et al., 2019). Jedna z našich prací hodnotila elasticitu svalů krku u pacientů s cervikogenními bolestmi hlavy v porovnání se zdravými dobrovolníky. Další práce se pak věnovala změnám elasticity fascií v rámci hormonálních změn žen.

V rámci mnoha patologií pohybového aparátu dochází ke změnám elasticity tkání, jež bylo dříve možné hodnotit pouze palpací, která na rozdíl od elastografie neposkytovala kvantifikovatelná data. Elastografie nabízí možnost palpační vyšetření zpřesnit a v některých parametrech kvantifikovat, a to nyní zejména na poli vědy a výzkumu. Elastografie si neklade za cíl palpační vyšetření nahradit, zejména proto že klinická palpace zachycuje mnoho dalších parametrů, které zatím žádné zobrazovací zařízení objektivizovat globálně nedokáže.

Při respektování pravidel bezpečnosti a přesně stanovených postupech vyšetření by ultrazvuková elastografie v budoucnu mohla být součástí diferenciální diagnostiky některých patologií pohybového aparátu, či pomáhat hodnotit efekt terapie například v oblasti rehabilitace, ortopedie, traumatologie aj.

## 3 Teoretická část

---

### 3.1 Ultrazvukové vyšetření

---

V hmotném prostředí se zvuk šíří jako vlnění. UZ (ultrazvuk) popisujeme jako mechanické kmitání molekul pružného prostředí kolem jejich rovnovážných poloh, jejichž frekvence je vyšší než 20 kHz (Sedlář et al., 2014).

V praxi nejčastěji využíváme frekvenci v rozsahu od 2 do 10 MHz. UZ prochází tkáněmi, kde dochází k odrazu v místech s rozdílnou akustickou impedancí, což je na rozhraních tkání. Velikost síly odrazu závisí na rozdílu hustoty těchto tkání. Zdrojem UZ vlnění jsou piezoelektrické měniče, které mění energii elektrickou na mechanickou a zpět. Tyto měniče jsou zároveň vysílače i přijímače UZ (Vomáčka, 2015).

Biologické tkáně lze přirovnat k husté tekutině. Čím mají molekuly pevnější vazby, tím větší rychlostí se v nich UZ šíří (například tukem 1470 m/s, svalem 1568 m/s). Fyzikálními zákony, které se podílejí na vytváření UZ obrazu jsou odraz a lom. Pokud je rozdíl hustot dvou tkání vysoký, dojde k odrazu UZ vln, které již dále tkání neprojdou. Tento princip je také vysvětlením, proč je nutná aplikace sonogelu, jakožto styčného média, jelikož v případě přechodu vzduchu a kůže by docházelo k odrazu.

Další vlastností UZ je absorpce, které odpovídá UZ frekvence. Při použití vyšších frekvencí se zvyšuje absorpce, tudíž je vyšší kvalita obrazu, ale malá hloubka průniku. Naopak s nízkými frekvencemi můžeme diagnostikovat struktury hlouběji uložené, ale s menšími detaily. Pro zachování rovnoměrného signálu v různé hloubce jsou zesíleny ty UZ signály, které mají delší čas návratu. Nejpoužívanějším typem zobrazení je B-obraz (brightness), který vykresluje silnější UZ signály světleji. Kvalita UZ závisí na rozlišovací schopnosti, technologii sond, piezoelektrickém měniči, zpracování signálu, elektronické fokusaci, a do jisté míry také na vyšetřující osobě. Rozlišovací schopnost je definována jako nejmenší vzdálenost mezi dvěma strukturami, při níž jsou tyto struktury zobrazeny jako dva odlišné objekty. Rozlišovací schopnost má modalitu ve třech rovinách, a to axiální (ve směru šíření UZ vlnění), laterální (v rovině kolmé na rovinu axiální) a elevační (takzvaná hloubka vrstvy). Je udávána v milimetrech (Dietrich, 2008).

Diagnostické UZ využívají nejčastěji lineární, konvexní a sektorové sondy. Lineární sondy slouží zejména k diagnostice povrchových struktur, konvexní sondy k diagnostice hlouběji uložených struktur, sektorové sondy jsou vhodné k využití diagnostiky struktur, které se nacházejí za zúženým prostorem (například interkostální prostory). Pro optimalizovaný UZ obraz je důležitá správná příprava pacienta a nastavení přístroje, kdy dbáme například na nastavení parametrů monitoru (například jas nebo kontrast). Neméně důležitým faktorem je také měření erudovaným pracovníkem (Heřman, 2014).

Dále je důležité zohledňovat nastavitelné a regulovatelné parametry, maximální penetrační hloubku či zvolenou výseč obrazu. Dalším diagnosticky důležitým faktorem je přítomnost UZ artefaktů, jejichž detekce a interpretace je nedílnou součástí popisu UZ obrazu, jelikož obraz s UZ artefakty neodpovídá skutečnosti a může vést k chybné diagnostice obrazu. Pro jejich detekci a správnou interpretaci se využívá vyšetření ve více rovinách, změna nastavitelných parametrů přístroje nebo změna vyšetřovací polohy pacienta (Dietrich, 2008).

### 3.2 Ultrazvuková elastografie

---

Jednou z modalit UZ vyšetření je UZ elastografie, jejíž historie sahá do počátku 20. století. Byla popsána jako metoda měření elasticity tkání (Ophir et al., 1991).

Elastografie je neinvazivní metodou založenou na diagnostickém UZ a zobrazuje elastické vlastnosti biologických tkání. Principem měření je skutečnost, že různé biologické tkáně mají odlišnou elasticitu, a právě změna elasticity může predikovat některé patologické stavy. Hlavní podstatou této metody je zkoumání odezvy biologických tkání na silové působení (Zemanová, 2016).

UZ elastografie není jediným typem možnosti objektivizace elasticity tkání pomocí zobrazovacího zařízení, nicméně oproti dalším, jako je například elastografie magnetickou rezonancí, vykazuje některé benefity, jako například větší dostupnost související s menším vytížením v nemocnicích nebo nižší pořizovací cenu přístroje. Dále je ultrazvukové vyšetření v porovnání s magnetickou rezonancí výrazně rychlejší (Sedlář et al., 2014).



Výsledkem UZ elastografie je barevně překrytý obraz (elastogram), kde každému pixelu v oblasti zájmu ROI (range of interest) přísluší konkrétní barva, která svými elastickými vlastnostmi odpovídá elasticitě zobrazované tkáně. Tyto barvy jsou rozděleny na „teplé odstíny“ (červená, žlutá) a „studené odstíny“ (modrá, zelená), které kódují buď vyšší tuhost nebo vyšší elasticitu, respektive nižší elasticitu a nižší tuhost. To záleží na softwarovém nastavení přístroje, která barva bude odpovídat odpovídající tuhosti, respektive elasticitě (elasticita = převrácená hodnota tuhosti) (Heřman et al., 2015).

V dnešní době existuje několik základních typů UZ elastografií, kde nejvíce využívanými přístroji k měření elasticity měkkých tkání jsou strain elastografie a SWE (shear-wave elastografie). Strain elastografie neboli „tlaková“ je elastografie, jejíž podstatou je rozdíl mezi UZ signálem před a po kompresi tkáně vyvolané UZ sondou, popřípadě externím vibračním zařízením. Z dvojic nasnímaných obrazů se speciálními algoritmy určí velikost deformační síly pro každý jednotlivý bod ROI (Sedlář et al., 2014).

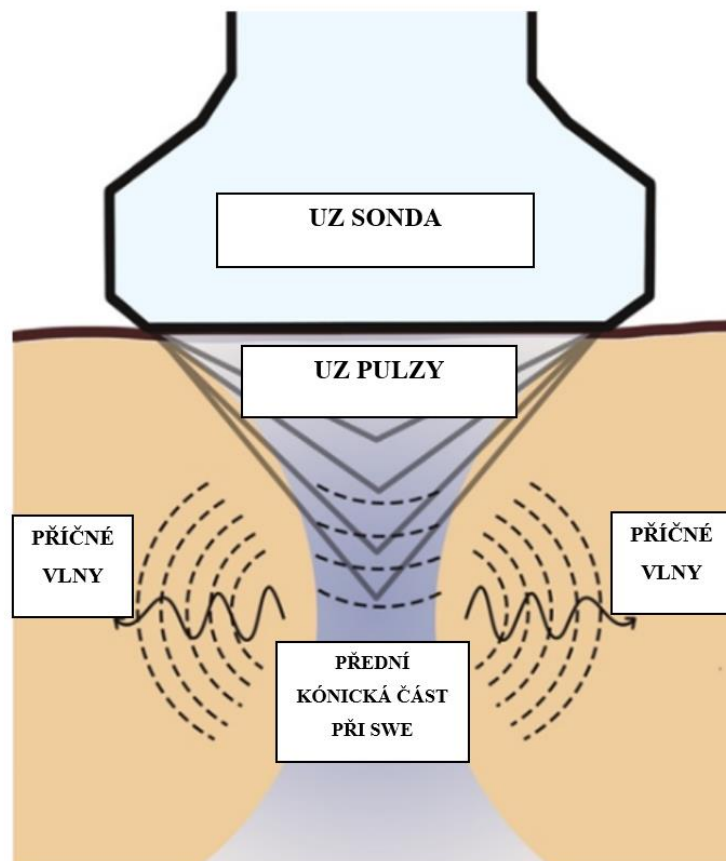
Výhodou tohoto typu elastografie je široká dostupnost a nízká pořizovací cena přístroje. Naproti tomu hlavní nevýhoda je samotná interpretace výsledků, která vychází z neznalosti deformační síly měřené tkáně. S tím souvisí problematické srovnávání měření a omezená reprodukovatelnost výsledků. Strain elastografie slouží především ke kvalitativnímu zhodnocení elasticity měřené tkáně, kde v měřené tkáni ukáže pouze tužší a elastičtější okrsky bez kvantitativního zhodnocení (Sigrist et al., 2017).

SWE neboli „dynamická real time“ elastografie umožňuje kvantitativní zhodnocení měřené oblasti, kde každému ROI odpovídá konkrétní číselná hodnota uváděná v kPa nebo m/s. Principem měření tímto typem elastografie je samotné generování a následná detekce akustických impulzů pomocí UZ sondy. Tato sonda produkuje akustické impulzy pomocí fokusovaného UZ paprsku. Na to reaguje vyšetřovaná tkáň, která proti tomuto paprsku, který na tkáň působí tlakově, vytváří jistý odpor, a to ve tkáni generuje mimo jiné příčné smykové vlny (shear-waves), které jsou však velmi slabé. Následně jsou tyto vlny zesíleny přístrojově a poté detekovány ultrarychlou snímkovací frekvencí, která je nezbytná pro zachycení šíření smykových vln ve zobrazované rovině.

Rychlost šíření smykových vln odpovídá elasticitě tkáně, kde je výstupem UZ obraz v B-modu překryt barevnou mapou, na které každému pixelu odpovídá barva s příslušnou číselnou hodnotou (Bercoff et al., 2004).

Pokud jsme schopni změřit rychlost šíření smykových vln ( $c$ ) a zároveň víme, že hustota ( $\rho$ ) tkání je víceméně konstantní, tak můžeme vypočítat elasticitu ze vzorce (Sigrist et al., 2017):

$$E = 3\rho c^2$$



Obr. 1. Schématické znázornění principu měření dynamické SWE (přeloženo)  
(Chimoriya et al., 2021).

### 3.3 Elasticita

---

Měkké tkáně patří mezi biomateriály, na které používáme zákony biomechaniky a reologie, jelikož nemusí reagovat na dané zatížení ihned. K základním fyzikálně-mechanickým vlastnostem měkkých tkání řadíme plasticitu, viskozitu a elasticitu. Tyto vlastnosti jsou ovlivněny složením a uspořádáním tkáně.

Plasticita je schopnost umožňující uchovat vzniklou deformaci i po skončení působení síly. Viskozita je charakterizována jako stav, kdy látky s vysokou viskozitou vytvářejí větší odpor působícímu tlaku.

Poslední zmíněnou vlastností je elasticita nazývaná také pružností, která je předmětem této práce. Je definována jako pasivní vlastnost tkáně, která po odeznění působící síly vrátí tkáň do původního rozměru, čemuž odpovídá Youngův modul pružnosti popsáný v Hookově zákoně, kde vyšší hodnota odpovídá vyšší odolnosti při deformaci tělesa, a toto těleso tudíž vykazuje vyšší tuhost.

Měkké tkáně jsou téměř nestlačitelné z důvodu vysokého podílu vody a mají pouze malou schopnost deformace. Při stlačení tkáně se jejich objem nemění a komprese tkáně v jednom směru je vyvažována změnou tvaru ve směru jiném.

Princip SWE je následující. Při znalosti hustoty tkáně lze měřením rychlosti smykových vln odhadovat Youngův modul pružnosti, který vzhledem k tomu že lidské tkáně jsou nehomogenní a anizotropní, musí být do jisté míry zobecněn, aby zde mohl být aplikován. Youngův modul pružnosti ( $E$ ) je pak dán následujícím vzorcem, kde ( $\sigma$ ) označuje působící mechanické napětí a ( $\varepsilon$ ) deformaci tkáně (Sigrist et al., 2017):

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon}$$

### 3.4 Myofasciální systém

---

Pohybový aparát člověka můžeme členit na jednotlivé orgány a tělesné systémy umožňující jak posturální, tak lokomoční funkci. Jednou z hojně využívaných zobrazovacích metod bez větších vedlejších účinků, jako je tomu například u metod využívajících radiační záření, je UZ vyšetření, pomocí kterého můžeme zobrazit měkké tkáně, ke kterým řadíme myofasciální systém. Ten se skládá jak z kontraktilní svalové tkáně, tak komponenty nekontraktilní vazivové (Lewit, 2003; Hrazdira, 2020). V myofasciálním systému jsou popisovány další složky jako je složka neurální, vaskulární a lymfatická (Bordoni et al., 2022).

Svalová tkáň je aktivní, kontraktilní část pohybového aparátu. V rámci pohybového aparátu se jedná o příčně pruhovanou kosterní svalovinu, která má pro lokomoci stěžejní význam (Dylevský, 2007), a právě ona byla elastografií zkoumána v jedné z našich studií.

Další z našich studií se věnovala fasciím, které řadíme k pojivové tkáni. V literatuře posledních let nacházíme mnoho definic pojivové tkáně. Aby nejednotné používání tohoto výrazu nepůsobilo v odborné veřejnosti zmatek, zřídila v roce 2016 společnost Fascia research society výbor Fascia nomenclature committee, který definoval terminologii fasciálního systému: „Fasciální systém se skládá z trojrozměrné kontinuální měkké, kolagenové a husté fibrózní pojivové tkáně, která proniká tělem. Skládá se z adipózních tkání, adventicií, neurovaskulárních obalů, aponeuróz, hlubokých a povrchových fascií, epineuria, kloubních pouzder, ligament, membrán, meningeí, myofasciálních expanzí, periostu, retinákulí, sept, šlach, viscerálních fascií a veškerých intramuskulárních a intermuskulárních pojivových tkání zahrnujících endomysium, perimysium a epimysium. Fasciální systém protíná a obklopuje všechny orgány, svaly, kosti a nervová vlákna, a poskytuje tělu funkční strukturu a prostředí umožňující všem tělním systémům pracovat integrovaně.“ (Adstrum et al., 2017, s. 175).

Tkáně, které jsou součástí myofasciálního systému, pracují v harmonii, aby vytvořily myofasciální kontinuum. Fascie pak integrují všechny svaly obsažené v ní do propojené sítě. Bylo by pak nesprávné považovat svalovou tkáň za samostatnou funkční entitu (Krause et al., 2016; Wilke et al., 2016).

### 3.5 Patologie myofasciálního systému a ultrazvuková elastografie

---

Patologie lokomočního systému tradičně dělíme na léze funkční a strukturální. Hranice mezi těmito patologiemi je však značně neostrá a v obou případech můžeme nalézt změny v elasticitě tkání. Tyto změny jsme dříve mohli diagnostikovat pouze palpačním vyšetřením, které však nebylo v rámci vědy a výzkumu dostatečně objektivním nástrojem. V tomto směru by mohla být nápomocná UZ elastografie, která dokáže palpační vyšetření do jisté míry objektivizovat, zejména co se týče tuhosti tkání a mohla by přispět objektivními daty.

Je však důležité si uvědomit, že palpce nezachycuje pouze elasticitu tkání, nýbrž i mnoho dalších parametrů, jako jsou například teplota tkání, potivost, samotné reakce tkání vyvolané v důsledku palpačního tlaku či zhodnocení bariér měkkých tkání. V klinické praxi je palpce také nezastupitelným nástrojem interpersonální komunikace s pacientem a má tedy i význam psychologický. UZ elastografie tedy klinické palpační vyšetření zcela nehradit nemůže (Lewit, 2003; Poděbradská, 2018; Sigrist et al., 2017).

**Funkční poruchy** mohou vznikat na podkladě adaptačních a maladaptačních změn v různých etážích řízení pohybového aparátu i jako odezva jednotlivých periferních tkání prostřednictvím jejich buněčných mechanismů (Poděbradská, 2018; Stecco et al., 2018). Na subetáži kůže a podkoží nalézáme hyperalgické zóny, které se mimo jiné projevují sníženou protažitelností až zhrubnutím kůže a jejich přilehlých vrstev, popř. i prosáknutím a trofickými změnami podkoží (Kolář & Čech, 2012; Vecchiet et al., 1999).

Na etáži vazivově-kloubní se jedná nejčastěji o kloubní blokády či hypermobilitu, kde opět v blízkosti kloubů s blokádou či hypermobilitou nalézáme změny elasticity měkkých tkání. Na etáži svalově-fasciové nacházíme reflexní změny (projevující se mimo jiné změnou klidového tonu), pod které spadají například spoušťové body a změny fibrózních vrstev vaziva i řídkého vaziva. U všech těchto funkčních poruch můžeme předpokládat změny elasticity (Pavan et al., 2014; Poděbradská, 2018; Stecco et al., 2013).

Elasticita měřena na vybraných svalech a ligamentech u hypermobilních jedinců ukazuje, že u syndromu konstituční hypermobility nacházíme nižší tuhost některých ligament, a naopak vyšší tuhost některých svalů, což může být způsobeno kompenzačním mechanismem kontroly hypermobilního kloubu. Zde se ukázalo, že strain elastografie by

mohla být doplňkovou diagnostickou metodou k monitorování měkkých tkání u pacientů s hypermobilitou, popřípadě by mohla sloužit k objektivizaci efektu terapie u vazivových bolestí způsobených v souvislosti s přítomností konstituční hypermobility (Alsiri et al., 2019).

Další možností využití elastografie je například při objektivizaci spoušťových bodů, které byly již v minulosti hodnoceny za pomoci diagnostiky elasticity tuhých svalových snopců (taut band obsahující spoušťové body) za využití MR elastografie. Bylo zjištěno, že tyto snopce napjaté svaloviny je možné na MR zobrazit. Navíc se ukazuje, že zhodnocení taut band palpačním vyšetřením rehabilitačních lékařů a MR elastografií je odlišné (Chen et al., 2016). Lze spekulovat, že důvodem této diskrepance může být fakt, že elastografie hodnotí pouze elasticitu tkáně, nikoli však její viskozitu. Ta ale může přinejmenším u některých typů myofasciálních změn hrát důležitou roli (Stecco et al., 2013).

Funkční poruchy pohybového aparátu mohou způsobovat nejenom bolesti, ale také například změnu rozsahu pohybu, která může nepříznivě ovlivňovat samotnou funkci kloubu. Příkladem může být hypertonus m. masseter u omezení hybnosti mandibuly s projevem bolesti, kde bylo zjištěno, že intenzita bolesti a omezení rozsahu pohybu v kloubu úzce souvisí s tuhostí žvýkacích svalů – zde m. masseter, který je pomocí elastografie dobře měřitelný (Takashima et al., 2017).

Lokální funkční změny myofasciálních tkání, v praxi zjednodušeně považované za myofasciální trigger pointy, jsou ve skutečnosti velmi heterogenní skupinou klinických nálezů, u kterých jsou v různé míře vyjádřeny změny tonu svalových vláken, změny předpětí a mechanických vlastností jednotlivých vazivových elementů myofasciální tkáně, včetně změn na úrovni množství a viskozity řídkého vaziva. UZ elastografie tak může být jedním z nástrojů, jak tuto problematiku lépe pochopit (Kolář & Čech, 2012; Stecco et al., 2013).

**Strukturální poruchy** pohybového aparátu mají patomorfologický nálezn, který je podkladem obtíží. Mezi strukturální poruchy pohybového aparátu patří zejména vrozené, traumatické, zánětlivé, infekční, metabolické, degenerativní či systémové vady (Poděbradská, 2018). I zde můžeme nalézt množství dysfunkcí v oblasti myofasciálního aparátu, kde dochází ke změnám elasticity tkáně.

Jedna z prvních indikací UZ elastografie v myoskeletální medicíně byla diagnostika tendinopatií, jako například radiální epikondilitidy, patelární tendinopatie nebo tendinopatie Achillovy šlachy. Ukázalo se, že SWE je vhodnou metodou k posouzení změny tuhosti

šlach, dále významně zvyšuje diagnostickou přesnost UZ a může sloužit jako nástroj k včasné detekci nebo sledování tendinopatií (Dirrichs et al., 2016).

Elastografii je možno dále využít při vyšetřování jizev po traumatech, či popáleninách, kde již v minulosti byla prokázána zvýšená tuhost neporaněného podkožního tuku pod ránou, a v některých případech i zvýšená tuhost perimuskulární fascie (DeJong et al., 2020).

Pomocí elastografie lze také hodnotit změny elasticity svalů u Duchennovy svalové dystrofie. S použitím SWE byla zjištěna signifikantně zvýšená svalová tuhost u m. rectus femoris, m. vastus lateralis, m. adductor magnus a m. gluteus maximus a dále potvrzena proximo-distální tendence šíření tohoto onemocnění, kde byla zvýšená tuhost nalezena u svalů v oblasti stehna a pánve v počátcích, zatímco na svalech jako m. tibialis anterior se stávala tužší v pozdějších fázích onemocnění. I zde by se elastografie mohla stát jednou z neinvazivních diagnostických metod k určení stadia tohoto onemocnění (Pichiecchio et al., 2018).

Další možností využití elastografie je hodnocení spasticity v rámci neurologických dysfunkcí. V dnešní době hodnocení spasticity probíhá zejména klinickým vyšetřením, které poskytuje pouze subjektivní zhodnocení. SWE může poskytnout kvantitativní informace o stavu jednotlivých svalů během relaxace a kontrakce. Podstatným periferním faktorem přispívajícím ke klinickému obrazu spastického svalu jsou změny jeho vazivových složek, které zvyšují tuhosti svalů i dráždivost svalových vřetének. Tyto změny proto hrají důležitou roli obzvláště u dětí s dětskou mozkovou obrnou nebo u dospělých po cévní mozkové příhodě, protože spolu vytváří funkční omezení. SWE by tyto změny tkání v určitých případech mohla zhodnotit bez nutnosti invazivní svalové biopsie (Bar-On & Slane, 2016; Brandenburg et al., 2016; Shinohara et al., 2010; Stecco et al., 2014).

Na pomezí funkčních a strukturálních patologií pohybového aparátu stojí například diagnóza syndromu karpálního tunelu, kterou lze také hodnotit UZ elastografií. Výsledky z měření na deseti kadaverech ukázaly lineární vztah růstu rychlosti šíření smykových vln (které odpovídají vyšší tuhosti) ve šlaše m. flexor digitorum superficialis při zvyšujícím se tlaku v oblasti karpálního tunelu. Toto vyšetření by tak mohlo doplnit standardní vyšetření elektromyografií, či klasické UZ vyšetření za pomoci B-modu (Kubo et al., 2018).

Periferní nervy mohou být uskrínuty nejen ve známých úžinách, ale i na řadě míst kde procházejí vrstvami hlubokých fascií (Stecco et al., 2019). Zdroj tenze, která se do těchto

míst promítá, může pocházet i ze vzdálenějších segmentů. Elastografie by tak mohla být nástrojem k objektivizaci a mapování těchto změn předpětí ve fasciálním systému.

Další možné využití elastografie je v rámci hodnocení účinnosti léčebných rehabilitačních technik. S její pomocí již byla objektivizována poloha segmentu paže nejvýhodnější pro protažení m. supraspinatus (Nishishita et al., 2018), efekt dynamického strečinku na biomechanické vlastnosti m. gastrocnemius (Pamboris et al., 2018) nebo statického strečinku na m. gastrocnemius (Hirata et al., 2017).

Co se týče patologií myofasciálního systému není důležitá pouze diagnostika, ale také terapie a její hodnocení. Již v minulosti byly předvedeny mnohé práce, které pomocí elastografie srovnávaly terapeutické postupy, jako například srovnání techniky myofascial release a termoterapie u m. vastus lateralis (Ichikawa et al., 2015) nebo efekt akupunktury a elektroakupunktury u myofasciálního bolestivého syndromu (Müller et al., 2015).

Funkční souvislosti při strukturálních lézích jsou mnohdy stěžejní a nadhodnocování významu lézí strukturálních může být diagnostickou chybou, která může vést ve špatný terapeutický postup. Typickým příkladem může být identifikace trhlin v rotátorové manžetě u pacientů s bolestí ramene. U těchto pacientů jsou pak subjektivní bolestivé symptomy mnohdy nesprávně přičítány těmto trhlinám. Je přitom známo, že tyto změny jsou často klinicky němé a bolest v rameni může mít řadu jiných příčin. Informace o přítomnosti trhlin podána pacientovi pak může působit jako významné nocebo (Girish et al., 2011).

Roku 2012 vydala Evropská společnost muskuloskeletální radiologie doporučené postupy vyjadřující se k aplikaci UZ v souvislosti s vyšetřením pohybového aparátu. Další studie z roku 2018 již zmiňuje i UZ elastografii a její použití v pohybovém aparátu (Klauser et al., 2012; Sconfienza et al., 2018), nicméně stále zde chybí kvalitní standardizace měření.



## 4 Praktická část

---

### 4.1 Cíle disertační práce

---

1. Poukázat na možnosti využití ultrazvukové elastografie v rámci myofasciálního systému.
2. Porovnat elasticitu svalů krku u pacientů s cervikogenními bolestmi hlavy se zdravými dobrovolníky.
3. Kvantifikovat elasticitu fascií v rámci hormonálních změn žen.
4. Poukázat na benefity, limitace a případná rizika ultrazvukové elastografie při diagnostice myofasciálního systému.

## 4.2 Studie 1 – Elasticita svalů krku u cervikogenních bolestí hlavy

---

V této práci jsme u pacientů s CC (cervicogenic cephalgia, cervikogenní bolesti hlavy), zjišťovali elasticitu m. SCM a musculus trapezius pars descendens pomocí SWE.

Téměř polovina populace má opakující se bolesti hlavy různé etiologie (Stovner et al., 2007). Tenzní bolesti hlavy, clusterové bolesti hlavy a migrény patří k těm nejčastějším a řadíme je k primárním bolestem hlavy, které nevykazují žádnou strukturální lézi ani organické postižení mozku nebo hlavy. Příkladem sekundární bolesti hlavy je například CC (Ahmed, 2012).

The International Headache Society definuje CC jako bolesti spojené s klinickými nebo pomocí zobrazovacích metod průkaznými poruchami krční páteře či měkkých tkání krku, o kterých je známo, že jsou schopné způsobovat bolesti hlavy.

Jsou definovány jako:

1. Jakékoliv bolesti hlavy splňující kritérium 3;
2. Existuje klinický a/nebo obrazový důkaz onemocnění nebo léze v oblasti krční páteře nebo měkkých tkání krku;
3. Souvisejí alespoň se dvěma následujícími stavy:
  - a. bolest hlavy se vyvinula v časovém vztahu k nástupu postižení krční páteře nebo výskytu morfologické léze
  - b. bolest hlavy se významně zlepšila nebo ustoupila souběžně se zlepšením nebo vyléčením poruchy krční páteře nebo související léze
  - c. rozsah hybnosti krční páteře je omezený a bolesti hlavy jsou výrazně zhoršeny provokačními manévry
  - d. bolest hlavy je zlepšena po diagnostickém obstríku struktur krční páteře nebo jejich nervového zásobení;
4. Bolesti hlavy nezařaditelné lépe pod jinou z ICHD-3 diagnóz (The International Classification of Headache Disorders 3rd edition) (Olesen et al., 2018; *Mezinárodní klasifikace bolestí hlavy*, 2021).

Prevalence u CC je uváděna mezi 0,4 až 2,5 %, ale na klinikách bolesti je až 20 % u pacientů s chronickými bolestmi. Je často spojována s funkčními patologiemi pohybového aparátu jako jsou kloubní blokády, svalový hypertonus nebo přítomnost spoušťových bodů (spoušťové body jsou hyperiritabilní body ve svalech spojené s palpovatelným hypersenzitivním uzlíkem. Tento bod je bolestivý při kompresi a může způsobovat typickou přenesenou bolest, motorickou dysfunkci nebo vegetativní projevy) (M. Biondi, 2005; Nicholson & Gaston, 2001; Park et al., 2017; Simons et al., 1999).

Často bývá obtížné rozlišit jednotlivé typy bolestí hlavy a v anamnéze mohou být u jedné osoby současně různé typy těchto bolestí, kdy například pacient s dominantně CC může trpět i atakami migrén. Některé metody mohou pomoci při jejich diferenciální diagnostice za současného klinického vyšetření. Mimo výpočetní tomografie nebo MR (magnetické rezonance) mozku to může být například UZ vyšetření měkkých tkání a elastografie hodnotící elasticitu svalů. Pokud palpací nalézáme svalové hypertony, mohla by tato metoda toto zvýšené napětí potvrdit (M. Biondi, 2005; Nicholson & Gaston, 2001; Simons et al., 1999).

Existuje několik svalů, u kterých byla popsána souvislost CC jako například m. SCM, m. trapezius pars descendens, pectoralis minor či major (Jull et al., 1999; Zito et al., 2006). V rámci této práce byly k vyšetření vybrány m. SCM a m. trapezius pars descendens, kvůli jejich dobré dostupnosti při měření UZ elastografií.

#### 4.2.1 Metodika

Tato studie byla schválena Etickou komisí Univerzity Palackého v Olomouci a všichni účastníci podepsali informovaný souhlas. Celkem bylo vyšetřeno 46 probandů, kdy 23 trpělo CC (pacienti) a zbylých 23 probandů (kontrolní skupina) tvořili zdraví dobrovolníci.

Inkluzivní kritéria pacientů obsahovala CC charakterizované dle ICHD-3 a věk mezi 18–55 lety. Exkluzivní kritéria obsahovala dominanci jiného typu bolesti hlavy, dále přítomnost fonofobie, fotofobie nebo aury typickou pro migrénu.

Věk pacientů námi vybraného výzkumného souboru byl mezi 22–51 lety (medián 36,4 let). Pacienty tvořilo 20 žen a 3 muži. V kontrolní skupině nebyl statisticky významný rozdíl v pohlaví ( $p = 1$ ), věku ( $p = 0,8$ ) ani v BMI (body mass index) ( $p = 0,2$ ).

Pacienti s CC byli dotazováni na charakteristiky bolestí. Lateralita bolestí, frekvence, trvání, charakter nebo intenzita. Také byli dotazováni na omezení v rotacích hlavy, tinnitus, nauzeu, vomitus, bolesti zubů, uší, parestezie na horních končetinách, které by byly přítomny současně s bolestmi hlavy.

Všechna měření prováděl erudovaný radiolog pomocí přístroje Supersonic Aixplorer s lineární sondou SL15-4 u m. SCM a konvexní sondou XC6-1 u m. trapezius pars descendens.

Elasticita m. SCM a m. trapezius pars descendens byla měřena a porovnána mezi zdravými dobrovolníky a pacienty. Elasticita byla měřena v kPa, kde vyšší hodnoty znamenaly větší tuhost (respektive menší elasticitu).

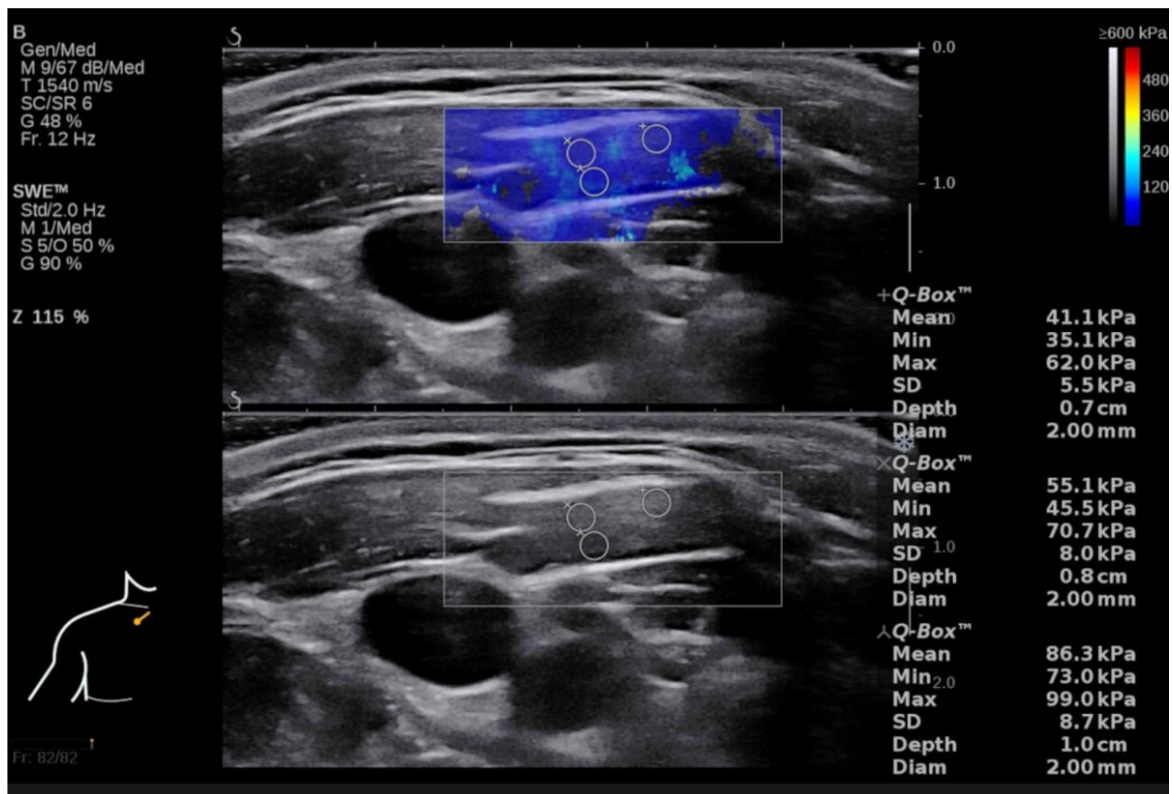
Měření m. SCM jsme provedli ve čtyřech různých lokalitách (sval rozdělený na čtvrtiny – u sterna, dále v polovině délky svalu, pak kraniálněji ve 3/4 délky svalu a poslední u proc. mastoideus), kde každá ze čtyř lokalit obsahovala šest středních hodnot (mean) elasticity. Těchto šest hodnot se skládalo z dvojího přiložení UZ sondy s vybráním tří ROI, což je 48 středních hodnot elasticity při měření na obou stranách krku.

U m. trapezius pars descendens bylo zaznamenáno také šest středních hodnot elasticity na každé straně krku. Těchto šest hodnot se skládalo z dvojího přiložení UZ sondy s vybráním tří ROI, což je 12 středních hodnot elasticity při měření na obou stranách krku. U každého probanda bylo tedy celkem zaznamenáno 60 středních hodnot elasticity. Všechna měření byla prováděna vleže na zádech s horními končetinami podél těla, kdy se pacient díval před sebe bez jakékoli stranové výchylinky hlavy. ROI bylo voleno u m. SCM vždy 2 mm a u m. trapezius pars descendens vždy 5 mm. V rámci statistického zpracování byly vybrány střední hodnoty elasticity a u každé z měřených lokalit byl určen medián šesti měřených středních hodnot elasticity, se kterým se následně pracovalo v rámci výsledků.

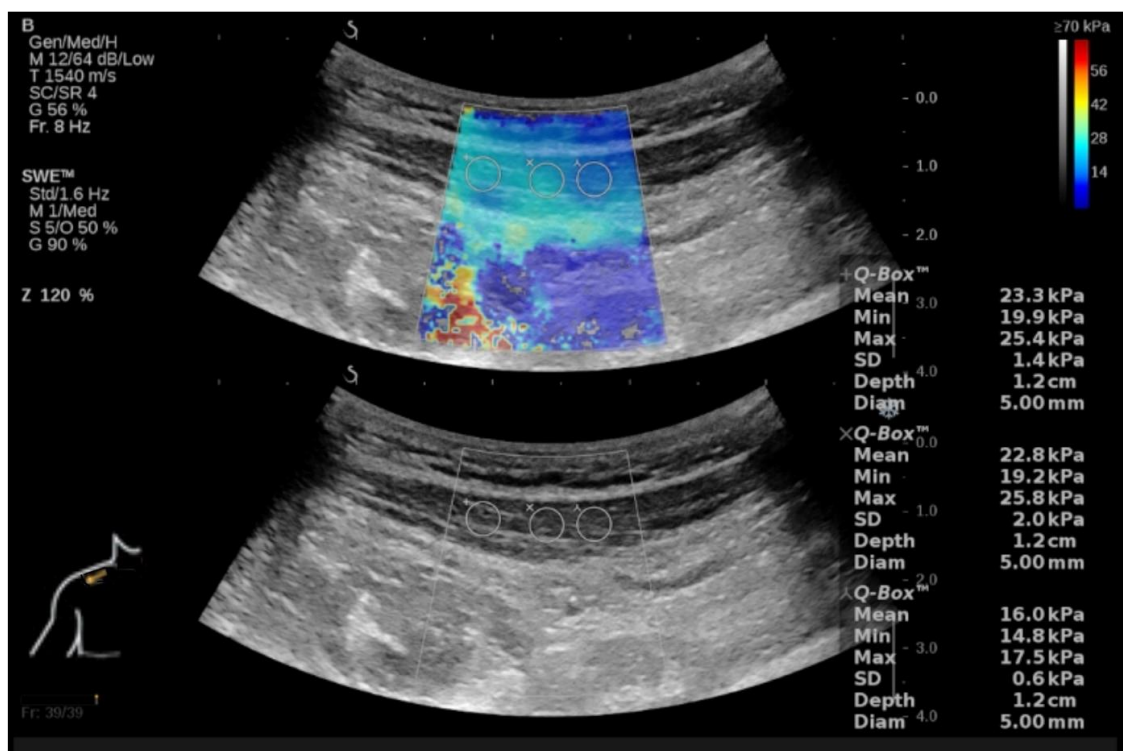
Elasticita svalů byla srovnána mezi skupinami pacientů a zdravých dobrovolníků za pomocí Kruskal–Wallisova testu. Všechny statistické testy byly zpracovány za pomocí softwaru STATISTICA, verze 10.0, Statsoft Inc, Tulsa, CA, a MatLab R2013b, The MathWorks Inc., Natick, MA. Hodnota signifikance byla stanovena na 0,05.

## 4.2.2 Výsledky

Cílem studie bylo srovnání elasticity m. SCM a m. trapezius pars descendens mezi pacienty s CC a zdravými dobrovolníky. V rámci metodiky měření byla odebrána anamnéza 23 pacientům s CC se zaměřením na charakter bolestí. Elasticita m. SCM a m. trapezius pars descendens byla měřena pomocí SWE a výsledky byly následně porovnány se 23 zdravými dobrovolníky.



Obr. 2. Měření elasticity m. SCM lineární sondou, zobrazení tří ROI v jedné ze čtyř vybraných lokalit svalového břicha m. SCM.

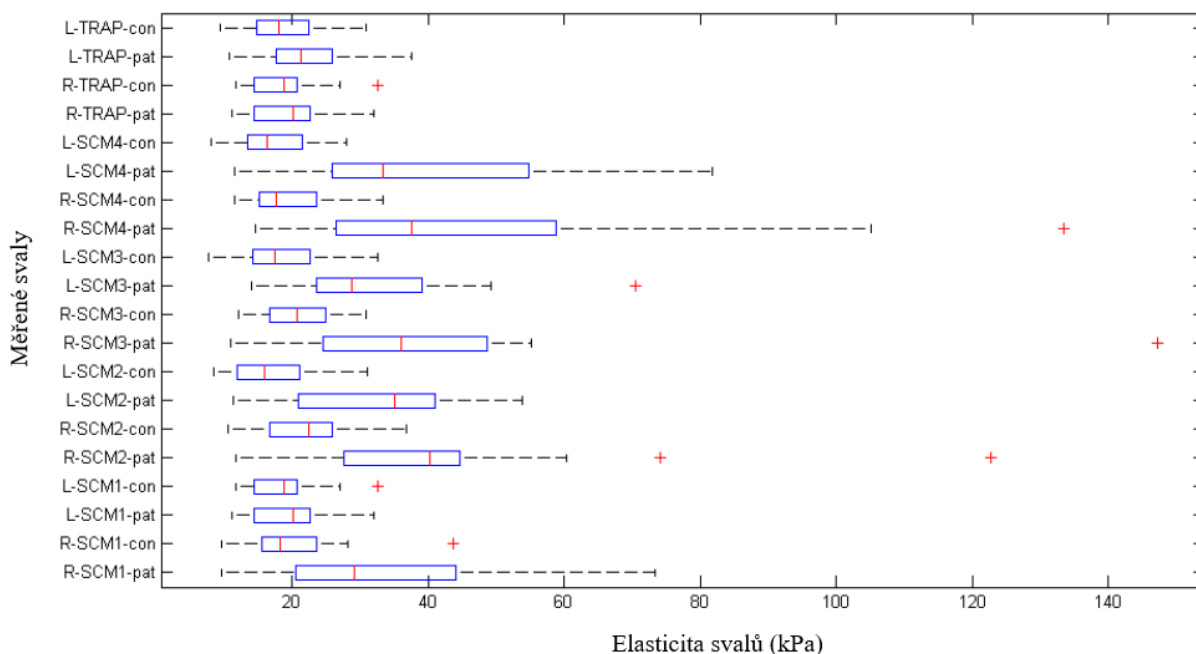


Obr. 3. Měření elasticity m. trapezius pars descendens s konvexní sondou. Obrázek zachycuje tři ROI měřené na m. trapezius pars descendens.

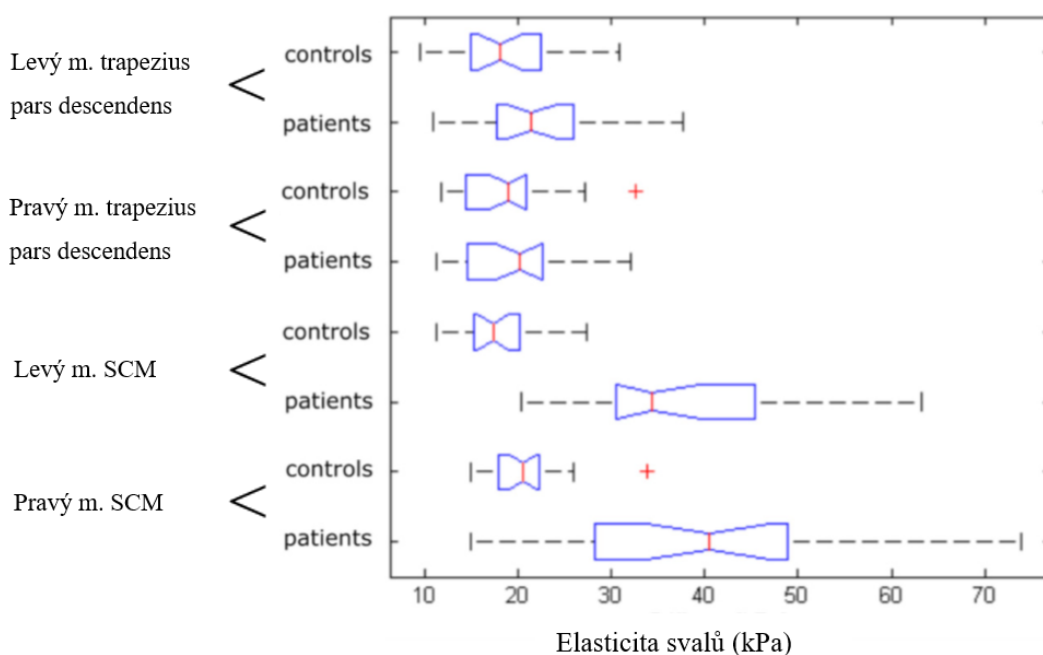
Grafy 1, 2 a tab. 1 ukazují výsledky měření elasticity. Byly zde statisticky významné rozdíly mezi elasticitou m. SCM u pacientů a zdravých dobrovolníků, kde byla hodnota  $p < 0,001$  na obou stranách. Tuhost u m. SCM se zvyšovala od parasternální oblasti, kde byla nejmenší, až po kraniálnější oblast m. SCM u proc. mastoideus. Tyto hodnoty byly v porovnání se zdravými dobrovolníky téměř 2x vyšší. Elasticita m. trapezius pars descendens nevykazovala signifikantní rozdíly mezi skupinami ( $p = 0,58$  na pravé straně a  $p = 0,15$  na straně levé).

	Elasticita (kPa)			
	Pacienti pravá strana	Pacienti levá strana	Kontrolní skupina pravá strana	Kontrolní skupina levá strana
m. SCM u sterna	34,6	19,8	20	18,8
m. SCM v ½ délky svalu	42,3	33,2	21,7	17,4
m. SCM kraniální ¾	40,4	33,4	20,9	19
m. SCM u proc. mastoideus	46,8	20	39,8	16,9
m. trapezius pars descendens	19,8	21,9	18,8	19,1

Tab. 1. Elasticita měřených svalů, uvedené hodnoty představují medián středních hodnot elasticity.



Graf 1. Přehled rozložení hodnot svalové elasticity. Levá strana (L) a pravá strana (R), pacienti (pat) a kontrolní skupina (con). Čtyři lokality m. SCM – u sternu (1), v polovině svalu (2), ve 3/4 svalu (3), u processus mastoideus (4). M. trapezius pars descendens (TRAP).

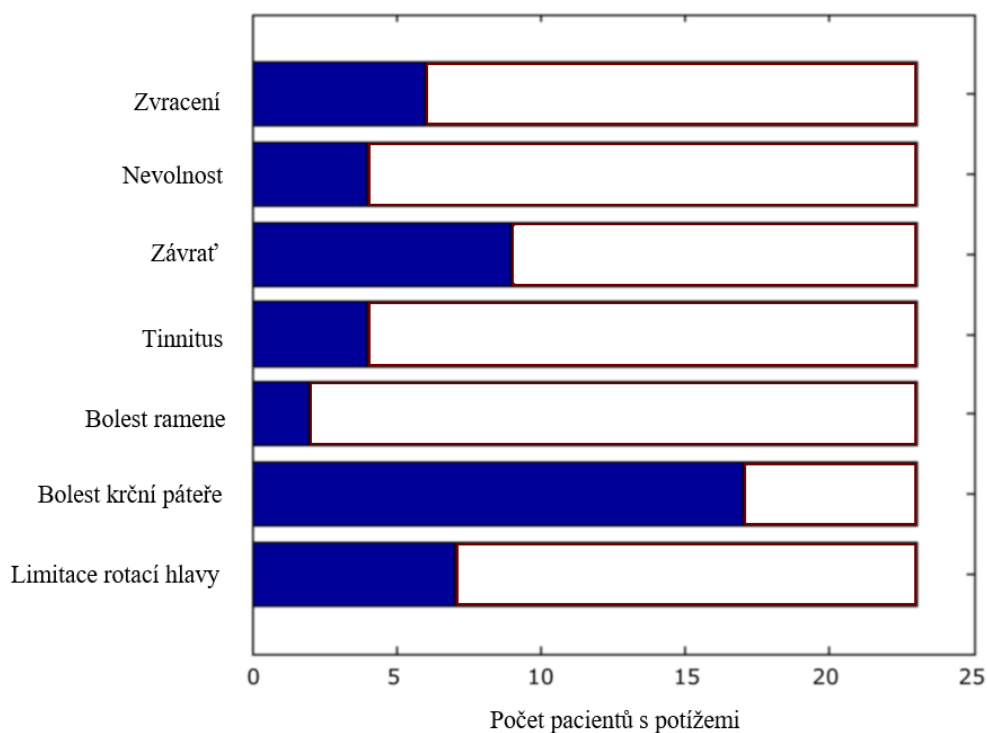


Graf 2. Méně detailní přehled hodnocení elasticity svalů. U m. SCM je hodnota tvořena průměrem čtyř mediánů z grafu 1.

Z 23 pacientů mělo devět výraznější bolesti na pravé straně, tři na levé straně a jedenáct trpělo oboustrannými bolestmi. Čtyři pacienti trpěli bolestmi hlavy každý den, sedm pacientů přibližně jednou týdně, dalších sedm jednou za měsíc a zbylých pět minimálně 2x do roka. Bez užívání léků u většiny pacientů bolest trvala jeden až dva dny. Nebyla nalezena žádná korelace se zaznamenávanými příznaky z grafu 3 a vyšší tuhostí některého ze svalů.

Při vyšetření elastografií měli čtyři pacienti bolesti hlavy v době jejich maxima (dva pacienti popisovali bolesti na škále VAS (vizuální analogová škála bolesti s rozsahem 0–10) jako 4 a zbylí dva jako 7). U dalších pacientů byla při vyšetření bolest nižší, než jakou mívají, nebo byli při měření bez bolesti.

Pacienti byli rozděleni podle intenzity bolesti na dvě skupiny – s menšími bolestmi (dle VAS menší než 4) a většími bolestmi (dle VAS větší a rovno 4). Třináct pacientů bylo ve skupině s menšími bolestmi a deset pacientů ve skupině s bolestmi většími. Ve skupině s většími bolestmi čtyři pacienti trpěli pouze pravostrannými bolestmi hlavy a zbytek oboustrannými. U skupiny s menšími bolestmi trpěli všichni oboustrannými bolestmi. Neexistovala žádná spojitost mezi intenzitou bolestí a elasticitou konkrétní struktury či lateralitou.



Graf 3. Četnost dalších příznaků ve výzkumném vzorku u pacientů s cervikogenními bolestmi hlavy.



### 4.3 Studie 2 – Elasticita fascií v rámci hormonálních změn žen

---

Fascie se v poslední době staly tématem k diskusi a předmětem stále většího počtu publikací (Condino et al., 2015; Fede et al., 2016; Petrofsky & Lee, 2015; Stecco et al., 2019). Na toto téma byly také pořádány mezinárodní kongresy – například International Fascia Research Congress patřící pod společnost Fascia Research Society.

Mezi změny elasticity pojivové tkáně řadíme například hypermobilitu, která souvisí s neadekvátní stabilizací kloubu a zvyšuje riziko muskuloskeletálních zranění (Balkó et al., 2014). Mezi potenciální faktory ovlivňující elasticitu tkání můžeme řadit pohlaví, jelikož se zdá, že ženské pohlavní hormony mají na elasticitu fascií významný vliv (Russek, 1999).

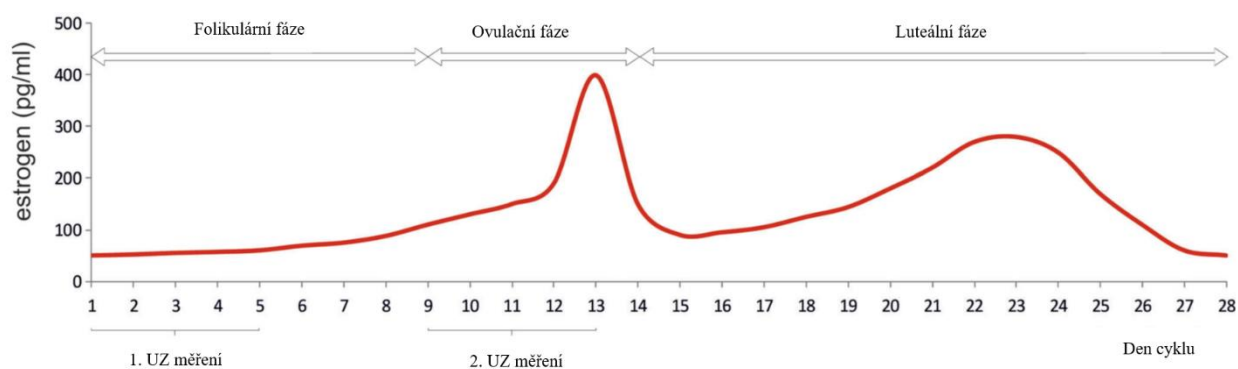
Mezi hlavní ženské pohlavní hormony řadíme estrogen, progesteron a relaxin (Dragoo et al., 2011; Fede et al., 2016). V minulosti již byly provedeny studie hodnotící vliv menstruačního cyklu, zejména hladin estrogenů a užívání hormonální antikoncepce (HA) na elasticitu vazů (Belanger et al., 2013; Herzberg et al., 2017), nicméně, obě tyto práce měly diskrepanci ve výsledcích v souvislosti s předním zkříženým vazem kolenního kloubu.

V další studii hodnotili účinek estrogenu na plantární aponeurózu pomocí hodnocení délky nohy, tloušťky fascie, a to za využití B-modu UZ a hodnocení rovnovážných funkcí pomocí balanční plošiny. První měření bylo provedeno během časně folikulární fáze a druhé při ovulaci. Autoři dospěli k závěru, že během ovulace se zvyšuje elasticita fascie, což by mohlo potenciálně vést k horší rovnováze a následně většímu riziku pádu (Petrofsky & Lee, 2015).

Zobrazovací metody jako UZ, výpočetní tomografie a MR dokážou objektivizovat základní anatomii svalů a zobrazit také pojivovou tkáň, avšak elasticita těchto struktur byla dosud vyšetřovatelná pouze palpací a výsledky byly vysoce subjektivní. Elastografie (buď UZ nebo MR) může být při vhodné metodice měření objektivní metodou hodnocení. UZ elastografie umožňuje elasticitu tkání měřit neinvazivně a v reálném čase.

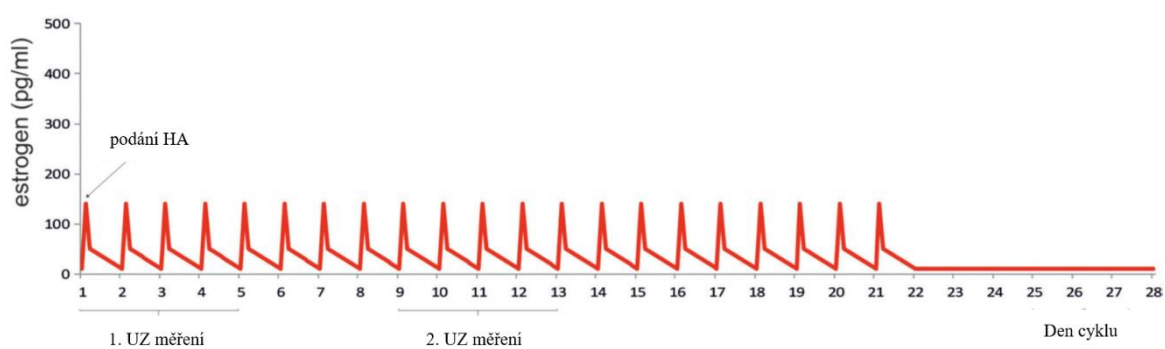
V této práci jsme měřili elasticitu hlubokých fascií pomocí UZ SWE v závislosti na hladinách estrogenu (uživatelky HA / neuživatelky HA a dvě fáze menstruačního cyklu u neuživatelky) viz graf 4 a graf 5.

#### Hladina estrogenu u neuživatelky HA



Graf 4. Hladiny estrogenu u neuživatelky HA během menstruačního cyklu (Upraveno dle Briggs et al., 2013 [dostupné z [www.wileyonlinelibrary.com](http://www.wileyonlinelibrary.com)]).

#### Hladina estrogenu u uživatelek HA



Graf 5. Hladiny estrogenu u uživatelek HA během menstruačního cyklu (Upraveno dle Briggs et al., 2013 [Dostupné z: [www.wileyonlinelibrary.com](http://www.wileyonlinelibrary.com)]).

### 4.3.1 Metodika

Tato studie byla schválena Etickou komisí a všechny probandky podepsaly informovaný souhlas. Vyšetřeno bylo 33 žen, z nichž 29 splnila kritéria pro studii. Inkluzivní kritéria zahrnovala: zdravé ženy s pravidelným menstruačním cyklem (maximální odchylka v trvání 2 dny), uživatelky/neuživatelky kombinované HA po dobu minimálně 6 měsíců a absolvování vstupního vyšetření fyzioterapeutem. Exkluzivní kritéria byla následující (počet vyloučených žen je uveden v závorkách): nepravidelný menstruační cyklus s odchylkou více než 2 dny (jedna); uživatelky/neuživatelky HA méně než 6 měsíců (jedna); BMI zaokrouhlený na celé jednotky větší než 25 (jedna); profesionální sportovkyně (jedna); nadměrná pohybová aktivita 2 dny před každým elastografickým vyšetřením; kuřáčky; užívání nitroděložního tělíska; těhotenství v anamnéze.

Věk žen se pohyboval od 18 do 29 let (průměr 22,5 let). Každá žena byla vyšetřena dvakrát, přibližně v době předpokládané nejnižší a nejvyšší hladiny estrogenu u neživatelk HA, tedy během prvních 5 dnů menstruačního cyklu a dále mezi 9. a 13. dnem cyklu (první den menstruace je prvním dnem cyklu) (graf 4 a 5). Ženy byly rozděleny do dvou skupin: 17 z nich nežívalo žádnou HA během posledních 6 měsíců a 12 užívalo HA minimálně 6 posledních měsíců (ve všech případech se jednalo o kombinovanou perorální HA ve formě tablet obsahující estrogen i progesteron).

Dva nejčastější typy bolestí v souvislosti s dotazováním probandek byly cefalgie a dysmenorea. Ženy byly dále rozděleny do dvou skupin pro každý algický stav (cefalgie a dysmenorea) a podle hodnoty na vizuální analogové škále bolesti (VAS):

- Ženy s nulovou nebo minimální bolestí (VAS 0 – 2).
- Ženy s větší intenzitou bolesti (VAS 3 – 10).

Zaznamenávána byla dále jejich pohybová aktivita:

- Pohybová aktivita méně často než jednou týdně.
- Pohybová aktivita jednou až dvakrát týdně.
- Pohybová aktivita třikrát nebo vícekrát týdně.

Mezi pohybové aktivity probandek patřil běh, cyklistika, plavání, lezení, aerobik, tenis, jízda na koni, volejbal, bruslení, a lyžování. Žádná z nich nebyla prováděna 2 dny před vyšetřením, aby se zamezilo ovlivnění elasticity tkání po sportovním výkonu a žádná z probandek neprováděla sport na vrcholné mezinárodní úrovni.

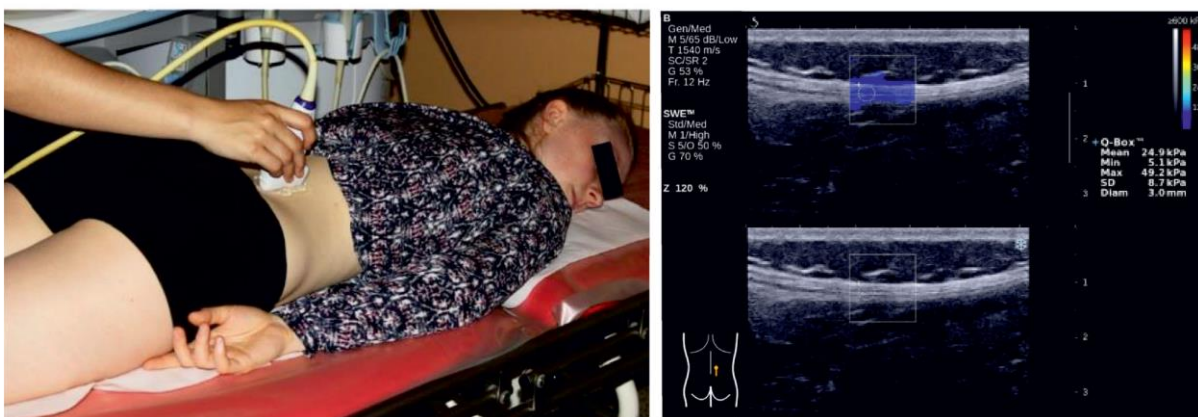
U všech 29 probandek byla vyšetřena hypermobilita fyzioterapeutem za využití Beightonovy stupnice (0 – 9) (Simmonds & Keer, 2007; Smékal, 2006):

- 0 – 2 = žádná hypermobilita.
- 3 – 6 = mírná hypermobilita.
- 7 – 9 = vysoký stupeň hypermobility.

Všechna UZ měření byla provedena jedním zkušeným sonografistou. Byl využit UZ přístroj Super-Sonic Aixplorer (SuperSonic Imagine, Aix-en-Provence, Francie) s lineární sondou SL15-4. Tloušťka a elasticita byla měřena na třech hlubokých fasciích: thorakolumbální fascie, fascie lata a plantární aponeuróza. Elasticita byla zaznamenávána v kPa. Vyšší hodnoty znamenají větší tuhost (tedy nižší elasticitu). V minulosti již bylo provedeno mnoho studií, které pracovaly s hlubokými fasciemi za pomoci klasického UZ B-modu, což nám dodalo důkaz, že námi zvolené struktury lze na UZ bezpečně zobrazit. Byli jsme však limitováni potřebou získat kvalitní signál při elastografických měřeních, který ovlivňuje řada proměnných (Condino et al., 2015; Langevin et al., 2011; Wearing et al., 2007).

Námi zvolená vyšetřovaná strana respektovala dorzální myofasciální linii (která začíná na horní končetině, prochází přes thorakolumbální a sakrální fascii a pokračuje kontralaterálně k laterální straně dolní končetiny) (Myers, 2014). Protože většina lidí má dominanci pravé horní končetiny, rozhodli jsme se měřit pravou stranu thorakolumbální fascie a levou stranu fascia lata a plantární aponeurózy (v našem výzkumném vzorku byla pouze jedna žena s dominancí levé končetiny, která však byla pro relativně malý výzkumný vzorek vyšetřena stejným způsobem jako ostatní, což můžeme považovat za jednu z limitací studie).

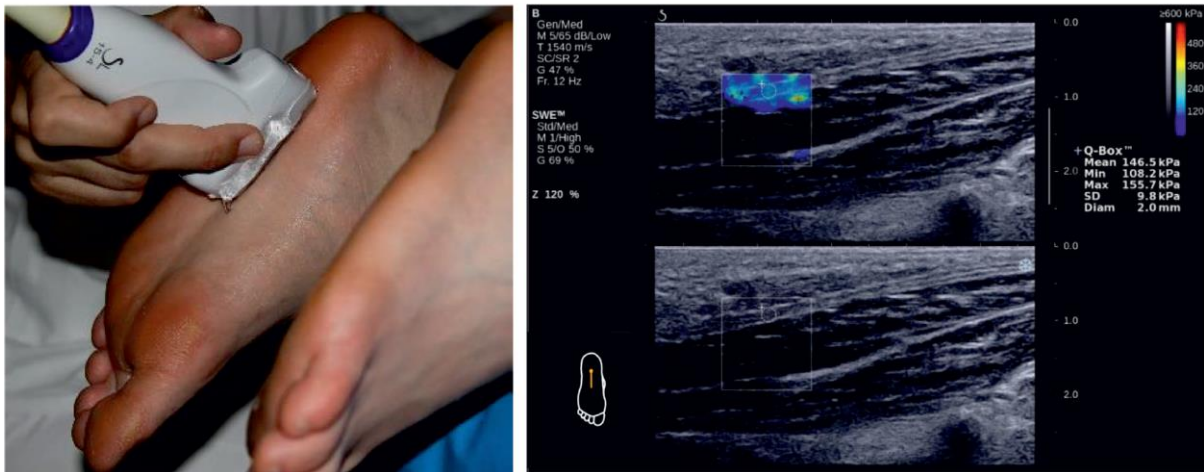
Během vyšetření radiolog nevěděl, zda vyšetřovaná žena užívala nebo neužívala HA. Všechny ženy byly vyšetřeny v relaxované poloze na břiše v pozici s rukama umístěnými vedle steh. Elasticita plantární aponeurózy byla měřena v poloze, kde nohy volně přecházely okraj vyšetřovacího stolu. Měření elasticity s výchozí polohou probandů je znázorněno na obr. 4, 5, 6.



Obr. 4. Měření elasticity thorakolumbální fascie. Fotografie ukazuje pozici vyšetřované osoby. UZ snímky se skládají z B-modu a SWE s oblastí zájmu umístěnou uvnitř fascie.



Obr. 5. Měření elasticity fascia lata



Obr. 6. Měření elasticity plantární aponeurózy

Každé měření bylo provedeno na konci výdechu, kde probandky byly instruovány následujícím způsobem: „Klidný nádech, výdech, nedýchat“ a po konci výdechu byla zaznamenávána elasticita. Toto bylo důležité zejména pro možnost ovlivnění předpětí thorakolumbální fascie v souvislosti s nádechem nebo výdechem.

Oblast zájmu (ROI) byla volena maximální možná tak, aby pokryla největší plochu měřené struktury a zároveň aby nepřesahovala do jiné anatomické struktury. Měření tedy probíhalo za pomoci ROI umístěné pouze uvnitř fascie. Měřili jsme maximální, střední a minimální elasticitu každé fascie. Jelikož jsme chtěli docílit co nejpřesnějších hodnot elasticity měřených struktur, byla provedena 3 elastografická měření u každé měřené struktury a následně byl pro statistické zpracování použit medián. Tři měření se ukázala jako optimální kompromis mezi přesností a dobou trvání měření vyšetřovaných probandek.

Údaje z anamnestického dotazníku vedeného pomocí rozhovoru a klinického vyšetření byly hodnoceny pomocí Studentova t testu. Tloušťka fascií a elasticita byly porovnány mezi skupinami i mezi jednotlivými měřeními pomocí Kruskal-Wallisova testu. Všechny testy byly provedeny ve statistickém programu STATISTICA 10.0 (Statsoft Inc., Tulsa, CA) a MatLab R2013b (The MathWorks Inc., Natick, MA). Úroveň statistické významnosti byla stanovena na 0,05.

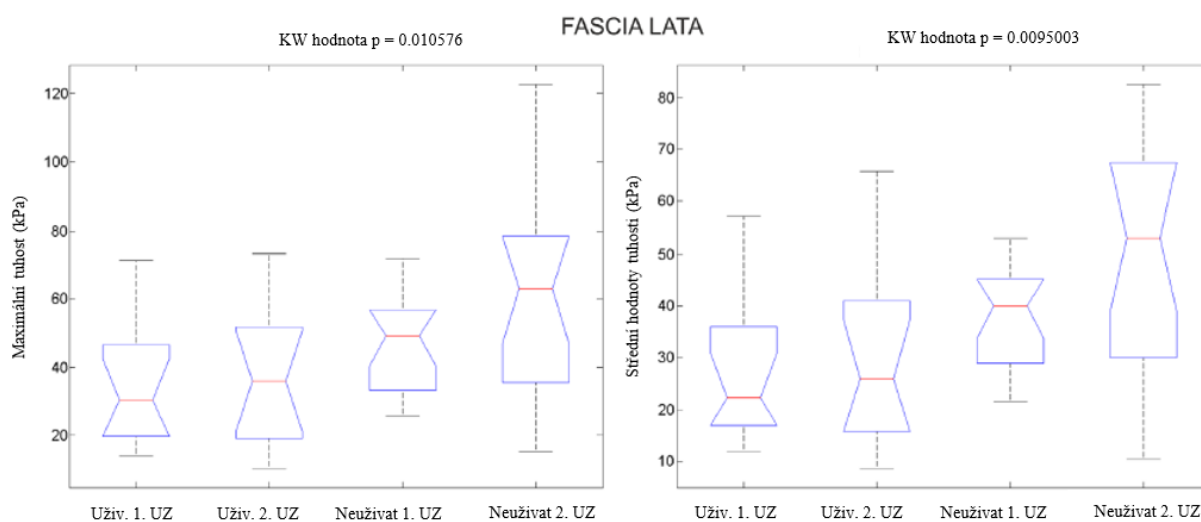
### 4.3.2 Výsledky

Tab. 2 ukazuje tloušťku a elasticitu fascií u uživatelů i ne uživatelů HA při prvním a druhém elastografickém měření. Jak maximální, tak střední hodnoty elasticity fascia lata byly statisticky významně odlišné mezi skupinami uživatelů a ne uživatelů HA ( $p = 0,01$  u maximálních hodnot elasticity a  $p = 0,0095$  u středních hodnot elasticity). Ne uživatelky HA vykazovaly vyšší tuhost fascia lata při obou UZ vyšetřeních (graf 6). Elasticita thorakolumbální fascie a plantární aponeurózy se mezi oběma skupinami výrazně nelišila a statistická významnost zde potvrzena nebyla.

Tab. 2. Hodnoty elasticity a tloušťky fascií

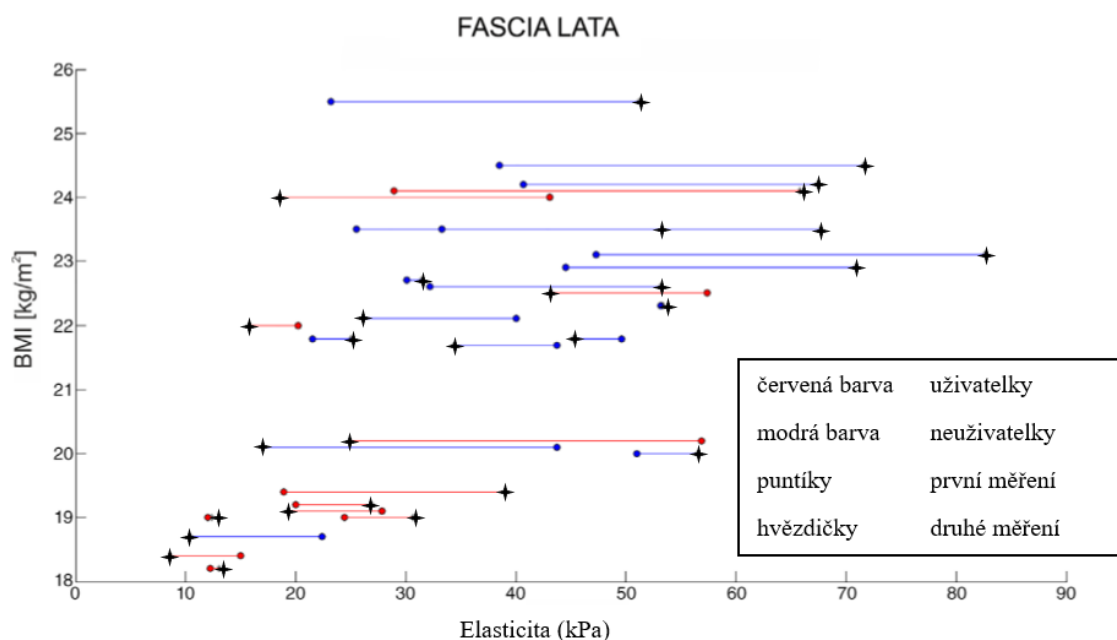
	UŽIVATELKY 1. – 5. den cyklu	UŽIVATELKY 9. – 13. den cyklu	NEUŽIVATELKY 1. – 5. den cyklu	NEUŽIVATELKY 9. – 13. den cyklu
<b>ELASTICITA (kPa)</b>				
Thorakolumbální fascie	23,9	20	22,6	19,3
Fascia lata	28,1	29	37,7	48,1
Plantární aponeuróza	137,8	112,5	127,9	130,6
<b>TLOUŠŤKA (mm)</b>				
Thorakolumbální fascie	4,2	4	5,6	5,4
Fascia lata	1,6	1,6	1,7	1,6
Plantární aponeuróza	2,9	3,1	3,1	3,1

*Poznámky: Hodnoty elasticity jsou průměrem středních hodnot mediánů tří měření*



Graf 6. Maximální a střední hodnoty tuhosti fascia lata během prvního a druhého UZ měření u uživatelů a ne uživatelů HA

Nenašli jsme žádnou statisticky významnou korelaci mezi elasticitou facií a BMI. Nicméně, když byla elasticita jednotlivých fascií probandek hodnocena zvlášť, v souvislosti s BMI, vykazovala určitý trend. Neuživatelky HA měly mírně zvýšené hodnoty BMI oproti uživatelkám. Tyto neživatelky HA s vyššími hodnotami BMI vykazovaly vyšší tuhost fascia lata, což mohlo ovlivnit výsledek (graf 7).



Graf 7. Body mass index (BMI) a elasticita fascia lata u jednotlivých probandek v závislosti na fázi menstruačního cyklu

Thorakolumbální fascie byla statisticky významně tlustší u neživatelky HA ( $p = 0,011$ ), ale nebyly zjištěny žádné statisticky významné rozdíly mezi skupinami v tloušťkách fascia lata a plantární aponeurózy. Při změnách během menstruačního cyklu jsme zjistili hraniční rozdíl mezi prvním a druhým měření fascia lata u neživatelky HA ( $p = 0,054$ ). U ostatních fascií nebyla potvrzena statistická významnost vlivu tloušťky fascie a fáze cyklu. Nenašli jsme žádnou korelaci mezi tloušťkou a elasticitou pro jakoukoli fascii.



Tab. 3 shrnuje informace získané při vstupním anamnestickém pohovoru a klinickém vyšetření. BMI neživatelky HA bylo statisticky významně vyšší, i když stále v normálních hodnotách. Tloušťka thorakolumbální fascie byla vyšší u neživatelky HA, ale statisticky významně nekorelovala s BMI. Stupeň pohybové aktivity se neprojevil na elasticitě fascií (žádná probandka neprováděla vrcholový sport). Nebyly zjištěny žádné statisticky významné rozdíly mezi uživatelkami a neživatelkami HA v souvislosti s dysmenoreou ani cefalgemi. Více neživatelky HA hlásilo dysmenoreu (9/17 ve srovnání s 3/12 uživatelkami) a intenzita bolestí u menstruace byla vyšší. Cefalgie byla u uživatelky o něco častější (4/12 oproti 3/17 neživatelkám) a byly s větší intenzitou. Co se týče hypermobility, tak zde také nebyl prokázán statisticky významný rozdíl v souvislosti s užíváním HA.

Tab. 3. Srovnání průměrných parametrů z rozhovoru a klinického vyšetření probandek

Zkoumaný parametr	Uživatelky HA	Neživatelky HA	p
Věk	22	22,8	0,447
BMI	20,4	22,4	0,01 <sup>a</sup>
Délka cyklu	28 dní	28,8 dní	0,216
Délka užívání HA	4,2 roky	-	
Pohybová aktivita	1,25	1,35	0,66
Dysmenorea	0,25	0,53	0,142
Cefalgie	0,33	0,18	0,349
Hypermobilita	0,67	0,59	0,99

<sup>a</sup>Statisticky významný rozdíl mezi uživatelkami a neživatelkami HA

## 5 Diskuse

---

V rámci této disertační práce jsou mimo úvodní přehledovou práci shrnující dosavadní poznatky o elastografii představeny i dvě původní studie, které popisují využití UZ elastografie v rámci myofasciálního systému. Oblasti zájmu těchto prací byly svaly a hluboké fascie. V rámci měření byla nastavena metodika, která čerpala z dříve provedených prací na měkkých tkáních, a také z letité zkušenosti vyšetřujícího radiologického pracovníka. Tato práce byla dále osobně konzultována s několika zkušenými fyzioterapeuty, gynekology, neurology a radiology. Často jsme museli myslet na mnohé atributy, které by hodnoty měření mohly ovlivňovat. Z těchto atributů to byly například vhodná výchozí poloha v rámci měření, stabilizace segmentů, tepání velkých cév, lechtivost v měřených lokalitách (zejména u plantární aponeurózy), konzistence výzkumného vzorku, preciznost a zkušenost radiologického pracovníka, či důležitost měření provádět na jednom přístroji.

V rámci posledních zmíněných atributů bylo zjištěno, že naměřené hodnoty elasticity mezi zkušeným radiologem a studentem se statisticky významně liší, a liší se také hodnoty při měření jedné struktury na různých přístrojích, což je v rozporu s tvrzením výrobců mnohých elastografických přístrojů, kteří tvrdí opak (Číhalová, 2021). Abychom těmto odchylkám zamezili, všechna měření prováděla pouze jedna osoba a vždy na jednom přístroji.

První studie v této práci se zaměřila na vztah tuhosti vybraných svalů krku a bolesti hlavy cervikogenního původu. Tento typ cefalgí se v populaci vyskytuje velmi často a zároveň je diagnosticky obtížně zařaditelný vzhledem k tomu, že může být kombinován s jinými typy bolestí hlavy. Současně se na jeho vzniku podílí množství struktur pohybového aparátu. Přitom efekt konzervativních přístupů léčby je zde velký (Racicki et al., 2013) a zpřesnění diagnostiky či monitorování průběhu těchto bolestí, například UZ elastografií, může v budoucnu přispět ke zkvalitnění léčby.

V této práci jsme měřili tuhost m. SCM a m. trapezius pars descendens u CC. Tato diagnóza dosud nebyla za využití UZ elastografie hlouběji zkoumána. Našli jsme však studii, která měřila svalovou tuhost u zdravých dobrovolníků i ve stejných svalech, kde autoři dospěli k závěru, že SWE může být vhodnou metodou používanou k hodnocení tuhosti svalů krku a ramen (Ewertsen et al., 2018).

Dříve provedené studie (žádná nepoužívala UZ elastografii) ukázaly souvislost mezi ošetřením svalů krku a CC. Autoři úspěšně použili ischemickou kompresi či techniku suché jehly (dry needling) na m. SCM u pacientů k ovlivnění cervikogenních bolestí hlavy, čímž snížili frekvenci, trvání a intenzitu bolestí a zároveň docílili zvýšení tlakové algického prahu (Jafari et al., 2017; Jafari et al., 2018; Martín-Rodríguez et al., 2019). Obě tyto techniky jsou cílené na ošetření spouštěvých bodů, což jsou reflexní změny ve svalech vyznačující se přítomností hyperritabilního svalového uzlíku s proužky napjaté svaloviny taut-bands, které mohou měnit elasticitu samotného svalu (Simons et al., 1999).

V naší práci jsme u pacientů s CC zjistili statisticky významně vyšší tuhost m. SCM oproti zdravým dobrovolníkům. Tuhost m. trapezius pars descendens se mezi skupinami nelišila. Vystává zde otázka, který z literaturou uváděných svalů má v souvislosti s CC klíčovou roli. Již v minulosti se ukázalo, že samotná elasticita m. trapezius se nemusí promítat v rámci CC (Park et al., 2017).

Dále jsme zjistili, že tuhost m. SCM byla v různých částech svalu různá, a to konkrétně tak, že největší tuhost vykazovala kraniální část svalu a nejnižší tuhost kaudální část. Cefalgie byly ve většině případů bilaterální (u 11 osob), ale při jednostranných bolestech byly probandy hlášený častěji bolesti pravé strany (9) oproti straně levé (3). To by mohlo souviset s dominancí pravé horní končetiny a zvýšeného napětí m. SCM v rámci pohybových vzorů.

Hlavními limitacemi této studie bylo malé zastoupení mužů (3) v rámci každé výzkumné skupiny, což je dáno větší prevalencí cefalgií u žen (Knackstedt et al., 2010), a nepřítomnost bolestí u všech pacientů s CC v době měření. Výsledky elasticity svalů jsou tak zobrazením elasticity pacientů pravidelně trpících CC, ale v době měření být ataka bolestí nemusela. Další limitací, která se vyskytuje ve všech podobných studiích na elastografii je nastavení standardní polohy pacienta při měření.

V rámci této práce jsme zvolili polohu vleže na zádech s horními končetinami podél těla, kdy se pacient díval před sebe bez jakékoliv stranové výchylky hlavy, bez využití zevních fixátorů. Zevní fixátor by sice dokázal umístit hlavu u všech probandů do stejné pozice, avšak takto uměle fixovaná pozice by při různých křivkách páteře mohla tuhost svalů uměle zvyšovat. Je však na zvážení v rámci budoucího bádání v této oblasti takový fixátor využít a najít případný vztah s měřením s a bez fixace segmentu v konkrétní pozici na elasticitu svalů krku.

Stanovení diagnózy CC zahrnuje 2 ze 4 diagnostických kritérií (kompletní výčet kritérií je na straně 19 této práce), související s pozitivní odezvou na terapeutickou intervenci, která je však v podstatě provedena ještě před stanovením diagnózy (Nicholson & Gaston, 2001). Kvantitativní měření elasticity svalů pomocí elastografie by mohlo sloužit jako jedno z kritérií pro diferenciální diagnostiku bolesti hlavy a v konečném důsledku i jako metoda srovnání účinku rehabilitace a fyzikální terapie, které jsou obvykle uznávány jako velmi účinné při CC.

Studie The Phase-III Research Evaluating Migraine Prophylaxis Therapy (PREEMPT) navrhla paradigma podávání botulotoxinu do svalů hlavy a krku u pacientů s chronickou migrénou, kde se stále využívá 18–20 stanovených bodů. Bylo by vhodné porovnat elasticitu svalů při různých typech bolestí hlavy, a také posoudit více svalů, popsanych ve studii PREEMPT, protože přesné vyhodnocení jejich elasticity by mohlo vést k cílenější aplikaci botulotoxinu (Aurora et al., 2006; Aurora et al., 2010; Aurora et al., 2014).

Druhá z prací se zabývala vlivem ženských pohlavních hormonů na elasticitu vybraných hlubokých fascií, a to konkrétně na thorakolumbální fascii, fascii lata a plantární aponeurózu. Probandky byly rozděleny do dvou skupin, a to na uživatelky a neuživatelky HA. Každá absolvovala měření 2x, a to v období předpokládané nejnižší hladiny estrogenu během menstruace a předpokládané nejvyšší hladiny estrogenu před ovulací. Zaznamenávala se elasticita fascií, tloušťka fascií a vybrané parametry z anamnestického rozhovoru a kineziologického vyšetření.

U neuživatelek HA byla thorakolumbální fasciie tlustší. Původní předpoklad tohoto zjištění byl vztah tloušťky fascie s vyšším BMI u neuživatelek HA, avšak tento předpoklad se neprokázal. Velké kolísání hladin estrogenu během menstruačního cyklu u neuživatelek HA by mohly způsobit změny v elasticitě vaziva. Nejvíce studovaným ligamentem v rámci dříve provedených studií byl přední křížový vaz – ligamentum cruciatum anterius (LCA). Některé studie prokázaly, že LCA je více elastický v preovulační fázi, což může souviset s vyšším výskytem zranění oproti fázi postovulační (Lee et al., 2014; Ruedl et al., 2009).

Jsou však studie, které naopak tento vztah neprokázaly (Eiling a kol., 2007; Romani et al., 2003). Použití HA snižuje kolísání hladiny estrogenu. V jedné metaanalýze bylo uvedeno, že HA může snížit riziko poranění LCA až o 20 % (Herzberg et al., 2017). Nicméně, z dlouhodobého hlediska může být užívání HA spojeno s množstvím nežádoucích

účinků, mimo jiné může vést k větší hypermobilitě (Smékal, 2006). V naší studii měly uživatelky HA mírně, ale ne statisticky významně vyšší skóre hypermobility.

Naše výsledky dále neukázaly žádný významný rozdíl v elasticitě plantární aponeurózy a thorakolumbální fascie mezi skupinami uživatelek a neuživatelek HA. Tuhost fascia lata byla větší u neuživatelek HA, tedy u skupiny s předpokládanými vyššími hladinami estrogenu v rámci druhého měření. To by však teoreticky mohlo být ovlivněno vyššími hodnotami BMI, které byly mírně vyšší u této skupiny neuživatelek HA oproti uživatelkám. V takovém případě by však tento vliv BMI a elasticity měl být prokázán také u thorakolumbální fascie a plantární aponeurózy, což se v naší studii neprokázalo. Můžeme se tedy domnívat, že BMI nehrálo zásadní roli. To také potvrzuje studie, která využila elastografii a neprokázala vliv BMI na elasticitu při měření měkkých tkání v oblasti krku (Heřman et al., 2015).

Studie má následující limitace. Měření elasticity na plantární aponeuróze vykazovalo široký rozsah hodnot mezi minimální a maximální hodnotou elasticity. To mohlo být způsobeno aktivací svalů na chodidle, při samotném přiložení UZ sondy, protože chodidlo je velmi citlivé a několik probandek hlásilo vjem lechtání při měření. Dále nevyužití externího stabilizátoru pro fixaci segmentu, kde jsme využili měření pouze za předem stanovené klidové polohy probandky.

Jedna z posledních limitací této studie byla neznalost přesné hodnoty ženských pohlavních hormonů v rámci měření, což by pro již tak technicky náročnou metodiku mohlo být pro řadu probandek důvod k neúčasti měření. V případě, že bychom se pro to rozhodli za pomoci využití jedné z následujících metod. Stanovení data ovulace by sice šlo zpřesnit například využitím symptotermální metody, avšak to by vyžadovalo vysokou compliance měření teploty tělesného jádra v domácím prostředí, které by nebylo možno ze strany výzkumníků kontrolovat a mohla by zde vznikat velká chybovost. Další možností by bylo stanovení hodnot hormonů z krve, avšak to by vyžadovalo další časovou zátěž pro probandky, které již tak musely absolvovat 1x vstupní kineziologické vyšetření a 2x elastografické měření v přesně daných dnech.

V této studii jsme tak vycházeli pouze z předpokládaných fází menstruačního cyklu, jež mají oporu v literatuře, avšak bylo zjištěno, že přesné posouzení fáze menstruačního cyklu a predikce hormonálních hladin může být velmi náročná. Nedávná studie odhalila, že

více než jedna třetina žen s normální délkou menstruačního cyklu obsahovala cykly anovulační (Prior et al., 2015).

Dalším zkvalitněním studie by mohlo být měření struktur bilaterálně nebo studii doplnit o různé druhy HA a cílit tak na vliv konkrétního hormonu na elasticitu měkkých tkání.

I když jsme v této práci statisticky neprokázali vliv HA na cefalgie či dysmenoreu, tak zde bylo zjištěno, že více neuživatelék HA hlásilo dysmenoreu (9/17 ve srovnání s 3/12 uživatelkami) a intenzita bolestí byla vyšší, oproti tomu cefalgie byla o něco častější u uživatelék HA (4/12 oproti 3/17 neuživatelkám) a byly o větší intenzitě. Speciální pozornost by měla být věnována pacientkám s migrénou při předepsání HA, kde prohlášení ze strany evropské federace Headache Federation a Evropské společnosti pro antikoncepci a reprodukční zdraví z dostupných údajů naznačují, že kombinovaná HA může zvýšit riziko ischemické cévní mozkové příhody u žen (Sacco et al., 2018).

UZ elastografií nelze změřit jakoukoliv strukturu pohybového aparátu. Bylo by tedy vhodné určit struktury, u kterých lze nezkresleně hodnotit elasticitu a dále stanovit optimální podmínky měření (stabilizaci segmentů, opakování měření, stanovení inkluzivních a exkluzivních kritérií) (Koppenhaver et al., 2018; Vita et al., 2020).

## 6 Závěr

---

S využitím ultrazvukové shear-wave elastografie jsme měřili elasticitu vybraných měkkých tkání myofasciálního systému. Prvním předmětem zájmu naší práce byly svaly, a to konkrétně musculus sternocleidomastoideus a musculus trapezius pars descendens, které jsme hodnotili v souvislosti s nosologickou jednotkou cervikogenní bolesti hlavy. Dále to byly hluboké fascie, a to konkrétně thorakolumbální fascie, fascia lata a plantární aponeuróza, které jsme hodnotili v souvislosti s ženskými pohlavními hormony na základě různých fází menstruačního cyklu a užívání či neužívání kombinované perorální hormonální antikoncepce.

Zjistili jsme, že elasticita některých svalů krku, konkrétně m. sternocleidomastoideus je výrazně vyšší u pacientů s cervikogenními bolestmi hlavy, zatímco vliv elasticity u m. trapezius pars descendens jsme neprokázali.

Dále jsme zjistili v období předpokládané ovulace u žen neužívajících HA vyšší elasticitu fascia lata, která by mohla souviset s vyšší hladinou estrogenu. Ultrazvuková shear-wave elastografie se jeví jako vhodná metoda k objektivizaci elasticity, ale pouze za jasně stanovených kritérií a precizní metodice měření a jejího následného vyhodnocení.

Elastografie by mohla doplnit další zobrazovací metody u široké škály diagnóz. Její hlavní potenciál je v hodnocení změny elasticity u patologií, případně v hodnocení efektu léčby. Její hlavní předností je nepřítomnost ionizujícího záření, relativně nízká pořizovací cena, a také v mnohých případech menší vytížení v nemocnicích, s čímž souvisí její dostupnost. Hlavní nevýhodou je velké množství opakování měření pro získání co nejpřesnějších výsledků, které musí být měřeno zkušeným radiologem.

## 7 Souhrn

---

Tato disertační práce popisuje možnosti využití ultrazvukové shear-wave elastografie v rámci myofasciálního systému. Mimo přehledovou práci představuje i naše dvě původní práce.

Cílem první původní práce bylo srovnání elasticity m. sternocleidomastoideus a m. trapezius pars descendens mezi pacienty s cervikogenními bolestmi hlavy a zdravými dobrovolníky. Výsledky ukázaly, že m. sternocleidomastoideus byl statisticky významně tužší u pacientů s cervikogenními bolestmi hlavy ve srovnání se zdravými dobrovolníky a tuhost se postupně zvyšovala od parasternální oblasti, kde byla nejnižší, až do oblasti u processus mastoideus, kde dosahovala hodnoty nad 20 kPa. Nebyly nalezeny žádné statisticky významné rozdíly v tuhosti na m. trapezius pars descendens. Zvýšená tuhost m. sternocleidomastoideus neukázala signifikantní souvislost s charakteristikami bolestí hlavy (jako například lateralitou, závažností a frekvencí bolesti). Výsledky této studie ukazují, že pacienti s cervikogenními bolestmi hlavy mají vyšší tuhost m. sternocleidomastoideus oproti zdravým dobrovolníkům ( $p < 0,001$ ). Toto zjištění naznačuje, že by elastografie mohla být užitečnou metodou pro zpřesnění diagnostiky bolestí hlavy.

Cílem druhé původní práce bylo prozkoumat vliv hormonálních změn žen na hluboké fascie. Ženy byly vyšetřeny klinicky a dále shear-wave elastografií ve dvou fázích menstruačního cyklu. Hodnotila se tloušťka a elasticita fascie laty, thorakolumbální fascie a plantární aponeurózy, které byly porovnány mezi uživatkami hormonální antikoncepce a neuživatkami, a dále srovnány s klinickým vyšetřením fyzioterapeuta. Byly zjištěny statisticky významné rozdíly mezi uživatkami a neuživatkami hormonální antikoncepce, kde thorakolumbální fascie vykazovala větší tloušťku u neuživatelky ( $p = 0,011$ ). Neuživatelky měly také vyšší maximální a střední hodnoty tuhosti fascia lata ( $p = 0,01$  a  $0,0095$ ). U výzkumného vzorku také platilo, že neuživatelky měly vyšší index tělesné hmotnosti BMI, ale jeho vztah na elasticitu fascií se statisticky neprokázal.

Elasticita thorakolumbální a plantární aponeurózy se významně nelišila mezi skupinami. Nenašli jsme žádnou korelaci mezi tloušťkou a elasticitou fascií. Výsledky této studie naznačují, že hluboké fascie lze hodnotit pomocí shear-wave elastografie.



## 8 Summary

---

This dissertation describes the potential use of ultrasonic shear wave elastography within the myofascial system. In addition to the review paper, it also presents our two original papers.

The aim of the first original work was to compare the elasticity of m. sternocleidomastoideus and m. trapezius pars descendens among patients with cervicogenic headaches and healthy volunteers. The results showed that m. sternocleidomastoideus was statistically significantly stiffer in patients with cervicogenic headaches compared to healthy volunteers, and the stiffness increased progressively from the parasternal region, where it was the lowest, to the region near the processus mastoideus, where it reached values above 20 kPa. There were no statistically significant differences in stiffness at the m. trapezius pars descendens. The increased stiffness of m. sternocleidomastoideus showed no significant association with headache characteristics (such as laterality, severity and frequency of pain). The results of this study show that patients with cervicogenic headaches have a higher stiffness of m. sternocleidomastoideus compared to healthy volunteers ( $p < 0.001$ ). This finding suggests that elastography could be a useful method to refine the diagnosis of headaches.

The aim of the second original study was to investigate the effect of hormonal changes in women on the deep fascia. Women were examined clinically and further by shear wave elastography during two phases of the menstrual cycle. The thickness and elasticity of the fascia lata, thoracolumbar fascia and plantar aponeurosis were assessed and compared between female hormonal contraceptive users and non-users, and further compared with the clinical examination by a physiotherapist. Statistically significant differences were found between female hormonal contraceptive users and non-users, with the thoracolumbar fascia showing greater thickness in non-users ( $p = 0.011$ ). Non-users also had higher maximum and mean fascia lata stiffness values ( $p = 0.01$  and  $0.0095$ , respectively). It was also true for the study sample that non-users had a higher body mass index BMI, but its relationship to fascia elasticity was not statistically proven. Elasticity of thoracolumbar and plantar aponeurosis did not differ significantly between groups. We found no correlation between fascia thickness and elasticity. The results of this study suggest that deep fascia can be evaluated using shear wave elastography.

## 9 Použitá literatura

---

1. Adstrum, S., Hedley, G., Schleip, R., Stecco, C., & Yucesoy, C. (2017). Defining the fascial system. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 21(1), 173-177. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2016.11.003>
2. Ahmed, F. (2012). Headache disorders: differentiating and managing the common subtypes. *British Journal of Pain*, 6(3), 124-132. <https://doi.org/10.1177/2049463712459691>
3. Alsiri, N., Al-Obaidi, S., Asbeutah, A., Almandeel, M., & Palmer, S. (2019). The impact of hypermobility spectrum disorders on musculoskeletal tissue stiffness: an exploration using strain elastography. *Clinical Rheumatology*, 38(1), 85-95. <https://doi.org/10.1007/s10067-018-4193-0>
4. Aurora, S., Dodick, D., Diener, H., DeGryse, R., Turkel, C., Lipton, R., & Silberstein, S. (2014). OnabotulinumtoxinA for chronic migraine: efficacy, safety, and tolerability in patients who received all five treatment cycles in the PREEMPT clinical program. *Acta Neurologica Scandinavica*, 129(1), 61-70. <https://doi.org/10.1111/ane.12171>
5. Aurora, S., Gawel, M., Brandes, J., Pokta, S., & VanDenburgh, A. (2006). Botulinum Toxin Type A Prophylactic Treatment of Episodic Migraine: A Randomized, Double-Blind, Placebo-Controlled Exploratory Study. *Headache: The Journal of Head and Face Pain*, 0(0), 061129010217003-???. <https://doi.org/10.1111/j.1526-4610.2006.00624.x>
6. Aurora, S., Dodick, D., Turkel, C., DeGryse, R., Silberstein, S., Lipton, R., Diener, H., & Brin, M. (2010). OnabotulinumtoxinA for treatment of chronic migraine: Results from the double-blind, randomized, placebo-controlled phase of the PREEMPT 1 trial. *Cephalalgia*, 30(7), 793-803. <https://doi.org/10.1177/0333102410364676>
7. Balkó, I., Kabešová, H., Balkó, Š., & Kohlíková, E. (2014). Příčiny kloubní hypermobility a její vztah ke sportovní činnosti. *Česká kinantropologie*, 18(4), 26-35.

8. Bar-On, L., & Slane, L. (2016). Shear wave elastography for the assessment of muscle stiffness in children with CP: insights and challenges. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 58(12), 1209-1210. <https://doi.org/10.1111/dmcn.13206>
9. Belanger, L., Burt, D., Callaghan, J., Clifton, S., & Gleberzon, B. (2013). Anterior cruciate ligament laxity related to the menstrual cycle: an updated systematic review of the literature: an updated systematic review of the literature. *The Journal of the Canadian Chiropractic Association*, 57, 76-86.
10. Bercoff, J., Tanter, M., & Fink, M. (2004). Supersonic shear imaging: a new technique for soft tissue elasticity mapping. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, 51(4), 396-409. <https://doi.org/10.1109/TUFFC.2004.1295425>
11. Bordoni, B., Sugumar, K., & Varacallo, M. (2022). *Myofascial Pain* (1 ed.). StatPearls Publishing.
12. Brandenburg, J., Eby, S., Song, P., Kingsley-Berg, S., Bamlet, W., Sieck, G., & An, K. (2016). Quantifying passive muscle stiffness in children with and without cerebral palsy using ultrasound shear wave elastography. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 58(12), 1288-1294. <https://doi.org/10.1111/dmcn.13179>
13. Briggs, P., Kovacs, G., & Guillebaud, J. (eds.). (2013). *Contraception* (2013 ed.). Cambridge University Press. <https://doi.org/10.1017/CBO9781107323469>
14. Condino, S., Turini, G., Parrini, S., Stecco, A., Busoni, F., Ferrari, V., Ferrari, M., & Gesi, M. (2015). A semiautomatic method for in vivo three-dimensional quantitative analysis of fascial layers mobility based on 3D ultrasound scans. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, 10(11), 1721-1735. <https://doi.org/10.1007/s11548-015-1167-4>
15. Číhalová, E. (2021). *Moderní trendy v měření elasticity tkání [Diplomová práce]*. Univerzita Palackého v Olomouci.

16. DeJong, H., Abbott, S., Zelesco, M., Spilsbury, K., Martin, L., Sanderson, R., Ziman, M., Kennedy, B., & Wood, F. (2020). A Novel, Reliable Protocol to Objectively Assess Scar Stiffness Using Shear Wave Elastography. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 46(7), 1614-1629. <https://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2020.03.003>
17. Dietrich, C. (2008). *Ultrasonografie* (1 ed.). EQUILIBRIA.
18. Dirrichs, T., Quack, V., Gatz, M., Tingart, M., Kuhl, C., & Schradling, S. (2016). Shear Wave Elastography (SWE) for the Evaluation of Patients with Tendinopathies. *Academic Radiology*, 23(10), 1204-1213. <https://doi.org/10.1016/j.acra.2016.05.012>
19. Dragoo, J., Castillo, T., Braun, H., Ridley, B., Kennedy, A., & Golish, S. (2011). Prospective Correlation Between Serum Relaxin Concentration and Anterior Cruciate Ligament Tears Among Elite Collegiate Female Athletes. *The American Journal of Sports Medicine*, 39(10), 2175-2180. <https://doi.org/10.1177/0363546511413378>
20. Dylevský, I. (2007). *Obečná kineziologie*. Grada.
21. Ewertsen, C., Carlsen, J., Perveez, M., & Schytz, H. (2018). Reference Values for Shear Wave Elastography of Neck and Shoulder Muscles in Healthy Individuals. *Ultrasound International Open*, 04(01), E23-E29. <https://doi.org/10.1055/s-0044-102013>
22. Fede, C., Albertin, G., Petrelli, L., Sfriso, M., Biz, C., De Caro, R., & Stecco, C. (2016). Hormone receptor expression in human fascial tissue. *European Journal of Histochemistry*. <https://doi.org/10.4081/ejh.2016.2710>
23. Girish, G., Lobo, L., Jacobson, J., Morag, Y., Miller, B., & Jamadar, D. (2011). Ultrasound of the Shoulder: Asymptomatic Findings in Men. *American Journal of Roentgenology*, 197(4), W713-W719. <https://doi.org/10.2214/AJR.11.6971>
24. Herzberg, S., Motu'apuaka, M., Lambert, W., Fu, R., Brady, J., & Guise, J. (2017). The Effect of Menstrual Cycle and Contraceptives on ACL Injuries and Laxity: A Systematic Review and Meta-analysis. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 5(7). <https://doi.org/10.1177/2325967117718781>

25. Heřman, J., Heřmanová, Z., Salzman, R., Vomáčka, J., & Stárek, I. (2015). Ultrazvuková elastografie a její využití v oblasti hlavy a krku. *Časopis lékařů českých*, 154(5), 222-226.
26. Heřman, M. (2014). *Základy radiologie* (1. vyd). Univerzita Palackého.
27. Hirata, K., Kanehisa, H., & Miyamoto, N. (2017). Acute effect of static stretching on passive stiffness of the human gastrocnemius fascicle measured by ultrasound shear wave elastography. *European Journal of Applied Physiology*, 117(3), 493-499. <https://doi.org/10.1007/s00421-017-3550-z>
28. Hrazdira, L. (2020). *Praktická muskuloskeletální ultrasonografie pro lékaře a fyzioterapeuty: Praktická muskuloskeletálna ultrasonografia pre lekárov a fyzioterapeutov*. Paido.
29. Chen, Q., Wang, H., Gay, R., Thompson, J., Manduca, A., An, K., Ehman, R., & Basford, J. (2016). Quantification of Myofascial Taut Bands. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 97(1), 67-73. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2015.09.019>
30. Chimoriya, R., Piya, M., Simmons, D., Ahlenstiel, G., & Ho, V. (2021). The Use of Two-Dimensional Shear Wave Elastography in People with Obesity for the Assessment of Liver Fibrosis in Non-Alcoholic Fatty Liver Disease. *Journal of Clinical Medicine*, 10(1). <https://doi.org/10.3390/jcm10010095>
31. Ichikawa, K., Takei, H., Usa, H., Mitomo, S., & Ogawa, D. (2015). Comparative analysis of ultrasound changes in the vastus lateralis muscle following myofascial release and thermotherapy: A pilot study. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 19(2), 327-336. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2014.11.018>
32. Jafari, M., Bahrpeyma, F., Mokhtari-Dizaji, M., & Nasiri, A. (2018). Novel method to measure active myofascial trigger point stiffness using ultrasound imaging. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 22(2), 374-378. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2017.06.019>
33. Jafari, M., Bahrpeyma, F., & Togha, M. (2017). Effect of ischemic compression for cervicogenic headache and elastic behavior of active trigger point in the sternocleidomastoid muscle using ultrasound imaging. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 21(4), 933-939. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2017.01.001>

34. Jull, G., Barrett, C., Magee, R., & Ho, P. (1999). Further Clinical Clarification of the Muscle Dysfunction in Cervical Headache. *Cephalalgia*, 19(3), 179-185. <https://doi.org/10.1046/j.1468-2982.1999.1903179.x>
35. Klauser, A., Tagliafico, A., Allen, G., Boutry, N., Campbell, R., Court-Payen, M., Grainger, A., Guerini, H., McNally, E., O'Connor, P., Ostlere, S., Petroons, P., Reijnierse, M., Sconfienza, L., Silvestri, E., Wilson, D., & Martinoli, C. (2012). Clinical indications for musculoskeletal ultrasound: A Delphi-based consensus paper of the European society of musculoskeletal radiology. *European Radiology*, 22(5), 1140-1148. <https://doi.org/10.1007/s00330-011-2356-3>
36. Knackstedt, H., Bansevicius, D., Aaseth, K., Grande, R., Lundqvist, C., & Russell, M. (2010). Cervicogenic headache in the general population: The Akershus study of chronic headache. *Cephalalgia*, 30(12), 1468-1476. <https://doi.org/10.1177/0333102410368442>
37. Kolář, P., & Čech, Z. (2012). Funkční změny hybného systému spojené s bolestivými stavy. In R. Rokyta, *Bolest: monografie algeziologie* (2., pp. 633-644). Tigris.
38. Koppenhaver, S., Kniss, J., Lilley, D., Oates, M., Fernández-de-las-Peñas, C., Maher, R., Croy, T., & Shinohara, M. (2018). Reliability of ultrasound shear-wave elastography in assessing low back musculature elasticity in asymptomatic individuals. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 39(1), 49-57. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2018.01.010>
39. Krause, F., Wilke, J., Vogt, L., & Banzer, W. (2016). Intermuscular force transmission along myofascial chains: a systematic review. *Journal of Anatomy*, 228(6), 910-918. <https://doi.org/10.1111/joa.12464>
40. Kubo, K., Zhou, B., Cheng, Y., Yang, T., Qiang, B., An, K., Moran, S., Amadio, P., Zhang, X., & Zhao, C. (2018). Ultrasound elastography for carpal tunnel pressure measurement: A cadaveric validation study. *Journal of Orthopaedic Research*, 36(1), 477-483. <https://doi.org/10.1002/jor.23658>
41. Langevin, H., Fox, J., Koptiuch, C., Badger, G., Greenan- Naumann, A., Bouffard, N., Konofagou, E., Lee, W., Triano, J., & Henry, S. (2011). Reduced thoracolumbar fascia shear strain in human chronic low back pain. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 12(1). <https://doi.org/10.1186/1471-2474-12-203>

42. Lee, H., Petrofsky, J., Daher, N., Berk, L., & Laymon, M. (2014). Differences in anterior cruciate ligament elasticity and force for knee flexion in women: oral contraceptive users versus non-oral contraceptive users. *European Journal of Applied Physiology*, 114(2), 285-294. <https://doi.org/10.1007/s00421-013-2771-z>
43. Lewit, K. (2003). *Manipulační léčba v myoskeletální medicíně (5. přeprac. vyd)*. Sdělovací technika ve spolupráci s Českou lékařskou společností J.E. Purkyně.
44. M. Biondi, D. (2005). Cervicogenic headache: A review of diagnostic and treatment strategies. *The Journal of the American Osteopathic Association*, 105(4), 16-22.
45. Martín-Rodríguez, A., Sáez-Olmo, E., Pecos-Martín, D., & Calvo-Lobo, C. (2019). Effects of dry needling in the sternocleidomastoid muscle on cervical motor control in patients with neck pain: a randomised clinical trial. *Acupuncture in Medicine*, 37(3), 151-163. <https://doi.org/10.1177/0964528419843913>
46. Mezinárodní klasifikace bolestí hlavy: (ICHD-3) : zkrácená kapesní verze pro informativní užití odborníky v oboru připravená Komisí pro klasifikaci bolestí hlavy International Headache Society (IHS). (2021) (3. vydání). Solen, s. r. o.
47. Müller, C., Aranha, M., & Gavião, M. (2015). Two-Dimensional Ultrasound and Ultrasound Elastography Imaging of Trigger Points in Women with Myofascial Pain Syndrome Treated by Acupuncture and Electroacupuncture. *Ultrasonic Imaging*, 37(2), 152-167. <https://doi.org/10.1177/0161734614546571>
48. Myers, T. (2014). *Anatomy trains: myofascial meridians for manual and movement therapist (3rd ed)*. Elsevier.
49. Nicholson, G., & Gaston, J. (2001). Cervical Headache. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 31(4), 184-193. <https://doi.org/10.2519/jospt.2001.31.4.184>
50. Nishishita, S., Hasegawa, S., Nakamura, M., Umegaki, H., Kobayashi, T., & Ichihashi, N. (2018). Effective stretching position for the supraspinatus muscle evaluated by shear wave elastography in vivo. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 27(12), 2242-2248. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2018.06.003>

51. Olesen, J., Steiner, T., Bendtsen, L., Dodick, D., Ducros, A., Evers, S., First, M., Goadsby, P., Hershey, A., Katsarava, Z., Levin, M., Pascual, J., Russell, M., Schwedt, T., Tassorelli, C., Terwindt, G., Vincent, M., & Vincent, S. (2018). Headache Classification Committee of the International Headache Society (IHS) The International Classification of Headache Disorders, 3rd edition. *Cephalalgia*, 38(1), 1-211. <https://doi.org/10.1177/0333102417738202>
52. Ophir, J., Céspedes, I., Ponnekanti, H., Yazdi, Y., & Li, X. (1991). Elastography: A Quantitative Method for Imaging the Elasticity of Biological Tissues. *Ultrasonic Imaging*, 13(2), 111-134. <https://doi.org/10.1177/016173469101300201>
53. Pamboris, G., Noorkoiv, M., Baltzopoulos, V., Gokalp, H., Marzilger, R., Mohagheghi, A., & Lo, C. (2018). Effects of an acute bout of dynamic stretching on biomechanical properties of the gastrocnemius muscle determined by shear wave elastography. *PLOS ONE*, 13(5). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0196724>
54. Park, S., Yang, D., Kim, J., Heo, J., Uhm, Y., & Yoon, J. (2017). Analysis of mechanical properties of cervical muscles in patients with cervicogenic headache. *Journal of Physical Therapy Science*, 29(2), 332-335. <https://doi.org/10.1589/jpts.29.332>
55. Pavan, P., Stecco, A., Stern, R., & Stecco, C. (2014). Painful Connections: Densification Versus Fibrosis of Fascia. *Current Pain and Headache Reports*, 18(8). <https://doi.org/10.1007/s11916-014-0441-4>
56. Petrofsky, J., & Lee, H. (2015). Greater Reduction of Balance as a Result of Increased Plantar Fascia Elasticity at Ovulation during the Menstrual Cycle. *The Tohoku Journal of Experimental Medicine*, 237(3), 219-226. <https://doi.org/10.1620/tjem.237.219>
57. Pichiecchio, A., Alessandrino, F., Bortolotto, C., Cerica, A., Rosti, C., Raciti, M., Rossi, M., Berardinelli, A., Baranello, G., Bastianello, S., & Calliada, F. (2018). Muscle ultrasound elastography and MRI in preschool children with Duchenne muscular dystrophy. *Neuromuscular Disorders*, 28(6), 476-483. <https://doi.org/10.1016/j.nmd.2018.02.007>



58. Poděbradská, R. (2018). *Komplexní kineziologický rozbor: funkční poruchy pohybového systému*. Grada Publishing.
59. Prior, J., Naess, M., Langhammer, A., Forsmo, S., & Gao, C. (2015). Ovulation Prevalence in Women with Spontaneous Normal-Length Menstrual Cycles – A Population-Based Cohort from HUNT3, Norway. *PLOS ONE*, 10(8). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0134473>
60. Racicki, S., Gerwin, S., DiClaudio, S., Reinmann, S., & Donaldson, M. (2013). Conservative physical therapy management for the treatment of cervicogenic headache: a systematic review. *Journal of Manual & Manipulative Therapy*, 21(2), 113-124. <https://doi.org/10.1179/2042618612Y.0000000025>
61. Ruedl, G., Ploner, P., Linortner, I., Schranz, A., Fink, C., Sommersacher, R., Pocecco, E., Nachbauer, W., & Burtscher, M. (2009). Are oral contraceptive use and menstrual cycle phase related to anterior cruciate ligament injury risk in female recreational skiers?. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 17(9), 1065-1069. <https://doi.org/10.1007/s00167-009-0786-0>
62. Russek, L. (1999). Hypermobility Syndrome. *Physical Therapy*, 79(6), 591-599. <https://doi.org/10.1093/ptj/79.6.591>
63. Sacco, S., Merki-Feld, G., Ægidius, K., Bitzer, J., Canonico, M., Kurth, T., Lampl, C., Lidegaard, Ø., Anne MacGregor, E., MaassenVanDenBrink, A., Mitsikostas, D., Nappi, R., Ntaios, G., Sandset, P., & Martelletti, P. (2018). Correction to: Hormonal contraceptives and risk of ischemic stroke in women with migraine. *The Journal of Headache and Pain*, 19(1). <https://doi.org/10.1186/s10194-018-0912-9>
64. Sconfienza, L., Albano, D., Allen, G., Bazzocchi, A., Bignotti, B., Chianca, V., Facal de Castro, F., Drakonaki, E., Gallardo, E., Gielen, J., Klauser, A., Martinoli, C., Mauri, G., McNally, E., Messina, C., Mirón Mombiela, R., Orlandi, D., Plagou, A., Posadzy, M. et al. (2018). Clinical indications for musculoskeletal ultrasound updated in 2017 by European Society of Musculoskeletal Radiology (ESSR) consensus. *European Radiology*, 28(12), 5338-5351. <https://doi.org/10.1007/s00330-018-5474-3>

65. Sedláčková, Z., Vita, M., Herman, J., Furst, T., Dornak, T., & Herman, M. (2022). Elasticity of neck muscles in cervicogenic headache. *Biomedical Papers*, 166(3), 328-333. <https://doi.org/10.5507/bp.2021.030>
66. Sedlář, M., Staffa, E., & Mornstein, V. (2014). *Zobrazovací metody využívající neionizující záření* (1 ed.). Masarykova univerzita. <https://munispace.muni.cz/library/catalog/book/160>
67. Shinohara, M., Sabra, K., Gennisson, J., Fink, M., & Tanter, M. (2010). Real-time visualization of muscle stiffness distribution with ultrasound shear wave imaging during muscle contraction. *Muscle & Nerve*, 42(3), 438-441. <https://doi.org/10.1002/mus.21723>
68. Sigrist, R., Liau, J., Kaffas, A., Chammas, M., & Willmann, J. (2017). Ultrasound Elastography: Review of Techniques and Clinical Applications. *Theranostics*, 7(5), 1303-1329. <https://doi.org/10.7150/thno.18650>
69. Simmonds, J., & Keer, R. (2007). Hypermobility and the hypermobility syndrome. *Manual Therapy*, 12(4), 298-309. <https://doi.org/10.1016/j.math.2007.05.001>
70. Simons, D., Travell, J., & Simons, L. (1999). *Travell & Simons' myofascial pain and dysfunction: the trigger point manual* (2nd ed). Williams & Wilkins.
71. Smékal, D. (2006). *Funkční hodnocení pohybového systému v kinantropologických studiích: měření zkrácených svalů, funkční testy páteře a hodnocení hypermobility* (1. vyd). Univerzita Palackého.
72. Stecco, A., Gesi, M., Stecco, C., & Stern, R. (2013). Fascial Components of the Myofascial Pain Syndrome. *Current Pain and Headache Reports*, 17(8). <https://doi.org/10.1007/s11916-013-0352-9>
73. Stecco, A., Pirri, C., & Stecco, C. (2019). Fascial entrapment neuropathy. *Clinical Anatomy*, 32(7), 883-890. <https://doi.org/10.1002/ca.23388>
74. Stecco, A., Stecco, C., & Raghavan, P. (2014). Peripheral Mechanisms Contributing to Spasticity and Implications for Treatment. *Current Physical Medicine and Rehabilitation Reports*, 2(2), 121-127. <https://doi.org/10.1007/s40141-014-0052-3>

75. Stecco, C., Fede, C., Macchi, V., Porzionato, A., Petrelli, L., Biz, C., Stern, R., & De Caro, R. (2018). The fasciocytes: A new cell devoted to fascial gliding regulation. *Clinical Anatomy*, 31(5), 667-676. <https://doi.org/10.1002/ca.23072>
76. Stecco, C., Pirri, C., Fede, C., Fan, C., Giordani, F., Stecco, L., Foti, C., & De Caro, R. (2019). Dermatome and fasciatome. *Clinical Anatomy*, 32(7), 896-902. <https://doi.org/10.1002/ca.23408>
77. Stovner, L., Hagen, K., Jensen, R., Katsarava, Z., Lipton, R., Scher, A., Steiner, T., & Zwart, J. (2007). The Global Burden of Headache: A Documentation of Headache Prevalence and Disability Worldwide. *Cephalalgia*, 27(3), 193-210. <https://doi.org/10.1111/j.1468-2982.2007.01288.x>
78. Takashima, M., Arai, Y., Kawamura, A., Hayashi, T., & Takagi, R. (2017). Quantitative evaluation of masseter muscle stiffness in patients with temporomandibular disorders using shear wave elastography. *Journal of Prosthodontic Research*, 61(4), 432-438. <https://doi.org/10.1016/j.jpjor.2017.01.003>
79. Vecchiet, L., Vecchiet, J., & Giamberardino, M. (1999). Referred muscle pain: Clinical and pathophysiologic aspects. *Current Review of Pain*, 3(6), 489-498. <https://doi.org/10.1007/s11916-999-0077-y>
80. Vita, M., Sedláčková, Z., Herman, M., Furst, T., Smekal, D., & Cech, Z. (2019). Influence of female hormones on fascia elasticity: An elastography study. *Clinical Anatomy*, 32(7), 941-947. <https://doi.org/10.5507/bp.2021.030>
81. Vita, M., Sedláčková, Z., Čech, Z., & Heřman, M. (2020). Ultrazvuková elastografie a její využití v myofasciálním systému. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 27(3), 149-155.
82. Vomáčka, J. (2015). *Zobrazovací metody pro radiologické asistenty (Druhé, doplněné vydání)*. Univerzita Palackého v Olomouci.
83. Wearing, S., Smeathers, J., Sullivan, P., Yates, B., Urry, S., & Dubois, P. (2007). Plantar Fasciitis: Are Pain and Fascial Thickness Associated With Arch Shape and Loading?. *Physical Therapy*, 87(8), 1002-1008. <https://doi.org/10.2522/ptj.20060136>

84. Wilke, J., Krause, F., Vogt, L., & Banzer, W. (2016). What Is Evidence-Based About Myofascial Chains: A Systematic Review. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 97(3), 454-461. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2015.07.023>
85. Zemanová, M. (2016). Nová diagnostická zobrazovací metoda – shear waves elastografie. *Česká a slovenská oftalmologie*, 16(4), 103-110.
86. Zito, G., Jull, G., & Story, I. (2006). Clinical tests of musculoskeletal dysfunction in the diagnosis of cervicogenic headache. *Manual Therapy*, 11(2), 118-129. <https://doi.org/10.1016/j.math.2005.04.007>

## 10 Seznam obrázku, tabulek a grafů

### Seznam obrázků

Obr. 1. Schématické znázornění principu měření dynamické SWE.....	10
Obr. 2. Měření elasticity m. SCM lineární sondou.....	21
Obr. 3. Měření elasticity m. trapezius pars descendens s konvexní sondou.....	22
Obr. 4. Měření elasticity thorakolumbální fascie.....	29
Obr. 5. Měření elasticity fascia lata.....	29
Obr. 6. Měření elasticity plantární aponeurózy.....	30

### Seznam tabulek

Tab. 1. Elasticita měřených svalů .....	22
Tab. 2. Hodnoty elasticity a tloušťky fascií .....	31
Tab. 3. Srovnání průměrných parametrů z rozhovoru a klinického vyšetření probandek.....	33

### Seznam grafů

Graf 1. Přehled rozložení hodnot svalové elasticity.....	23
Graf 2. Méně detailní přehled hodnocení elasticity svalů.....	23
Graf 3. Četnost dalších příznaků ve výzkumném vzorku u pacientů s CC.....	24
Graf 4. Hladiny estrogenu u neuživatelék HA během menstruačního cyklu.....	26
Graf 5. Hladiny estrogenu u uživatelék HA během menstruačního cyklu.....	26
Graf 6. Maximální a střední hodnoty tuhosti fascia lata během prvního a druhého UZ měření u uživatelék a neuživatelék HA.....	31
Graf 7. Body mass index (BMI) a elasticita fascia lata u jednotlivých probandek v závislosti na fázi menstruačního cyklu.....	32

## 11 Vlastní publikace týkající se dané problematiky

---

**Vita, M.,** Sedláčková, Z., Heřman, M., Furst, T., Smekal, D., & Čech, Z. (2019) Influence of female hormones on fascia elasticity: An elastography study. *Clin Anat*, 32(7): 941-947. IF 1,967

**Vita, M.,** Sedláčková, Z., Čech, Z., & Heřman, M. (2020). Ultrazvuková elastografie a její využití v myofasciálním systému. *Rehabil. fyz. Lék.*, 27(3): 149-155.

Sedláčková, Z., **Vita, M.,** Heřman, J., Furst, T., Dorňák, T., & Heřman, M. (2021). Elasticity of neck muscles in cervicogenic headache. *Biomed Pap Med Fac Univ Palacky Olomouc Czech Repub.* Doi: 10.5507/bp.2021.030. IF 1,648

# Ultrazvuková elastografie a její využití v myofasciálním systému

Vita M.<sup>1</sup>, Sedláčková Z.<sup>2</sup>, Čech Z.<sup>3</sup>, Heřman M.<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Radiologická klinika, Lékařská fakulta Univerzity Palackého v Olomouci

<sup>2</sup>Radiologická klinika, Lékařská fakulta Univerzity Palackého v Olomouci a Fakultní nemocnice Olomouc

<sup>3</sup>Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství, 2. lékařská fakulta Univerzity Karlovy v Praze

## SOUHRN

Ultrazvukové vyšetření je široce dostupnou metodou využívanou mimo jiné v diagnostice onemocnění pohybového aparátu. Jednou z novějších modalit ultrazvukových vyšetření je elastografie, která se momentálně nejvíce využívá při diagnostice patologií jater, štítné žlázy, prsní tkáně a prostaty. V posledních letech bylo provedeno i mnoho studií, ve kterých autoři měřili elasticitu tkání pohybového aparátu. Je známo, že jak funkční, tak strukturální poruchy pohybového aparátu často způsobují změny tuhosti tkání, které se mohou měnit v závislosti na vývoji stavu. Tyto změny bylo

dříve možné hodnotit pouze palpací, která, na rozdíl od elastografie, neposkytovala objektivní data. Stále chybí doporučené postupy, které by jasně definovaly metodiku měření u konkrétních struktur myofasciálního systému. Ultrazvuková elastografie by mohla přispět k pochopení fungování pohybového aparátu, k diagnostice jeho patologií či k posouzení účinnosti léčebných technik, například v oblasti rehabilitace.

## KLÍČOVÁ SLOVA

elastografie, ultrazvukové vyšetření, muskuloskeletální systém

## SUMMARY

Vita M., Sedláčková Z., Čech Z., Heřman M.: **Ultrasound Elastography and Its Use in the Myofascial System**

Ultrasound examination is a broadly available method that can also be used in diagnosing locomotor system disorders. Elastography is one of the more recent ultrasound techniques that is currently most utilized in diagnosing pathologies of the liver, thyroid gland, breast, and prostate. Over the past several years, numerous studies have emerged in which the authors measured the elasticity of the locomotor system tissues. Both functional and structural disorders of the locomotor system are known to often cause changes in tissue stiffness that

can vary depending on the current state. These changes could previously be detected only by palpation, which, opposed to elastography, did not provide objective data. There is still a lack of guidelines defining the methodology of examining particular structures in the locomotor system. Ultrasound elastography could contribute to better understanding of the function of the locomotor system, diagnosis of its pathologies, or the assessment of therapy efficacy, for example in rehabilitation.

## KEYWORDS

elastography, ultrasound, musculoskeletal system

*Rehabil. fyz. Lék., 27, 2020, č. 3, s. 149–155*

## ÚVOD

Ultrazvuk (UZ) je mechanické vlnění s frekvencí vyšší než 20 000 Hz. Historie jeho využívání v lékařství sahá do 50. let minulého století. Jeho hlavními výhodami jsou zobrazení v reálném čase, mobilita, relativně nízké pořizovací náklady v porovnání s ostatními zobrazovacími metodami, jako jsou výpočetní tomografie (CT), magnetická rezonance (MR) a absence ionizujícího záření. Jeho limitacemi jsou omezené možnosti vyšetření u velmi obézních osob či nespoluprací pacienta (33).

Při interakci UZ s hmotou dochází k absorpci, odrazu, rozptylu a lomu ultrazvukových vln v závislosti na vlastnostech vyšetřované tkáně. Hlavní účinky UZ na živou tkáň jsou tepelné a mechanické. V důsledku absorpce UZ energie dochází k vnitřnímu tření kmitajících částic a následnému ohřívání, které se zvyšuje s delší dobou působení UZ, a to zejména při působení na jedno místo a dále s vyšší intenzitou vlnění. Při kavitaci dochází ke vzniku mikrobublin plynu v tekutině, které mohou kolabovat a uvolnit velké množství tepelné a tlakové energie. Mezi mechanické účinky řadíme změnu

## PŮVODNÍ PRÁCE

tlaku, pnutí a rychlosti proudění částic, které mohou vyústit v poškození membrán. Tyto účinky ultrazvuku se využívají například v chirurgických oborech jako součást terapeutických intervencí. Při dodržení standardních vyšetřovacích postupů nebyly při diagnostickém použití UZ prokázány žádné nežádoucí vedlejší účinky, a to ani pro nenarozený plod (16). Je však třeba vzít v potaz zvyšování akustického výkonu u novějších přístrojů a vždy se řídit pravidlem, že by použitá intenzita a doba vyšetření neměla překročit hodnotu nutnou pro získání požadované informace (princip ALARA - as low as reasonably achievable).

Dopplerovské vyšetření má biologické účinky vyšší než standardní B-mód, a zejména při použití v prenatální medicíně by se jeho použití mělo omezit na indikované případy (3). Zatím bylo publikováno jen málo studií, které by hodnotily vliv nových UZ módů jako je UZ elastografie, respektive všech jejích typů na živé tkáně. Toto téma by mělo být v budoucnu intenzivní oblastí bádání (15).

### ELASTOGRAFIE

První zmínka o ultrazukové elastografii je z roku 1991, kdy ji Ophir a spol. popsali jako metodu pro měření elasticity tkání (28). Mimo UZ elastografie existuje i elastografie magnetickou rezonancí, na kterou se vztahují obdobná omezení jako na standardní MR (zejména delší vyšetřovací čas a vytiženost přístrojů jinými vyšetřeními). Většina publikovaných prací tedy využívá ultrazukovou elastografii.

Výstupem UZ elastografie je obraz překrytý barevnou mapou, kde je každému bodu (pixelu) v záj-

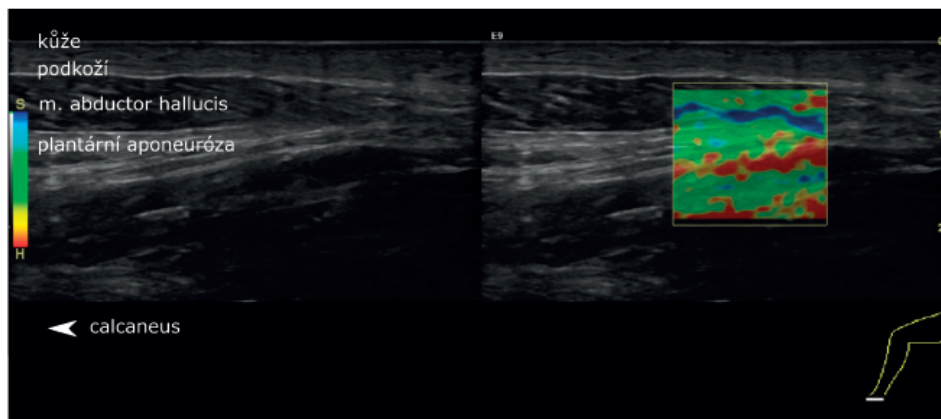
mové oblasti přiřazena konkrétní barva, která koreluje s elastickými vlastnostmi příslušného bodu zobrazované tkáně. Tužší tkáně bývají většinou kódovány teplými odstíny (červená, žlutá) a elastické studenými barvami (modrá, zelená), ale toto nastavení je v ultrazukovém přístroji možné změnit (12).

Elasticita je určena mírou deformace v důsledku působících zevních sil a dále závisí na schopnosti tkáně navrátit se do původního tvaru po ukončení působení síly - Youngově modulu pružnosti. Vyšší hodnota modulu pružnosti odpovídá vyšší odolnosti při deformaci a těleso tím pádem vykazuje vyšší tuhost, tedy nižší elasticitu.

U izotropních těles se uplatňuje Hookův zákon. Při použití in vivo se musí u fyzikálních principů podstoupit určitá zobecnění, jelikož živé tkáně vykazují značnou anizotropii a nehomogenitu (26, 38). Mechanické vlastnosti biomateriálů jsou ovlivněny složením a uspořádáním tkáně. Radíme mezi ně elasticitu, která je pasivní vlastností a po odeznění působící síly vrátí tkáň do původní délky; viskozitu, která se mění při změně teploty, přičemž látky s vysokou viskozitou kladou vyšší odpor působícímu tlaku; a plasticitu, která uchovává vzniklou deformaci i po ukončení působení síly (25). Z těchto tří vlastností tkání ultrazuková elastografie hodnotí primárně elasticitu.

Základní dělení elastografie je na strain („tlakovou“) a shear wave („střížnou vlnou“). Ačkoli na trhu existuje více typů UZ elastografií, patří výše zmíněné dva typy k nejvíce využívaným při měření elasticity tkání (36).

**Strain elastografie** (obr. 1) slouží ke kvalitativnímu zhodnocení elasticity tkání a vyhodnocuje

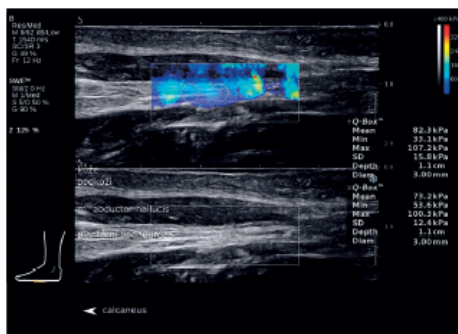


Obr. 1 Strain elastografie.



deformaci tkání, která je způsobená zevní působící silou. Ta vzniká na podkladě komprese, a to buď manuálně UZ sondou, nebo využitím fyziologických pohybů tkání (jako jsou například pulzace tepen či pohyby srdce), nebo pomocí vhodného externího zařízení. Z nasnímaných dvojic obrazů tkáně před kompresí a po ní se korelačními algoritmy stanoví míra deformace pro každý pixel zájmové oblasti (10).

Výhodou strain elastografie je široká dostupnost při poměrně nízké pořizovací ceně. Nevýhodami této metody jsou neznalost velikosti deformační síly – následná elasticita je pouze odhadem na základě míry deformace, relativně malá hloubka vyšetřované oblasti do cca 5 cm a také problematické srovnání a omezená reprodukovatelnost (35, 38). Dvourozměrná, neboli dynamická real time **shear wave elastografie** (SWE) (obr. 2) umožňuje kvantitativní měření s konkrétními číselnými výsledky v m/s nebo kPa. UZ sonda generuje pulzy akustického tlaku vytvořené fokusovaným UZ paprskem. Vyšetřovaná tkáň vytváří proti tomuto akustickému tlaku odpor a dále indukuje mechanické vlny a příčné vlnění (shear waves). Toto vlnění je velmi slabé, a proto je nutné jeho zesílení. Dále je pro správné zachycení těchto vln nezbytná ultrarychlá snímková frekvence, která umožní detailně sledovat šíření příčných vln zobrazovanou rovinou. Rychlost šíření příčných vln je závislá právě na elasticitě tkáně. Výstupem SWE je UZ obraz v B-modu překrytý barevně kódovanou mapou, kde každému pixelu tkáně odpovídá barva, která charakterizuje elastické vlastnosti (4). Z každého pixelu obrazu lze také získat číselnou hodnotu elasticity. Hlavní výhodou tohoto typu elastografie, oproti předchozí strain elastografii, je možnost kvantitativního zhodnocení výsledků, nižší nároky na zkušenost vyšetřujícího, naproti tomu hlavní nevýhodou je vyšší pořizovací cena přístroje (35).



Obr. 2 Shear wave elastografie (SWE)

## ELASTOGRAFIE MYOFASCIÁLNÍHO SYSTÉMU

Pohybový aparát je složen z orgánů a systémů sloužících k pohybu člověka a skládá se z kostry, kloubů a svalů. Pomocí UZ jsou dobře detekovatelné měkké tkáně, ke kterým řadíme svalovou soustavu a v širším kontextu soustavu myofasciální. Ta zahrnuje kontraktilní svalovou tkáň a vazivo (5, 23).

Poruchy pohybového aparátu tradičně dělíme na funkční a strukturální (přestože na mikroskopické úrovni je hranice mezi nimi neostrá). U obou můžeme nacházet změny elasticity tkání, které byly před elastografií zachytitelné pouze palpací. Palpační vyšetření však není považováno za dostatečně objektivní diagnostický nástroj a využití ultrazvukové elastografie by mohlo přinejmenším pro výzkumné účely přispět konkrétními měřitelnými daty. Je však důležité si uvědomit, že palpce nezachycuje pouze elasticitu tkáně, nýbrž i mnoho dalších parametrů, jako jsou například teplota tkáně, potivost, samotné reakce tkáně vyvolané v důsledku palpačního tlaku či zhodnocení bariér měkkých tkání. V klinické praxi je palpce také nezastupitelným nástrojem interpersonální komunikace s pacientem a má tedy i význam psychologický. Ultrazvuková elastografie, tedy klinické palpační vyšetření, zcela nehradit nemůže (22, 32).

**Funkční poruchy** mohou vznikat na podkladě adaptačních a maladaptačních změn v různých etážích řízení pohybového aparátu i jako odezva jednotlivých periferních tkání prostřednictvím jejich buněčných mechanismů (32, 42). Na tzv. subetáži kůže a podkoží nalézáme hyperalgické zóny, které se mimo jiné projevují sníženou protažitelností až zhrubnutím kůže a jejich přilehlých vrstev, popř. i prosáknutím a trofickými změnami podkoží (19, 44). Na etáži vazivově-kloubní se jedná nejčastěji o kloubní blokádu či hypermobilitu, kde opět v blízkosti kloubů s blokádou či hypermobilitou nalézáme změny laxicity měkkých tkání. Na etáži svalově-fasciové nacházíme reflexní změny (projevující se mimo jiné změnou klidového tonu), pod které spadají například spouštěvé body (32) a změny fibrózních vrstev vaziva i řídkého vaziva (30, 39). U všech těchto funkčních poruch můžeme předpokládat změny elasticity.

V jedné z prací autoři zkoumali hypermobilitu pomocí strain elastografie. Elasticita byla měřena u hypermobilitních jedinců jak na vybraných sva-lech, tak i na ligamentech. Výsledky naznačují, že u lidí s hypermobilitním syndromem je elasticita svalů nižší (měli vyšší tuhost některých svalů). Tu si autoři vysvětlují jako kompenzační mechanismus kontroly hypermobility kloubu. Elastografie by tak např. mohla být doplňkovou diagnostickou metodou k monitorování změn měkkých tkání při hypermobilitě (1).

## PŮVODNÍ PRÁCE

Další možnosti využití elastografie byly popsány při objektivizaci spoušťových bodů. Jedna studie zkoumala tuhé svalové snopce (tzv. taut band, obsahující spoušťové body) za využití MR elastografie. Autoři zjistili, že tyto snopce napjaté svaloviny je možné na MR zobrazit. Zajímavé bylo odlišné zhodnocení taut band palpačním vyšetřením rehabilitačních lékařů a MR elastografií, kde u třetiny měřených probandů rehabilitační lékaři našli taut band a MRI elastografie tento jejich náleznepotvrdila (7). Lze spekulovat, že důvodem této diskrepance může být fakt, že elastografie hodnotí pouze elasticitu tkáně, nikoli však její viskozitu. Ta ale může přinejmenším u některých typů myofasciálních změn hrát zásadní roli (39). Další studie zkoumala přímo spoušťové body za použití ultrazvuku. Elasticita těchto patologických struktur byla měřena před a po kompresi tkáně. Výsledky ukázaly signifikantní změny mezi zdravou svalovou tkání a tkání s přítomností spoušťových bodů (17).

V další práci měřili autoři tuhost m. masseter u tří skupin: pacientů s oboustrannou bolestivostí tohoto svalu, s kontrakturou omezující hybnost čelisti a u zdravých dobrovolníků. V první skupině intenzita bolesti pozitivně korelovala s tuhostí svalů a v poslední skupině (u zdravých dobrovolníků) byla svalová tuhost nejnižší (43).

Lokální funkční změny myofasciálních tkání, v praxi zjednodušeně považované za myofasciální trigger pointy, jsou ve skutečnosti velmi heterogenní skupinou klinických nálezů, u kterých jsou v různé míře vyjádřené změny tonu svalových vláken, změny předpětí a mechanických vlastností jednotlivých vazivových elementů myofasciální tkáně, včetně změn na úrovni množství a viskozity řídkého vaziva. Sonografická elastografie tak může být jedním z nástrojů, jak tuto problematiku lépe pochopit (19, 39). **Strukturální poruchy** pohybového aparátu mají patomorfológický nálezn, který je podkladem obtíží. Mezi strukturální poruchy pohybového aparátu patří zejména vrozené, traumatické, zánětlivé, infekční, metabolické, degenerativní či systémové vady (32). I zde můžeme nalézt množství dysfunkcí v oblasti myofasciálního aparátu, kde dochází ke změnám elasticity tkáně.

Jedna z prvních indikací UZ elastografie v myoskeletální medicíně byla diagnostika tendinopatií, jako například radiální epikondilitidy, patelární tendinopatie nebo tendinopatie Achillovy šlachy. Ukázalo se, že SWE je vhodnou metodou k posouzení změny tuhosti šlachy, dále významně zvyšuje diagnostickou přesnost sonografie a může sloužit

jako nástroj k včasné detekci nebo sledování tendinopatií (9).

Elastografie by se dále mohla využít při vyšetřování například jizev po traumatech. Autoři jedné z pilotních prací prokázali u pacientů s popáleninami zvýšenou tuhost neporaněného podkožního tuku pod ránou, a v některých případech i zvýšenou tuhost perimuskulární fascie (8).

Pomocí elastografie lze hodnotit změnu elasticity svalů u Duchennovy svalové dystrofie. S použitím shear wave elastografie autoři zjistili signifikantně zvýšenou svalovou tuhost u m. rectus femoris, m. vastus lateralis, m. adductor magnus a m. gluteus maximus. Dále potvrdili proximo-distální šíření tohoto onemocnění, kde zvýšenou tuhost vykazovaly svaly v oblasti stehna a pánve, zatímco na svalech jako m. tibialis anterior docházelo k tuhnutí později. V budoucnu by se elastografie mohla stát jednou z neinvazivních diagnostických metod k určení stadia tohoto onemocnění (31).

Několik různých prací se věnovalo možnostem hodnocení spasticity v rámci neurologických dysfunkcí. V dnešní době hodnocení spasticity probíhá pouze klinickým vyšetřením, které poskytuje pouze subjektivní zhodnocení. Shear wave elastografie může poskytnout kvantitativní informace o stavu jednotlivých svalů během relaxace a kontrakce. Podstatným periferním faktorem, přispívajícím ke klinickému obrazu spastického svalu, jsou změny jeho vazivových složek, které zvyšují tuhosti svalů i dráždivost svalových větének. Tyto změny proto hrají důležitou roli obzvláště u dětí s dětskou mozkovou obrnou nebo u dospělých po cévní mozkové příhodě, protože spolu vytvářejí funkční omezení. Shear wave elastografie by tyto změny tkání v určitých případech mohla zhodnotit bez nutnosti invazivní svalové biopsie (2, 6, 37, 41).

UZ elastografií lze využít pro posuzování degenerativních změn u syndromu karpálního tunelu. Výsledky z měření na deseti kadaverech poukázaly na lineární vztah růstu rychlosti šíření smykových vln (které odpovídají vyšší tuhosti) ve šlaše m. flexor digitorum superficialis při zvyšujícím se tlaku v oblasti karpálního tunelu. Toto vyšetření by mohlo doplnit standardní vyšetření elektromyografií, či klasické ultrazvukové vyšetření (21). Periferní nervy mohou být usfkřinuty nejen ve známých úžinách, ale i na řadě míst, kde procházejí vrstvami hlubokých fascií (40). Zdroj tenze, která se do těchto míst promítá, může pocházet i ze vzdálenějších segmentů. Elastografie by tak mohla být

nástrojem k objektivizaci a mapování těchto změn předpětí ve fasciálním systému.

Další možné využití elastografie je v rámci hodnocení účinnosti léčebných rehabilitačních technik. S její pomocí lze objektivizovat polohu segmentu paže nejvýhodnější pro protažení m. supraspinatus (27), efekt dynamického strečinku na biomechanické vlastnosti m. gastrocnemius (29), nebo statického strečinku na m. gastrocnemius (13).

Dále jsme narazili na dvě pilotní práce srovnávací terapeutické postupy. V první byl porovnáván bezprostřední efekt tzv. myofasciální release a termoterapie u m. vastus lateralis. Obě metody měly vliv na fasciální gliding (kluznost fascie) a elasticitu svalu, v případě termoterapie ale pouze při dvacetiminutové aplikaci, u kratšího nahřívání změny naměřeny nebyly (14). Ve druhém článku hodnotili autoři efekt akupunktury a elektroakupunktury u myofasciálního bolestivého syndromu. Oba postupy vedly ke snížení tuhosti v oblasti spouštěcích bodů (24).

Je třeba si uvědomit, že UZ elastografií nelze změnit jakoukoliv strukturu pohybového aparátu. Hlavními limitacemi jsou nemožnost kvalitního stabilizování segmentu a přítomnost doprovodných pohybů – například tepání velkých cév, dechové pohyby a mimovolní kontrakce svalového aparátu. Bylo by tedy vhodné určit struktury, u kterých lze nezkresleně hodnotit elasticitu a dále stanovit optimální podmínky měření (stabilizaci segmentů, opakování měření, stanovení inkluzivních a exkluzivních kritérií) (20, 45). Nesmíme také zapomenout na funkční souvislosti při strukturálních lézích a nadhodnocovat význam těchto strukturálních lézí. Typickým příkladem může být identifikace trhlin v rotátorové manžetě u pacientů s bolestí ramena, kdy jsou mnohdy přítomností trhlin vysvětlovány bolestivé subjektivní symptomy pacientů. Je přitom známé, že tyto změny jsou často klinicky němé a bolest v ramenu může mít řadu jiných příčin. Informace o přítomnosti trhlin podána pacientovi pak může působit jako významné neobebo (11).

Roku 2012 vydala Evropská společnost muskuloskeletální radiologie doporučené postupy vyjadřující se k aplikaci ultrazvuku v souvislosti s vyšetřením pohybového aparátu. Další studie z roku 2018 již zmiňuje i ultrazvukovou elastografii a její použití v pohybovém aparátu (18, 34), nicméně stále zde chybí standardizace měření.

V posledních letech je u nás i ve světě patrná snaha využívat v rámci objektivizace více diagnostic-

ký ultrazvuk v rehabilitaci, a to jak lékaři, tak i fyzioterapeuti. Bylo by však chybou, pokud by výsledkem bylo nadhodnocování a přeceňování významu strukturálních lézí a odtahování oboru od jeho funkční podstaty.

## ZÁVĚR

Při dodržení pravidel bezpečnosti a jasně definovaných postupech vyšetření by mohla být ultrazvuková elastografie součástí diferenciální diagnostiky patologií pohybového aparátu či mít význam při hodnocení efektu rehabilitace. Nesnižuje význam palpačního vyšetření, nicméně má potenciál hodnotit více funkčně relevantní parametry jako jsou změny elasticity měkkých tkání, tedy atributy funkčních změn, které více korespondují se subjektivními symptomy.

*Práce byla podpořena granty MZ ČR – RVO (FNOL, 00098892) a interním grantem Univerzity Palackého v Olomouci IGA LF 2020\_012.*

## LITERATURA

1. ASBEUTAH, A., ALSIRI, N.: The impact of hypermobility spectrum disorders on musculoskeletal tissue stiffness: an exploration using strain Elastography. *Clinical Rheumatology*, 38, 2018, 1, s. 85-95.
2. BARON, L., SLANE, L.: Shear wave elastography for the assessment of muscle stiffness in children with CP: insights and challenges. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 58, 2016, 12, s. 1209-1210.
3. BARNETT, S. B., MAULIK, D.: Guidelines and recommendations for safe use of Doppler ultrasound in perinatal applications. *J Matern Fetal Med*, 10, 2001, 2, s. 75-84.
4. BERCOFF, J., TANTER, M., FINK, M.: Supersonic Shear Imaging: a new technique for soft tissue elasticity mapping. *IEEE Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control Society*, 51, 2004, s. 396-409.
5. BORDONI, B., SUGUMAR, K., VARACALLO, M.: Myofascial pain. In *StatPearls. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing StatPearls Publishing LLC.*, 2019.
6. BRANDENBURG, J., EBY, S., SONG, P., KINGSLEY-BERG, S. ET AL.: Quantifying passive muscle stiffness in children with and without cerebral palsy using ultrasound shear wave elastography. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 58, 2016, 12, s. 1288-1294.
7. CHEN, Q., WANG, H. J., GAY, R. E., THOMPSON, J. M. ET AL.: Quantification of myofascial Ttut bands. *Arch Phys Med Rehabil*, 97, 2016, 1, s. 67-73.

## PŮVODNÍ PRÁCE

8. **DEJONG, H., ABBOTT, S., ZELESKO, M., KENNEDY, B. ET AL.:** Shear-wave elastography: A new objective method for evaluating scar fibrosis. *Wound Rep and Reg*, 26, 2018, s. 17-35.
9. **DIRRICH, T., QUACK, V., GATZ, M., TINGART, M. ET AL.:** Shear wave elastography (SWE) for the evaluation of patients with tendinopathies. *Academic Radiology*, 2016/10/01/ 2016, 23(10), 1204-1213.
10. **GENNISSON, J. L., DEFFIEUX, T., FINK, M., TANTER, M.:** Ultrasound elastography: principles and techniques. *Diagn Interv Imaging*, 94, 2013, 5, s. 487-495.
11. **GIRISH, D., LOBO, L. G., JACOBSON, J. A., MORAG, Y., MILLER, B., JAMADAR, D. A.:** Ultrasound of the shoulder: Asymptomatic findings in men. *American Journal of Roentgenology*, 197, 2011, 4, s. 713-719.
12. **HERMAN, J., HERMANOVÁ, Z., SALZMAN, R., VOMÁČKA, J. ET AL.:** Ultrazvuková elastografie a její využití v oblasti hlavy a krku. *Casopis lékařů českých*, 154, 2015, 5, s. 222-226.
13. **HIRATA, K., KANEHISA, H., MIYAMOTO, N.:** Acute effect of static stretching on passive stiffness of the human gastrocnemius fascicle measured by ultrasound shear wave elastography. *Eur J Appl Physiol*, 117, 2017, 3, s. 493-499.
14. **ICHIKAWA, K., TAKEI, H., USA, H., MITOMO, S. ET AL.:** Comparative analysis of ultrasound changes in the vastus lateralis muscle following myofascial release and thermotherapy: a pilot study. *J Bodyw Mov Ther*, 19, 2015, 2, s. 327-336.
15. **ISSAOUI, M., DEBOST-LEGRAND, A., SKERL, K., CHAUVEAU, B. ET AL.:** Shear wave elastography safety in fetus: A quantitative health risk assessment. *Diagn Interv Imaging*, 99, 2018, 9, s. 519-524.
16. **IZADIFAR, Z., BABYN, P., CHAPMAN, D.:** Mechanical and biological effects of ultrasound: a review of present knowledge. *Ultrasound in Medicine and Biology*, 43, 2017, 6, s. 1085-1104.
17. **JAFARI, M., BAHREPEYMA, F., MOKHTARI-DIZAJI, M., NASIRI, A.:** Novel method to measure active myofascial trigger point stiffness using ultrasound imaging. *J Bodyw Mov Ther*, 22, 2018, 2, s. 374-378.
18. **KLAUSER, A. S., TAGLIAFICO, A., ALLEN, G. M., BOUTRY, N. ET AL.:** Clinical indications for musculoskeletal ultrasound: A Delphi-based consensus paper of the European society of musculoskeletal radiology. *European Radiology*, 22, 2012, 5, s. 1140-1148.
19. **KOLÁR, P., ČECH, Z.:** Funkční změny hybného systému spojené s bolestivými stavy. In Rokyta et al.: *Bolest – monografie algeziologie*. Praha: Tigis, 2012.
20. **KOPPENHAVER, S., KNISS, J., LILLEY, D., OATES, M. ET AL.:** Reliability of ultrasound shear-wave elastography in assessing low back musculature elasticity in asymptomatic individuals. *J Electromyogr Kinesiol*, 39, 2018, s. 49-57.
21. **KUBO, K., ZHOU, B., CHENG, Y. S., YANG, T. H. ET AL.:** Ultrasound elastography for carpal tunnel pressure measurement: A cadaveric validation study. *J Orthop Res*, 36, 2018, 1, s. 477-483.
22. **LEWIT, K.:** Manipulační léčba v myoskeletální medicíně. Praha: Sdělovací technika ve spolupráci s Českou lékařskou společností J. E. Purkyně, 2003.
23. **LUTZ, H., BUSCARINI, E., WORLD HEALTH, O.:** Manual of diagnostic ultrasound. World Health Organization, 2011.
24. **MULLER, C. E., ARANHA, M. F., GAVIAO, M. B.:** Two-dimensional ultrasound and ultrasound elastography imaging of trigger points in women with myofascial pain syndrome treated by acupuncture and electroacupuncture: a double-blinded randomized controlled pilot study. *Ultrason Imaging*, 37, 2015, 2, s. 152-167.
25. **MÍKOVÁ, M., KROBOT, A., JANURA, M., JANUROVÁ, J.:** Viskoelastické vlastnosti pojivové tkáně a manuální terapie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 15, 2008, 1, s. 3-10.
26. **NAVRÁTIL, L., ROSINA, J.:** *Medicínská biofyzika*. Praha, Grada, 2005.
27. **NISHISHITA, S., HASEGAWA, S., NAKAMURA, M., UMEGAKI, H. ET AL.:** Effective stretching position for the supraspinatus muscle evaluated by shear wave elastography in vivo. *J Shoulder Elbow Surg*, 27, 2018, 12, s. 2242-2248.
28. **OPHIR, J., CESPEDES, I., PONNEKANTI, H., YAZDI, Y., ET AL.:** Elastography: a quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues. *Ultrason Imaging*, 13, 1991, 2, s. 111-134.
29. **PAMBORIS, G. M., NOORKOIV, M., BALTZOPOULOS, V., GOKALP, H. ET AL.:** Effects of an acute bout of dynamic stretching on biomechanical properties of the gastrocnemius muscle determined by shear wave elastography. *PLoS One*, 13, 2018, 5.
30. **PAVAN, P. G., STECCO, A., STERN, R., STECCO, C.:** Painful connections: densification versus fibrosis of fascia. *Current Pain and Headache Reports*, 18, 2014, s. 1-8.
31. **PICHIECCHIO, A., ALESSANDRINO, F., BORTOLOTTI, C., CERICA, A. ET AL.:** Muscle ultrasound elastography and MRI in preschool children with Duchenne muscular dystrophy. *Neuromuscular Disorders*, 28, 2018, 6, s. 476-483.
32. **PODEBRADSKÁ, R.:** *Komplexní kineziologický rozbor: Funkční poruchy pohybového systému*. Praha, Grada, 2018.
33. **RIEFEL, J., CHITGUPI, U., LOVELL, J.:** Recent advances in higher order, multimodal, biomedical imaging agents. *Small (Weinheim an der Bergstrasse, Germany)*, 35, 2015, 11, s. 4445-4461.
34. **SCONFIENZA, L. M., ALBANO, D., ALLEN, G., BAZZOCCHI, A. ET AL.:** Clinical indications for musculoskeletal ultrasound updated in 2017 by European Society of Musculoskeletal Radiology (ESSR) consensus. *European Radiology*, 28, 2018, 12, s. 5338-5351.
35. **SEDLÁR, M., STAFFA, E., MORNSTEIN, V.:** *Zobrazovací metody využívající neionizující záření [online]*. [Brno]: Biofyzikální ústav Lékařské fakulty Masarykovy univerzity v Brně, 2014. Dostupné na: [http://www.med.muni.cz/biofyz/zobrazovacimetody/files/zobrazovaci\\_metody.pdf](http://www.med.muni.cz/biofyz/zobrazovacimetody/files/zobrazovaci_metody.pdf).
36. **SHIINA, T., NIGHTINGALE, K. R., PALMERI, M. L., HALL, T. J. ET AL.:** WFUMB guidelines and recommendations for clinical use of ultrasound elastography: Part I: basic principles and terminology. *Ultrasound Med Biol*, 41, 2015, 5, s. 1126-1147.
37. **SHINOHARA, M., SABRA, K., GENNISSON, J. L., FINK, M. ET AL.:** Real-time visualization of muscle stiffness distribution with ultrasound SWI during muscle contractions. *Muscle & Nerve*, 42, 2010, s. 438-441.
38. **SIGRIST, R. M. S., LIAU, J., KAFFAS, A. E., CHAMMAS, M. C. ET AL.:** Ultrasound elastography: Review of Techniques and Clinical Applications. *Theranostics*, 7, 2017, 5, s. 1303-1329.
39. **STECCO, A., GESI, M., STECCO, C., STERN, R.:** Fascial components of the myofascial pain syndrome. *Curr Pain Headache Rep*, 17, 2013, 8, s. 351-361.
40. **STECCO, A., PIRRI, C., STECCO, C.:** Fascial entrapment neuropathy. *Clin Anat*, 32, 2019, 7, s. 883-890.

## PŮVODNÍ PRÁCE

**41. STECCO, A., STECCO, C., RAGHAVAN, P.:** Peripheral mechanisms contributing to spasticity and implications for treatment. *Curr Phys Med Rehabil Rep*, 2, 2014, 2, s. 121-127.

**42. STECCO, C. C. FEDE, V. MACCHI, A. PORZIONATO ET AL.:** The fasciocytes: A new cell devoted to fascial gliding regulation. *Clin Anat*, 31, 2018, 5, s. 667-676.

**43. TAKASHIMA, M., ARAI, Y., KAWAMURA, A., HAYASHI, T. ET AL.:** Quantitative evaluation of masseter muscle stiffness in patients with temporomandibular disorders using shear wave elastography. *J Prosthodont Res*, 61, 2017, 4, s. 432-438.

**44. VECCHIET L., VECCHIET, J., GIAMBERARDINO, M. A.:** Referred muscle pain: Clinical and pathophysiologic aspects. *Curr Rev Pain*, 6, 1999; 3, s. 489-498.

**45. VITA, M., SEDLÁČKOVA, Z., HERMAN, M., FURST, T. ET AL.:** Influence of female hormones on fascia elasticity: An elastography study. *Clin Anat*, 32, 2019, 7, s. 941-947.

*Adresa ke korespondenci:*

**Mgr. Martin Vita**

Radiologická klinika, Lékařská fakulta UP

Hněvotínská 3

775 15 Olomouc

e-mail: martin.vita277@gmail.com

## Elasticity of neck muscles in cervicogenic headache

Zuzana Sedlackova<sup>a,b</sup>, Martin Vita<sup>a</sup>, Jan Herman<sup>c</sup>, Tomas Furst<sup>a</sup>, Tomas Dornak<sup>d</sup>, Miroslav Herman<sup>a</sup>

**Aim.** To compare the elasticity of the sternocleidomastoid and trapezius muscles in patients with cervicogenic headache and in healthy volunteers.

**Methods.** The medical history of 23 patients with cervicogenic headache was taken with a focus on pain characteristics. Elasticity of the sternocleidomastoid and trapezius muscles was measured by using shear wave elastography. Results were then compared with 23 healthy volunteers.

**Results.** The sternocleidomastoid muscle was significantly stiffer in patients with cervicogenic headache compared to healthy volunteers. The stiffness increased gradually from the parasternal area, where it was negligible, to the area near the mastoid process where it reached over 20 kPa. There was no difference in the stiffness of the trapezius muscle. The stiffness of the sternocleidomastoid muscle does show a significant dependence on headache characteristics (e.g., laterality, severity, or frequency).

**Conclusion.** The results of this pilot study show that patients with cervicogenic headache have a higher stiffness of the sternocleidomastoid muscle than healthy volunteers. These findings suggest that elastography could be used as a diagnostic tool in cervicogenic headache.

**Key words:** shear wave elastography, cervicogenic headache, trapezius muscle, sternocleidomastoid muscle

Received: January 15, 2021; Revised: April 26, 2021; Accepted: April 30, 2021; Available online: May 18, 2021

<https://doi.org/10.5507/bp.2021.030>

© 2021 The Authors; <https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>

<sup>a</sup>Department of Radiology, Faculty of Medicine and Dentistry, Palacky University Olomouc and University Hospital Olomouc, I. P. Pavlova 6, Olomouc, Czech Republic

<sup>b</sup>Department of Radiological Methods, Faculty of Health Sciences, Palacky University Olomouc and University Hospital Olomouc, I. P. Pavlova 6, Olomouc, Czech Republic

<sup>c</sup>Department of Otorhinolaryngology, Faculty of Medicine and Dentistry, Palacky University Olomouc and University Hospital Olomouc, I. P. Pavlova 6, Olomouc, Czech Republic

<sup>d</sup>Department of Neurology, Faculty of Medicine and Dentistry, Palacky University Olomouc and University Hospital Olomouc, I. P. Pavlova 6, Olomouc, Czech Republic

Corresponding author: Jan Herman, e-mail: [jan.herman@fnol.cz](mailto:jan.herman@fnol.cz)

### INTRODUCTION

Our work is a pilot study in patients with cervicogenic headache measuring the elasticity of the sternocleidomastoid and trapezius muscles with ultrasound shear wave elastography. This method enables non-invasive, real-time evaluation of tissue elasticity with quantitative measurements.

Almost half of the population has recurrent headaches of various aetiology<sup>1</sup>. Tension headaches, cluster headaches, and migraines are very frequent. Except for primary headaches, the pain has an external cause; an example of such a secondary headache is cervicogenic headache<sup>2</sup>.

The International Headache Society defines cervicogenic headache as a pain associated with clinical and/or imaging evidence of a disorder or lesion within the cervical spine or soft tissues of the neck, known to be able to cause headache. The causation is demonstrated by at least two of the following: 1. headache has developed in temporal relation to the onset of the cervical disorder or appearance of the lesion; 2. headache has significantly improved or resolved in parallel with improvement in or resolution of the cervical disorder or lesion; 3. cervical

range of motion is reduced and headache is made significantly worse by provocative manoeuvres; 4. headache is abolished following diagnostic blockade of a cervical structure or its nerve supply. And finally, the pain is not better accounted for by another diagnosis<sup>3</sup>.

The prevalence of cervicogenic headache in the general population is estimated to be between 0.4% and 2.5%, but in pain management clinics, the prevalence is as high as 20% of patients with chronic headache<sup>4</sup>. It is often linked with functional pathologies, such as joint dysfunction, muscle stiffness, or presence of trigger points<sup>5-8</sup>. (A trigger point is a hyperirritable spot in a skeletal muscle that is associated with a hypersensitive palpable nodule in a taut band. The spot is painful on compression and can give rise to a characteristic referred pain, referred tenderness, motor dysfunction, and autonomic phenomena<sup>9</sup>.)

Sometimes, it can be hard to differentiate between the various types of headaches, and even concurrent headache types may be present. Several methods may aid in differentiating them from each other after clinical examination. Besides computed tomography or magnetic resonance imaging of the brain, ultrasonography of the neck muscles can be performed, with B-mode for imaging

soft tissues and elastography for evaluating the stiffness of muscles. If there is suspicion of higher muscle tension from palpation, this method may confirm it<sup>5,7</sup>.

There are several muscles that are often affected in cervicogenic headache, such as the sternocleidomastoid muscle, upper trapezius, levator scapulae, scalenes, suboccipitals, pectoralis minor, and pectoralis major<sup>9,10</sup>. We chose to examine the sternocleidomastoid and trapezius muscles because they can be easily evaluated by using ultrasonography.

## MATERIALS AND METHODS

This study was approved by the Ethics Committee of Palacky University Olomouc under the reference number 153/13 and all participants have given their informed consent. We examined 46 subjects, comprising 23 patients with cervicogenic headache and 23 healthy volunteers as a control group.

The inclusion criteria in the group of patients were based on the definition of cervicogenic headache in the

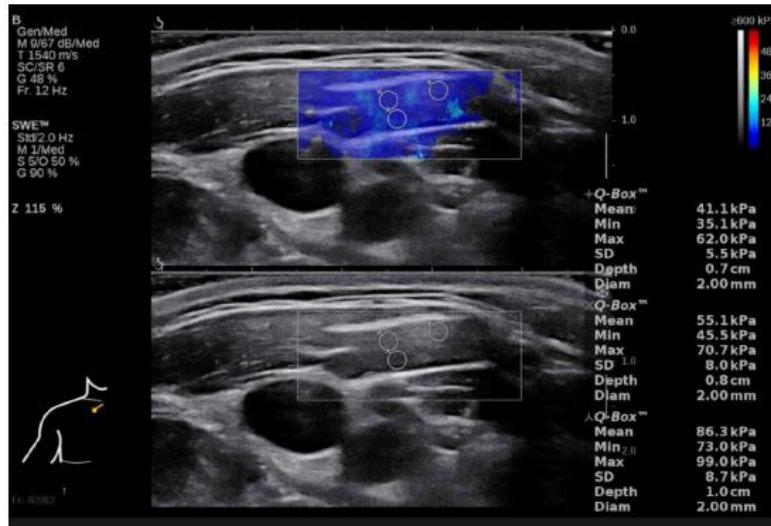


Fig. 1. Measuring stiffness of the sternocleidomastoid muscle with a linear probe in a patient with cervicogenic headache; the image depicts three ROIs at one of the four levels measured.

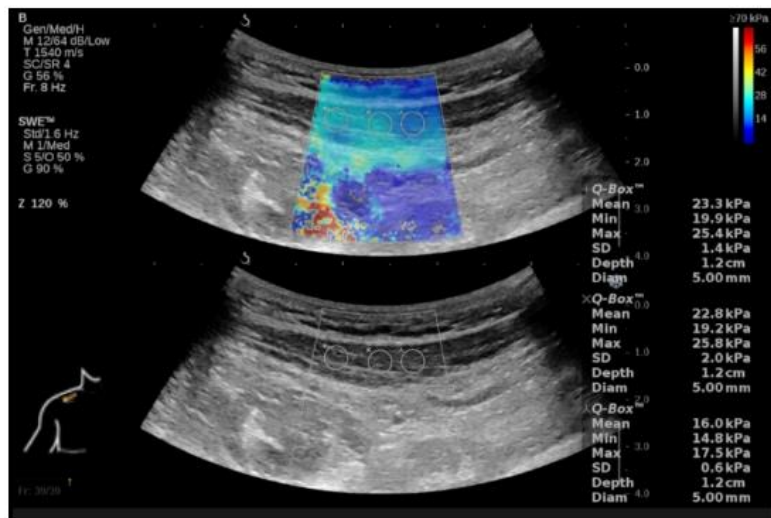
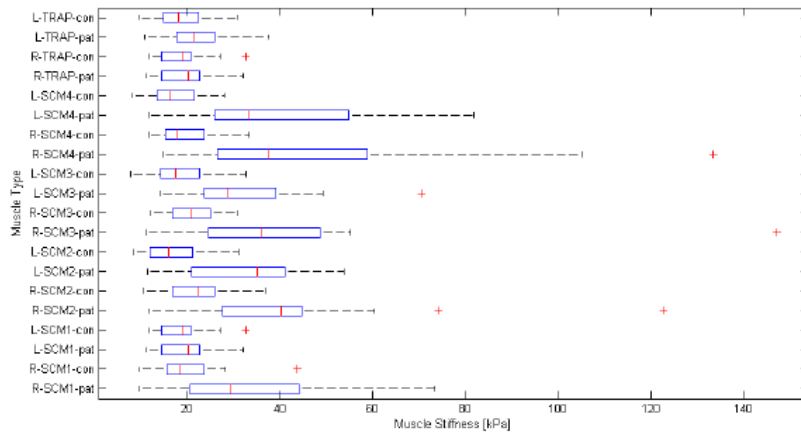
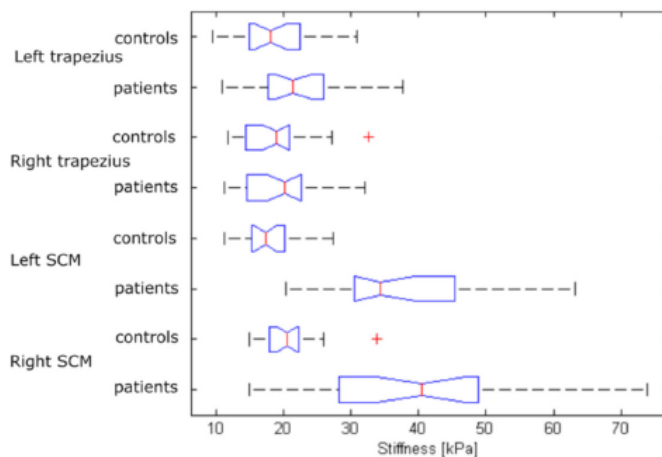


Fig. 2. Measuring stiffness of the trapezius muscle with a convex probe in a healthy volunteer. The image depicts three ROIs in one of the two assessments of the trapezius muscle.



**Fig. 3.** An overview of the distribution of muscle stiffness values. Left-hand side (L) and right-hand side (R), patients (pat) and controls (con); the four locations at the sternocleidomastoid muscle (SCM) are described in the Introduction section; TRAP stands for the trapezius muscle. The red line denotes the median, boxes extend from 25% to 75% quantiles, and outliers are marked by a cross.



**Fig. 4.** A less detailed overview of the distribution of muscle stiffness values. In the case of the sternocleidomastoid muscle (SCM), the number is an average of the four medians shown in Fig. 3.

International Classification of Headache Disorders 3 (see the Introduction section above). The exclusion criteria were: age under 18 or over 55 years and another, more dominant type of headache. We excluded patients with phonophobia, photophobia, and aura.

The age of the patients ranged from 22 to 51 years (mean, 36.4 years). The patient group consisted of 20 women and 3 men. The control group did not statistically significantly differ in sex ( $P=1$ ), age ( $P=0.8$ ), or BMI ( $P=0.2$ ). All examined people had normal value of BMI (between 18.5 - 24.9).

The patients with cervicogenic headache were inquired about the characteristics of their pain. Laterality, frequency, duration of pain, character, intensity at the moment of examination and at the maximum level were all noted. We also asked whether limited head rotation, tinnitus, dizziness, nausea, vomiting, pain in the teeth or ears, and upper limb paraesthesia were present during the pain episode.

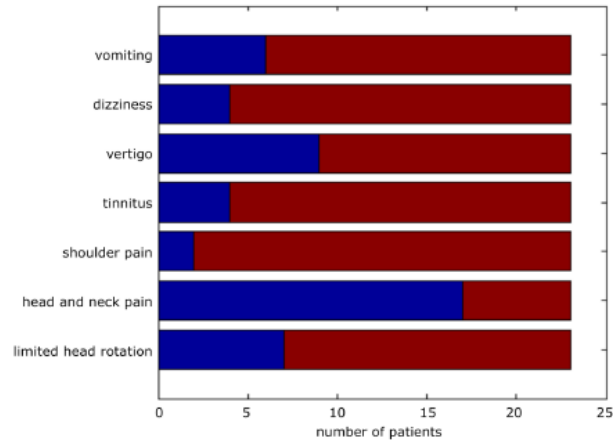
All measurements were performed by a radiologist experienced in sonoelastography using the SuperSonic Aixplorer ultrasound machine (SuperSonic Imagine,



**Table 1.** An overview of the stiffnesses of all the muscles measured.

	Patients, right-hand side	Patients, left-hand side	Controls, right-hand side	Controls, left-hand side
Sternocleidomastoid, 1 (parasternal area)	34.6	19.8	20	18.8
Sternocleidomastoid, 2	42.3	33.2	21.7	17.4
Sternocleidomastoid, 3	40.4	33.4	20.9	19
Sternocleidomastoid, 4 (near mastoid process)	46.8	20	39.8	16.9
Trapezius	19.8	21.9	18.8	19.1

Each cell represents an average of the 23 muscle stiffness values of each subject. Muscle stiffness of each subject is the median of six repeated measurements of the average stiffness of an ROI (see the Methods section).



**Fig. 5.** The distribution of additional adverse effects in the population suffering from cervicogenic headache.

Aix-en-Provence, France) with a linear array transducer SL15-4 for the sternocleidomastoid muscle and convex transducer XC6-1 for the trapezius muscle, because the measurements with linear probe in pilot examinations were on the border of proper imaging due to bigger distance from the surface. (These examinations were excluded from the study). Elasticity of the sternocleidomastoid and trapezius muscles was measured and compared between patients and healthy volunteers. Elasticity was measured in kPa, with higher values indicating higher stiffness (i.e., lower elasticity).

We chose to measure the sternocleidomastoid muscle at four different locations (with the muscle approximately divided into quarters, starting near the sternum, avoiding the pulsation of the carotid artery, and ending behind the ear), with six repeated measurements at each site. The accessible upper part of the trapezius was also measured six times. Since both sides were assessed, there were 60 elastographic measurements for every subject investigated. All subjects were examined in a relaxed supine position with their hands placed beside their thighs. Elasticity was measured using the region of interest (ROI) of a size of 2 mm in the case of the sternocleidomastoid muscle (Fig. 1) and

of 5 mm in the trapezius muscle (Fig. 2). These values were chosen to avoid artefacts in the elastograms. We measured the maximum, mean, and minimum elasticity; however, we only used the mean values for comparison. Since the six values of the mean elasticity of each muscle often exhibited considerable variability in a single patient, we chose to calculate the median of the six values for comparison among patients.

Muscle elasticities were compared between groups of patients and healthy volunteers by the Kruskal-Wallis test. All the tests were performed in STATISTICA, version 10.0, Statsoft Inc, Tulsa, CA, and MatLab R2013b, The MathWorks Inc., Natick, MA. The level of significance was set at 0.05.

## RESULTS

Fig. 3 and 4 and Table 1 provide an overview of the results. There was a statistically significant difference in the stiffness of the sternocleidomastoid muscle between patients and healthy control group, with  $P < 0.001$  both on the left-hand and right-hand sides. The difference in ster-

nucleidomastoid muscle stiffness between patients and controls increased gradually from the parasternal area, where it was negligible, to the area near the mastoid process where it reached over 20 kPa. This is more than a 100% increase with respect to the healthy volunteers. The stiffness of the trapezius muscle was not statistically significantly different between patients and controls ( $P=0.58$  on the right-hand side and  $P=0.15$  on the left-hand side). Out of 23 patients, nine had a more pronounced pain on the right-hand side, three on the left-hand side, and eleven had bilateral pain. Four patients suffered from headache every day, seven patients approximately once per week, and another seven once per month; others less frequently. Without taking medication, the pain lasted for one or two days in most patients.

There was no clear or systematic association between any of the adverse factors in Fig. 5 with higher stiffness of any of the muscles. This was probably due to a low number of subjects.

At the time of examination, four patients suffered from headache that reached the highest pain levels they had ever felt (two patients rated it on the VAS 0–10 as 4 and another two rated it as 7). In the remaining patients, it was lower than their maximum, with nine patients suffering from no pain at the time of examination.

Subsequently, the patients were divided according to pain intensity at the time of examination into two groups of approximately similar size ( $< 4$  and  $\geq 4$  on the Visual Analog Scale), with 13 patients in the first group and 10 in the second one. In the group with more severe pain, four patients suffered from right-sided pain only, and the rest from bilateral pain. There was no association between the severity of the pain and the stiffness of any of the muscles measured.

## DISCUSSION

We assessed the stiffness of the sternocleidomastoid and trapezius muscles in cervicogenic headache. This issue has not been studied widely so far; we found only one study that measured muscle stiffness in the same muscles, but the authors have not correlated the results with headaches. The authors of that study concluded that shear wave elastography can be a method used to evaluate muscle stiffness<sup>11</sup>. We go further and suggest that ultrasound elastography can be used to diagnose cervicogenic headache since the stiffness of the sternocleidomastoid muscle was significantly higher in the patient group than in the control one. We found no correlation of muscle stiffness with other subjective adverse factors, which may be due to a relatively small number of subjects in the study.

Two studies (none using ultrasound elastography) showed a connection between higher stiffness and pain. In the first one, the authors used ischaemic compression of the sternocleidomastoid muscle in patients with cervicogenic headache to diminish pain intensity, frequency, and duration, as well as the myofascial trigger point area, and to increase pressure tolerance and pressure pain threshold<sup>12,13</sup>. The other study used the dry needling technique

in the sternocleidomastoid muscle with similar results lowering the symptoms of cervicogenic headache<sup>14</sup>. In our study, the patients with cervicogenic headache had a significantly higher stiffness of the sternocleidomastoid muscle than healthy volunteers. The stiffness of the trapezius muscle was not different.

In a study by Park et al.<sup>8</sup>, patients with cervicogenic headache had a tangibly increased tone and stiffness of the suboccipital muscles and the upper trapezius compared to healthy subjects; however, there was no significant difference in the elasticity. This corresponds with our findings concerning the trapezius muscle.

Spasticity is a form of higher muscle tension. Two recent studies focused on upper motor neuron lesion: the first one evaluated cerebral palsy<sup>15</sup> and the other one a stroke patient<sup>16</sup>, with both successfully using shear wave elastography to obtain results. This could be very useful since higher muscle tension could previously be evaluated only by palpation which does not provide objectively quantifiable data<sup>17</sup>.

Our results show a more frequent occurrence of right-sided headaches. Headache was present bilaterally in most patients, but in unilateral pain, the right-hand side was affected more often. This could be related to the dominance of the right upper extremity and increased upper trapezius muscle tension in pathological movement stereotypes. But this count may also have been affected by a relatively small study sample.

Cervicogenic headache is a diagnosis of exclusion, and two of the four diagnostic criteria include the success of therapeutic intervention<sup>3</sup>, which, however, is essentially done after a diagnostic conclusion. A quantitative measurement of muscle stiffness using elastography could be of help as one of the criteria for the differential diagnosis of headaches and as a method of comparison of the effect of rehabilitation and physical therapy which are usually recognised as the most effective therapies of cervicogenic headache.

The PREEMPT study by Aurora et al. suggested a paradigm of administration of onabotulinum toxin A into head and neck muscles in patients with chronic migraine that is still used<sup>18–20</sup>. It would be advisable to compare muscle stiffness in various types of headache as well as to assess more muscles, such as suboccipital ones and other described in the PREEMPT study, since a precise evaluation of their stiffness may result in a more targeted application of botulinum toxin.

## CONCLUSION

Stiffness of the sternocleidomastoid muscle was significantly higher in patients with cervicogenic headache than in healthy volunteers. The stiffness increased gradually from the parasternal area, where it was negligible, to the area near the mastoid process where it reached over 20 kPa. These findings suggest that elastography could be used as a diagnostic tool in cervicogenic headache.

**Acknowledgement:** Supported by Internal Grants of the Palacky University IGA LF 2020/012 and IGA LF 2020/027 and by grant DRO (FNOL, 00098892) from Ministry of Health of the Czech Republic.

**Author contributions:** ZS: measurements, manuscript writing; MV and JH: manuscript writing, recruitment of subjects; TF: statistical analysis; TD and MH: manuscript revisions.


**Conflict of interest statement:** None declared.

## REFERENCES

1. Stovner L, Hagen K, Jensen R, Katsarava Z, Lipton R, Scher A, Steiner TJ, Zwart JA. The global burden of headache: a documentation of headache prevalence and disability worldwide. *Cephalalgia* 2007;27(3):193-210.
2. Ahmed F. Headache disorders: Differentiating and managing the common subtypes. *Br J Pain* 2012;6:124-32.
3. Olesen J, Dodick D, Ducros A, Evers S, First M, Goadsby P, Terwindt G. Headache Classification Committee of the International Headache Society (IHS) The International Classification of Headache Disorders, 3rd edition. *Cephalalgia* 2018;38(1):1-211.
4. Haldeman S, Dagenais S. Cervicogenic headaches: a critical review. *Spine J* 2001;11:31-46.
5. Biondi DM. Cervicogenic Headache: A Review of Diagnostic and Treatment Strategies. *The J Am Osteopath Assoc* 2005;105(4):16-22.
6. Simons DG, Travell JG, Simons LS. *Travell & Simons' myofascial pain and dysfunction: the trigger point manual*. Baltimore: Williams & Wilkins. 1999.
7. Nicholson GG, Gaston J. Cervical Headache. *J Orthop Sports Phys Ther* 2001;31(4):184-93.
8. Park SK, Yang DJ, Kim JH, Heo JW, Uhm YH, Yoon JH. Analysis of mechanical properties of cervical muscles in patients with cervicogenic headache. *J Phys Ther Sci* 2017;29(2):332-35.
9. Jull G, Barrett C, Magee R, Ho P. Further clinical clarification of the muscle dysfunction in cervical headache. *Cephalalgia* 1999;19(3):179-85.
10. Zito G, Jull G, Story I. Clinical tests of musculoskeletal dysfunction in the diagnosis of cervicogenic headache. *Man Ther* 2006;11(2):118-29.
11. Ewertsen C, Carlsen J, Perveez MA, Schytz H. Reference Values for Shear Wave Elastography of Neck and Shoulder Muscles in Healthy Individuals. *Ultrasound Int Open* 2018;4(1):23-29.
12. Jafari M, Bahrpeyma F, Mokhtari-Dizaji M, Nasiri A. Novel method to measure active myofascial trigger point stiffness using ultrasound imaging. *J Bodyw Mov Ther* 2018;22(2):374-78.
13. Jafari M, Bahrpeyma F, Togha M. Effect of ischemic compression for cervicogenic headache and elastic behavior of active trigger point in the sternocleidomastoid muscle using ultrasound imaging. *J Bodyw Mov Ther* 2017;21:933-39.
14. Martín-Rodríguez A, Sáez-Olmo E, Pecos-Martín D, Calvo-Lobo C. Effects of dry needling in the sternocleidomastoid muscle on cervical motor control in patients with neck pain: a randomised clinical trial. *Acupunc Med* 2019;37(3):151-63.
15. Brandenburg J, Eby S, Song P, Kingsley-Berg S, Bamlet W, Sieck G, An KN. Quantifying passive muscle stiffness in children with and without cerebral palsy using ultrasound shear wave elastography. *Dev Med Child Neurol* 2016;58(12):1288-94.
16. Eby SF, Zhao H, Song P, Vareberg BJ, Kinnick RR, Greenleaf JF, An KN, Brown AW, Chen S. Quantifying spasticity in individual muscles using shear wave elastography. *Radiol Case Rep* 2017;12(2):348-52.
17. Rathbone A, Grosman-Rimon L, Kumbhare D. Interrater Agreement of Manual Palpation for Identification of Myofascial Trigger Points: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Clin J Pain* 2017;33(8):715-29.
18. Aurora SK, Dodick DW, Diener H-C, DeGryse RE, Turkel C, Lipton RB, Silberstein SD. Onabotulinumtoxin A for chronic migraine: efficacy, safety, and tolerability in patients who received all five treatment cycles in the PREEMPT clinical program. *Acta Neurol Scand* 2014;129:61-70.
19. Aurora SK, Dodick DW, Turkel CC, DeGryse RE, Silberstein SD, Lipton RB, Diener HC, Brin MF. Onabotulinumtoxin A for treatment of chronic migraine: results from the double-blind, randomized, placebo-controlled phase of the PREEMPT 1 trial. *Cephalalgia* 2010;30:793-803.
20. Aurora SK, Gawel M, Brandes JL, Pokta S, Vandenberg AM. Botulinum toxin type a prophylactic treatment of episodic migraine: a randomized, double-blind, placebo-controlled exploratory study. *Headache* 2007;47(4):486-99.

## ORIGINAL COMMUNICATION

## Influence of Female Hormones on Fascia Elasticity: An Elastography Study

MARTIN VITA,<sup>1</sup> ZUZANA SEDLACKOVA ,<sup>1\*</sup> MIROSLAV HERMAN,<sup>1</sup> TOMAS FURST,<sup>1</sup> DAVID SMEKAL,<sup>2</sup> AND ZDENEK CECH<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Departments and faculties of Medicine and Dentistry, University Hospital Olomouc, Palacky University Olomouc, Olomouc, Czech Republic

<sup>2</sup>Departments and faculties of Physical Education, Palacky University Olomouc, Olomouc, Czech Republic

<sup>3</sup>Second Faculty of Medicine, Department of Rehabilitation and Sports Medicine, Charles University in Prague, Prague, Czech Republic

The aim of this study was to examine the influence of hormonal changes during the menstrual cycle on deep fasciae. A total of 29 women, 17 users, and 12 nonusers of hormonal contraceptives were examined clinically and by ultrasound, including shear wave elastography, at two phases of the menstrual cycle. The thickness and elasticity of the fascia lata, thoracolumbar fascia, and plantar fascia were measured, compared between hormonal contraceptive users and nonusers, and correlated with clinical data. There were statistically significant differences between users and nonusers of hormonal contraceptives: the thoracolumbar fascia was thicker in nonusers ( $P = 0.011$ ), and nonusers had higher maximal and mean stiffnesses of the fascia lata ( $P = 0.01$  and  $0.0095$ , respectively). Generally, nonusers had a higher body mass index (BMI). The elasticity of the thoracolumbar and the plantar fasciae did not differ significantly between the groups. We found no correlation between thickness and elasticity in the fasciae. There were no statistically significant differences in hypermobility, cephalgia, or dysmenorrhea between users and nonusers of hormonal contraceptives. The results of this pilot study suggest that deep fasciae can be evaluated by shear wave elastography. Nonusers of contraceptives had greater stiffness of the fascia lata and higher BMI. Clin. Anat. 32:941–947, 2019. © 2019 Wiley Periodicals, Inc.

**Key words:** elasticity imaging techniques; estrogens; fascia; fascialata; lumbar fascia

### INTRODUCTION

Fasciae have recently become a topic for discussion and the subject of an increasing number of publications (Condino et al., 2015; Fede et al., 2016; Petrofsky and Lee, 2015; Stecco et al., 2019). International conferences and courses have been dedicated to them (International Fascia Research Congress and others listed by Fascia Research Society). Fascial Manipulation<sup>®</sup>, established by Luigi Stecco, focuses primarily on deep fasciae. This method is justified by the view that the condition of the deep fasciae projects into posture, proprioception, and myofascial system pathologies. Changes in connective tissue elasticity can affect, for example, hypermobility, which is related to inadequate

joint stabilization and increases the risk of musculoskeletal injury (Balko et al., 2014). Several factors can potentially affect the connective tissue elasticity. Sex hormones appear to have significant effects in women (Russek, 1999), the key hormones being estrogen,

\*Correspondence to: Zuzana Sedlackova, Departments and faculties of Medicine and Dentistry, University Hospital Olomouc, Palacky University Olomouc, I. P. Pavlova 6, 775 20 Olomouc, Czech Republic. E-mail: zuzana.sedlackova@fnol.cz

Received 27 April 2019; Revised 19 June 2019; Accepted 8 July 2019

Published online 25 July 2019 in Wiley Online Library (wileyonlinelibrary.com). DOI: 10.1002/ca.23428

progesterone, and relaxin (Dragoo et al., 2011; Fede et al., 2016). We found two reviews of the influence of the menstrual cycle, especially of estrogen levels, and of hormonal contraceptive use on ligament laxity (Belanger et al., 2013; Herzberg et al., 2017); however, both reported inconsistency in the results and focused on the anterior cruciate ligament (ACL).

Petrofsky and Lee (2015) assessed the effect of estrogen on the plantar fascia by measuring foot length, fascia thickness by ultrasound, and posture sway and tremor using a balance platform. One measurement was made during the early follicular phases and one at ovulation. The authors concluded that the elasticity of the fascia increases during ovulation, which could potentially lead to a risk of falling.

Imaging methods such as sonography, computed tomography, and magnetic resonance imaging (MRI) can reveal the basic anatomy of muscles and depict major fasciae; however, the stiffness of these structures has so far been examinable only by palpation and the results have been highly subjective. Elastography (either sonographic or MRI) is an objective method of measurement. Ultrasound elastography enables tissue elasticity to be measured noninvasively in real time. Shear wave elastography, complementing strain elastography, provides quantitative measurements, extending the utilization of these methods.

The present work is a pilot study measuring the elasticity of deep fasciae using ultrasound shear wave elastography.

## MATERIALS AND METHODS

This prospective study was approved by the institutional ethics committee and written informed consent was obtained from all participants. We examined 33 women, 29 of whom fulfilled the criteria for study inclusion: healthy women with a regular menstrual cycle (maximum deviation in duration = 2 days), having/not having used hormonal contraception for at least 6 months, and having undergone all required examinations. The exclusion criteria were (numbers of

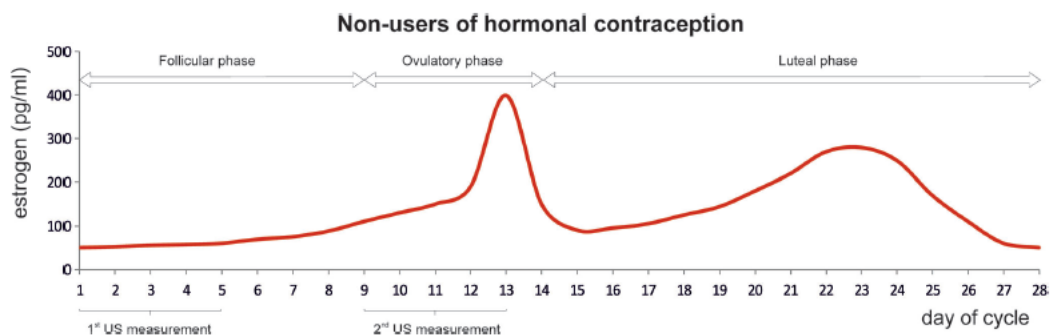
excluded women in brackets): an irregular menstrual cycle with a maximum deviation of more than 2 days (one); using/not using hormonal contraception for less than 6 months (one); a body mass index (BMI) of more than 25 (one); professional athlete (one); excessive physical activity during the 2 days before each ultrasonographic examination; smoker; indwelling intrauterine device; and pregnancy or multiparity.

The age of the women ranged from 18 to 29 years (mean, 22.5 years). Each woman was examined twice, at the times of the lowest and highest expected estrogen levels in nonusers of hormonal contraception, that is, during the first 5 days of the menstrual cycle and between Day 9 and Day 13 (Day 1 being the first day of menstruation) (Figs. 1 and 2). The women were divided into two subgroups: 17 of them had used no hormonal contraceptives during the previous 6 months and 12 had been taking hormonal contraceptives for at least 6 months (in all cases, the contraceptive was the combined form containing both estrogen and progesterone).

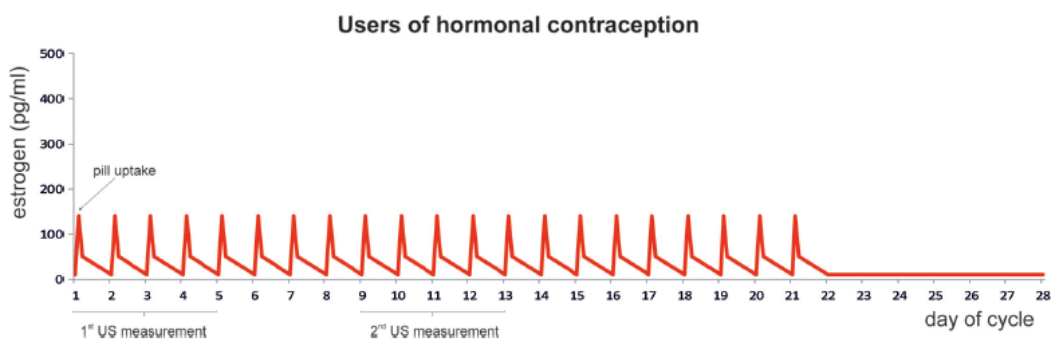
The women were asked about discomfort related to menstruation. The two most common complaints were cephalgia and dysmenorrhea. The women were then divided into two groups for each condition using the visual analog scale (VAS): women experiencing zero or minimum pain (VAS 0–2) and those with more prominent pain (VAS 3–10).

The physical activity of women was also recorded and classified as follows: physical activity less than once per week; one to twice per week; and three or more times per week. Several types of regular activities were noted (running, cycling, swimming, bouldering, aerobic, tennis, horseback riding, volleyball, skating, and skiing), but none of them was undertaken during the 2 days before the examination. When assessed according to the "Classification of total weekly amounts of aerobic physical activity" presented by the Office of Disease Prevention and Health Promotion, most of the women in our study scored medium level of physical activity and the remainder scored low level.

In all 29 subjects, hypermobility was examined by a professional physiotherapist and assessed according to



**Fig. 1.** Estrogen levels of nonusers of hormonal contraception during menstrual cycle. Source: Adapted from Briggs (2013). [Color figure can be viewed at [wileyonlinelibrary.com](http://wileyonlinelibrary.com)]



**Fig. 2.** Estrogen levels of users of hormonal contraception during menstrual cycle with consistent hormone levels. Source: Adapted from Briggs (2013). [Color figure can be viewed at [wileyonlinelibrary.com](http://wileyonlinelibrary.com)]

the Beighton scale (0–9) (Smekal, 2006; Simmonds and Keer, 2007): 0–2 = no hypermobility, 3–6 = mild hypermobility, 7–9 = high degree of hypermobility.

All sonographic measurements were performed by a single experienced sonographer using the SuperSonicAixplorer ultrasound machine (SuperSonic Imagine, Aix-en-Provence, France) with a linear array transducer SL15-4. The thickness and elasticity of three deep fasciae were measured: the thoracolumbar fascia, fascia lata, and plantar fascia. Elasticity was measured in kPa, the number representing the Young's modulus. Thus, higher values indicate greater stiffness (i.e., lower elasticity).

We chose to measure three fasciae in order to obtain more robust results. Several publications have assessed deep fasciae using standard ultrasound (Wearing et al., 2007; Condino et al., 2015; Langevin et al., 2011), so we knew they could be visualized, but we were limited by the need to obtain a good signal during elastographic measurements. We tried to measure several other fasciae (e.g., the antebrachial fascia) in a series of preliminary measurements, but the elastographic signal was poor.

The examined side respected the dorsal myofascial line (which begins at the upper limb, passes through the thoracolumbar and sacral fascia, and continues contralaterally to the lateral side of the lower limb; Myers, 2014). Because most people are right handed, the right thoracolumbar fascia and the left fascia lata and plantar fascia were measured (in our study group there was one left-handed woman, who was examined in the same manner as the others). During the examination, the radiologist was unaware whether the woman being examined was a hormonal contraceptive user or nonuser.

All the women were examined in a relaxed prone position with their hands placed beside their thighs. The elasticity of the plantar fascia was measured with their foot off the examination bed and their toes pointing toward the ground (Figs. 3–5). Each measurement was taken at the end of exhalation. Elasticity was measured using the region of interest (ROI) enlarged maximally

while still being inside the fascia only. We measured the maximum, mean, and minimum elasticity of each fascia. To obtain more accurate values and avoid possible signal distortion, three elastographic measurements were obtained for each fascia and their median was used for statistical calculations. Three measurements proved to be the optimal compromise between accuracy on the one hand and the time that patient had to remain still on the other. It occasionally took a long time to obtain a proper signal from a fascia (Figs. 3–5).

Data from interview and physical examination were assessed using the Student's *t* test. Fascia thicknesses and elasticities were compared between the two groups of women using the Kruskal–Wallis test. All the tests were performed in STATISTICA, version 10.0 (Statsoft Inc., Tulsa, CA) and MatLab R2013b (The MathWorks Inc., Natick, MA). The level of significance was set at 0.05.

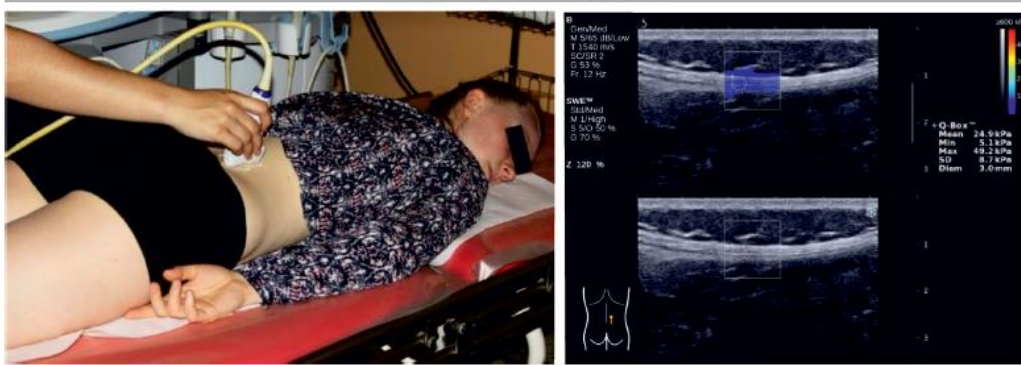
## RESULTS

Table 1 shows the thickness and elasticity of the fasciae in users and nonusers of hormonal contraceptives during the first and the second ultrasound examinations. Both the maximum and mean elasticities of the fascia lata were statistically significantly different between the two subject groups ( $P = 0.01$  0.0095, respectively), nonusers having greater fascia stiffness in both ultrasound examinations (Fig. 6). The elasticities of the thoracolumbar and plantar fasciae did not differ significantly between the two groups.

We found no statistically significant correlation between the elasticity of the fasciae and BMI. However, when the three fasciae were assessed individually, several trends were revealed. In the fascia lata, the stiffness increased with BMI, which could have affected the results (Fig. 7). For some reason, the users of hormonal contraceptives generally had a lower BMI. Thus, it was difficult to distinguish the effect of BMI on fascia lata stiffness from that of different hormone levels.

The thoracolumbar fascia was statistically significantly thicker in nonusers of hormonal contraceptives

THORACOLUMBAR FASCIA



**Fig. 3.** Measuring the elasticity of the thoracolumbar fascia. The photo shows the position of the person examined. Ultrasound images consist of B-mode and shear wave elastography with the region of interest situated inside the fascia.

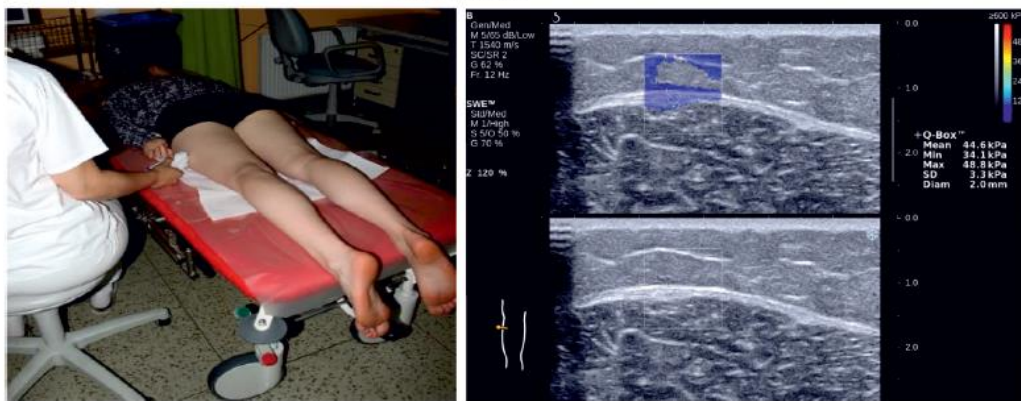
( $P = 0.011$ ), but there were no significant differences between the groups in the thicknesses of the fascia lata and plantar fascia. When changes during the menstrual cycle were examined, we found a borderline-significant difference between the first and the second measurements of the fascia lata among the nonusers ( $P = 0.054$ ). There were no significant changes in the thicknesses of the other fasciae. We found no correlation between thickness and elasticity for any fascia.

Table 2 summarizes the characteristics of users and nonusers of hormonal contraceptives ascertained during interview and physical examination. The BMI of nonusers was statistically significantly higher, though still within normal values. The thickness of the

thoracolumbar fascia was also higher in nonusers, but it did not correlate significantly with BMI.

The amount of physical activity did not significantly influence the elasticity of the fasciae (though no professional athletes were included owing to the exclusion criteria). There were no statistically significant differences between the users and nonusers of hormonal contraceptives in discomforts during menstruation. However, more nonusers reported dysmenorrhea (9/17 compared to 3/12 users), and the severity of pain was higher. Cephalgia was slightly more frequent in users (4/12 compared to 3/17 nonusers) and was more severe. No statistically significant difference in hypermobility was found.

FASCIA LATA



**Fig. 4.** Measuring the elasticity of the fascia lata.

PLANTAR FASCIA

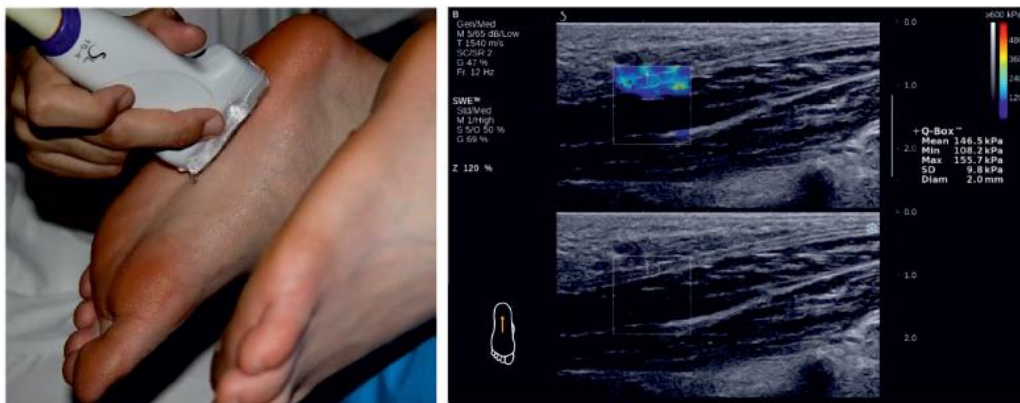


Fig. 5. Measuring the elasticity of the plantar fascia.

DISCUSSION

We found a thicker thoracolumbar fascia in nonusers of hormonal contraceptives. We assumed that this was associated with the higher BMI in the group of nonusers, but there was no significant correlation with BMI.

Broadly fluctuating levels of estrogen during a physiological menstrual cycle can cause changes in the laxity of ligaments and muscles, the ACL being the most widely studied. Several reports have shown the ACL to be more lax during the preovulatory phase, the incidence of injury being three times higher than during the postovulatory phase of menstrual cycle (Ruedl et al., 2009; Lee et al., 2014), though other studies have failed to show this difference (Romani et al., 2003; Eiling et al., 2007).

Hormonal contraceptive use lowers the range of estrogen levels. In their meta-analysis, Herzberg et al. (2017) stated that oral contraceptives can reduce the risk of ACL injury by up to 20%. However, long-term

hormonal contraceptive use can be associated with several adverse effects and, according to Smekal (2006), can result in greater hypermobility. In our study, hormonal contraceptive users had a slightly though not significantly higher hypermobility score. Accurate assessment of the menstrual cycle phase and prediction of hormonal levels can be challenging, as a recent population-based study revealed that more than one-third of women with a normal cycle length were anovulatory (Prior et al., 2015).

Our results showed no significant difference in the stiffness of the plantar and thoracolumbar fascia between the groups of hormonal contraceptive user and nonusers. The stiffness of the fascia lata was greater among nonusers, that is, the group with higher estrogen levels. However, this could have been affected by the higher BMI in this group. BMI did not affect the stiffness of the other two types of fascia, which corresponds with findings on superficial neck structures (Herman et al., 2015).

TABLE 1. The Mean Elasticity and Thickness of Fasciae

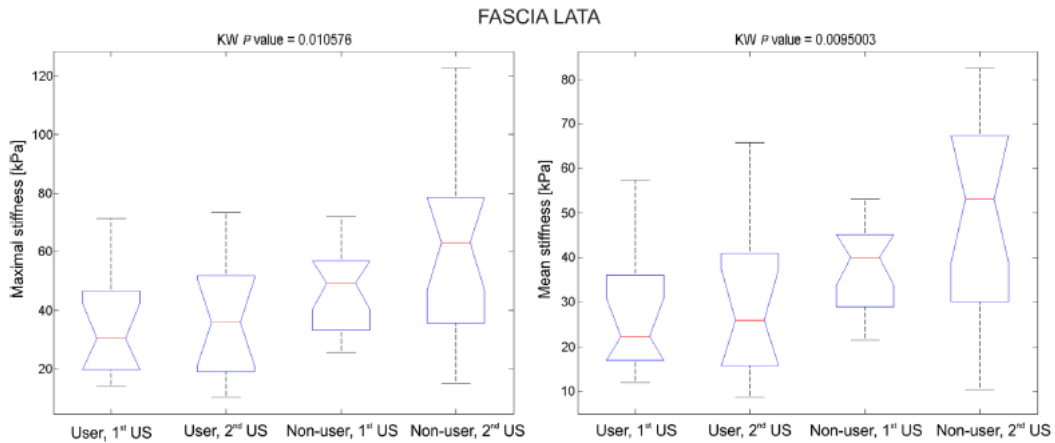
	Users 1st to 5th day	Users 9th to 13th day	Nonusers 1st to 5th day	Nonusers 9th to 13th day
<b>Elasticity (kPa)</b>				
Thoracolumbar fascia	23.9	20	22.6	19.3
Fascia lata	28.1 <sup>a</sup>	29 <sup>b</sup>	37.7 <sup>a</sup>	48.1 <sup>b</sup>
Plantar fascia	137.8	112.5	127.9	130.6
<b>Thickness (mm)</b>				
Thoracolumbar fascia	4.2 <sup>a</sup>	4 <sup>a,b</sup>	5.6 <sup>a</sup>	5.4 <sup>a,b</sup>
Fascia lata	1.6	1.6	1.7	1.6
Plantar fascia	2.9	3.1	3.1	3.1

Note: The values of elasticity are averages of medians of three measurements.

<sup>a</sup>Statistically significant difference between users and nonusers in the first measurement.

<sup>b</sup>Statistically significant difference between users and nonusers in the second measurement.





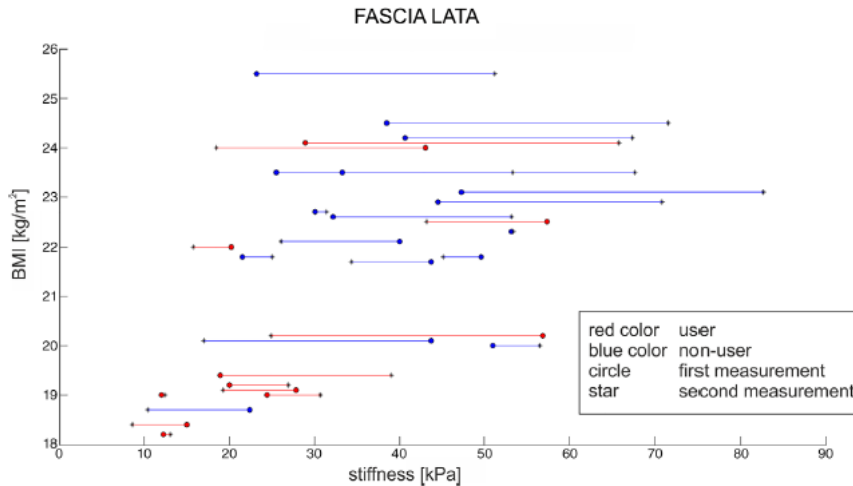
**Fig. 6.** The maximum and mean stiffnesses of the fascia lata during the first and second ultrasound measurements in users and nonusers of hormonal contraceptives.

We found no studies in which the elasticity of deep fasciae had been measured. We believe that the present study is the first to use shear wave elastography to measure the elasticity of deep fasciae in relation to the menstrual cycle and the use of hormonal contraceptives.

The study has the following drawback: during the measurements, we obtained a wide range of elasticity values for the plantar fascia. This could have been caused by activating muscles in the foot, which is very sensitive, and several women complained about tickling

sensations. Another limitation of our study was that no stabilization method was used; thus, it was up to the women to maintain the desired relaxed state.

Leaflets about hormonal contraceptives mention stomach ache and headache as a common adverse effect (> 1/100). Dysmenorrhea is not mentioned, but it could be perceived as stomach ache by users. Special attention should be paid to patients with migraines before hormonal contraceptives are prescribed; according to a consensus statement from the European



**Fig. 7.** Body mass index (BMI) and stiffness of fascia lata. Users of contraception (red color) tend to have lower BMI and lower stiffness of fascia lata than nonusers (blue color).

**TABLE 2. Comparison of average parameters found during interview and physical examination of women**

Parameter	Users	Nonusers	P
Age	22	22.8	0.447
Body mass index	20.4	22.4	0.01 <sup>a</sup>
Length of cycle	28 days	28.8 days	0.216
Length of hormonal contraceptives use	4.2 years	NA	
Physical activity	1.25	1.35	0.66
Algomenorrhea	0.25	0.53	0.142
Cephalgia	0.33	0.18	0.349
Hypermobility	0.67	0.59	0.99

<sup>a</sup>Statistically significant difference between users and nonusers.

Headache Federation and the European Society of Contraception and Reproductive Health, the available data suggest that combined hormonal contraceptives can increase the risk of ischemic stroke in women who have migraine, specifically migraine with aura (Sacco et al., 2017). In our study, cephalgia and dysmenorrhea did not differ significantly between the groups of users and nonusers of hormonal contraceptives, though cephalgia was more common in users and dysmenorrhea in nonusers; in both cases the problem was more severe in the more affected group.

## ACKNOWLEDGMENTS

This study was supported by DRO (FNOL, 00098892) and the Internal Grant of the Palacky University IGA LF 2019-002.

## CONFLICT OF INTEREST

The authors declare that there is no conflict of interest regarding the publication of this article.

## REFERENCES

- Balko I, Kabesova A, Balko S, Kohlikova E. 2014. Přičiny kloubní hypermobility a její vztah ke sportovní činnosti. *Ceskinantrop* 18: 26–35.
- Belanger L, Burt D, Callaghan J, Clifton S, Gleberzon BJ. 2013. Anterior cruciate ligament laxity related to the menstrual cycle: an updated systematic review of the literature. *J Can Chiropr Assoc* 57:76–86.
- Briggs P. 2013. Contraception in the 20-somethings. In: Guillebaud J, Briggs P, Kovacs G, editors. *Contraception: A Casebook from Menarche to Menopause*. Cambridge: Cambridge University Press. p 99–105. <https://doi.org/10.1017/CBO9781107323469.013>.
- Condino S, Turini G, Parrini S, Stecco A, Busoni F, Ferrari V, Ferrari M, Gesi M. 2015. A semiautomatic method for in vivo three-dimensional quantitative analysis of fascial layers mobility based on 3D ultrasound scans. *Int J Comput Assist Radiol Surg* 10: 1721–1735. <https://doi.org/10.1007/s11548-015-1167-4>.
- Dragoo JL, Castillo TN, Braun HJ, Ridley AB, Kennedy A, Golish SR. 2011. Prospective correlation between serum relaxin concentration and anterior cruciate ligament tears among elite collegiate female athletes. *Am J Sports Med* 39:2175–2180.

- Eilling E, Bryant AL, Petersen W, Murphy A, Hohmann E. 2007. Effects of menstrual-cycle hormone fluctuations on musculotendinous stiffness and knee joint laxity. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 15:126–132.
- Fede C, Albertin G, Petrelli L, Sfriso MM, Biz C, De Caro R, Stecco C. 2016. Hormone receptor expression in human fascial tissue. *Eur J Histochem* 60:224–229.
- Herman J, Hermanova Z, Salzman R, Vomacka J, Starek I. 2015. Ultrazvuková elastografie a její využití v oblastí hlavy a krku. *Cas LekCesk* 154:222–226.
- Herzberg SD, Motu'apuaka ML, Lambert W, Fu R, Brady J, Guise JM. 2017. The effect of menstrual cycle and contraceptives on ACL injuries and laxity: a systematic review and meta-analysis. *Orthop J Sports Med* 5:232596711771878. <https://doi.org/10.1177/2325967117718781>.
- Langevin HM, Fox JR, Koptiuch C, Badger GJ, Greenan-Naumann AC, Bouffard NA, Konofagou EE, Lee WN, Triano JJ, Henry SM. 2011. Reduced thoracolumbar fascia shear strain in human chronic low back pain. *BMC Musculoskelet Disord* 12:11. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-12-203>.
- Lee H, Petrofsky JS, Daher N, Berk L, Layman M. 2014. Differences in anterior cruciate ligament elasticity and force for knee flexion in women: Oral contraceptive users versus non-oral contraceptive users. *Eur J Appl Physiol* 114:285–294.
- Myers TW. 2014. *Anatomy Trains: Myofascial Meridians for Manual and Movement Therapies*. Edinburgh: Churchill Livingstone. p 1–332.
- Petrofsky J, Lee H. 2015. Greater reduction of balance as a result of increased plantar fascia elasticity at ovulation during the menstrual cycle. *Tohoku J Exp Med* 237:219–226. <https://doi.org/10.1620/tjem.237.219>.
- Prior JC, Naess M, Langhammer A, Forsmo S. 2015. Ovulation prevalence in women with spontaneous normal-length menstrual cycles—a population-based cohort from HUNT3, Norway. *PLoS One* 10:e0134473.
- Romani W, Patrie J, Curl LA, Flaws JA. 2003. The correlations between estradiol, estrone, estriol, progesterone and sex hormone binding globulin and anterior cruciate ligament stiffness in healthy active females. *J Womens Health* 12:287–272.
- Ruedl G, Ploner P, Linortner I, Schranz A, Fink C, Sommersacher R, Pocecco E, Nachbauer W, Burtscher M. 2009. Are oral contraceptive use and menstrual cycle phase related to anterior cruciate ligament injury risk in female recreational skiers? *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 17:1065–1069.
- Russek LN. 1999. Hypermobility syndrome. *Phys Ther* 79:591–599.
- Sacco S, Merckj-Feld GS, Ægidius KL, Bitzer J, Canonico M, Kurth T, Lampl C, Lidegaard Ø, Anne MacGregor E, VanDenBrink AM, Mitsikostas DD, Nappi RE, Ntaios G, Sandset PM, Martelletti P, European Headache Federation (EHF) and the European Society of Contraception and Reproductive Health (ESC). 2017. Hormonal contraceptives and risk of ischemic stroke in women with migraine: a consensus statement from the European headache federation (EHF) and the European Society of Contraception and Reproductive Health (ESC). *J Headache Pain* 18:108. <https://doi.org/10.1186/s10194-017-017-017>.
- Simmonds JV, Keer RJ. 2007. Hypermobility and the hypermobility syndrome. *Man Ther* 12:298–309.
- Smekal D. 2006. Funkční hodnocení pohybového systému v kinantropologických studiích: Měření krácených svalů, funkční testy páteře a hodnocení hypermobility. Olomouc: Univerzita Palackého. p 1–90.
- Stecco C, Pirri C, Fede C, Caterina F, Chenglei G, Federico S, Luigi FC, De Caro R. 2019. Dermatome and fasciatome. *Clin Anat*. <https://doi.org/10.1002/ca.23408> [Epub ahead of print].
- Wearing SC, Smeathers JE, Sullivan PM, Yates B, Urry SR, Dubois P. 2007. Plantar fasciitis: Are pain and fascial thickness associated with arch shape and loading? *Phys Ther* 87:1002–1008. <https://doi.org/10.2522/ptj.20060136>.