

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD
Ústav fyzioterapie

Dita Šlanhofová

**FASCIE A JEJÍ VÝZNAM V POHYBOVÉM SYSTÉMU
ČLOVĚKA**
Bakalářská práce

Vedoucí práce: Mgr. Radek Mlíka, Ph.D

Olomouc 2020

ANOTACE

Typ závěrečné práce: Bakalářská práce

Název práce: Fascie a její význam v pohybovém systému člověka

Název práce v AJ: Fascia and its role in the human locomotor system

Datum zadání: 2019-11-26

Datum odevzdání: 2020-06-15

Vysoká škola, fakulta, ústav: Univerzita Palackého v Olomouci, Fakulta zdravotnických věd, Ústav fyzioterapie

Autor práce: Dita Šlanhofová

Vedoucí práce: Mgr. Radek Mlíka, Ph.D

Oponent práce: Mgr. Alena Svobodová

Abstrakt v ČJ: Fascie je rozsáhlým systémem pojivové tkáně. Proplétá se celým tělem a dotýká se každého svalu, nervu, kosti a orgánu. V posledních letech přichází fasciální systém a jeho úloha v lidském těle do popředí. Na základě toho vznikají terapeutické techniky i celá odvětví s novým holistickým pohledem na lidské tělo a jeho poruchy. Cílem bakalářské práce byla sumarizace dosavadních informací o struktuře fascie, jejích vlastnostech a roli v pohybovém systému člověka. K vypracování bakalářské práce bylo užito přes 170 odborných článků a publikací převážně v anglickém jazyce. Z výsledku studií vyplývá, že fascie hraje roli v biomechanice těla, nervové signalizaci a nocicepci, svalové mechanice a přenosu sil. Vyznačuje se celou řadou vlastností jako plasticita a adaptace, uskladnění energie, viskoelasticita, funguje jako mechanosenzitivní komunikační síť a další. Její vlastnosti ovlivňují faktory jako teplo, hydratace a alterace její struktury způsobené traumaty a záněty.

Klíčová slova: fascie, fasciální síť, fascie a pohybový systém, biomechanika fascie, myofasciální přenos sil

Abstract: Fascia is a system of fibrous connective tissue. It permeates an entire human body and touches every muscle, nerve, bone, and organ. In the last couple of years, more attention has been brought up to its role in the human locomotor system. Based on that new manual techniques and approaches have been developed with a new holistic view on the human body and its dysfunctions. This bachelor thesis aimed to summarize existing information about the

structure of fascia, its characteristics, and its role in the human locomotor system. To formulate this bachelor thesis more than 170 and publications were used mainly in the English language. The results of studies show that fascia plays a role in human biomechanics, nerve signal transmission and nociception, muscular mechanics, and myofascial force transmission. Moreover, fascia is capable of plasticity, adaptation, energy storage, and exhibits viscoelastic properties, forms a mechanosensitive signaling network, and more. Its properties can be altered by factors like temperature, hydration, and structural changes caused by trauma and inflammation.

Keywords: fascia, fascial system, fascia and locomotor system, biomechanics of fascia, myofascial force transmission

Rozsah: 71 stran

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracovala samostatně a všechny použité literární zdroje jsem uvedla v seznamu použité literatury.

Olomouc, xx.xx.2020

.....

podpis

Poděkování

Tímto bych chtěla poděkovat Mgr. Radku Mlíkovi, Ph.D za jeho trpělivost, odborné vedení a poskytnutí cenných rad při zpracování této bakalářské práce.

Obsah

Úvod	7
1 Teoretický úvod ke struktuře fascie	9
1.1 Fascie a fasciální síť	9
1.1.1 Anatomie a uspořádání fascie	9
1.1.2 Dělení fascií.....	12
1.2 Histologie fascie	17
1.2.1 Extracelulární matrix.....	17
1.2.2 Buňky fascie	20
2 Úloha fascie v pohybovém systému člověka	23
2.1 Vlastnosti fascie.....	23
2.1.1 Komunikace a kontinuita	23
2.1.2 Plasticita	24
2.1.3 Viskoelasticita	26
2.1.4 Mechanické vlastnosti hluboké fascie.....	27
2.1.5 Uskladnění energie	28
2.2 Faktory ovlivňující povahu fascie	29
2.2.1 Teplo.....	29
2.2.2 Hydratace	30
2.2.3 Alterace hluboké fascie	31
2.3 Fascie jako nejdůležitější percepční orgán	32
2.3.1 Pojivová tkáň periferního nervu	32
2.3.2 Inervace fasciálního systému	33
2.4 Biomechanika fascie.....	36
2.4.1 Tensegrita	37
2.4.2 Vztah fascie a svalu.....	38
Závěr	45
Referenční seznam	46
Seznam zkratk	70
Seznam obrázků	71

Úvod

Téměř sto let byla úloha fasciálního systému v lidském těle opomínána. Ve většině anatomických učebnicích je fascie jen okrajově zmíněna a popsána jako svalový obal nebo septum oddělující svalové skupiny. Toto tvrzení je pravdivé, ale zdaleka ne dostačující a mnohdy ošizuje dnešní generaci terapeutů o jednu z nejdůležitějších komponent pohybu.

Učebnicové pojetí rozděluje svaly do skupin podle toho, co se stane přiblížením začátku a konce či na základě jejich vztahu ke svalům ostatním. Takový pohled sice poskytuje solidní základ k porozumění jejich samostatné funkce, ale nese s sebou jistou tendenci rozčleňovat pohybový systém na menší a menší části, oddělit svaly od jejich skupin, kostí, fascií a dalších pojivových struktur, čímž se vzdaluje od reálného způsobu, jakým tělo pracuje. Když se jeden segment pohne, reaguje na to zbytek těla plynule jako celek. Zde přichází do popředí role fascie, která jednotlivé komponenty spojuje do jednoho funkčního dynamického celku.

Fascie vyváří komplexní síť, která se dotýká každého systému lidského těla. Její bližší porozumění může terapeutovi poskytnout cenné pojítko, při snaze dostat se ke zdroji problému a rozšířit tak jeho holistický pohled na léčbu pacienta. Zaměření se na fascii, jako na další komponentu pohybového systému, vedlo k rozvoji samostatných fyzioterapeutických odvětví a dalo vzniknout zcela novým metodám léčby založených na fasciální manipulaci.

K vypracování bakalářské práce byly využity online databáze Medvik, PubMed, Science Direct a Google Scholar. Pro vyhledávání byla užitá klíčová slova: fascia, fascial system, biomechanics of fascia, myofascial force transmission, fascial plasticity, fascial innervation a anatomy of fascia. K vypracování této práce bylo použito 180 zdrojů, které tvořily především odborné články a výzkumy (142), ale i knižní publikace (38). Práce se opírá o články publikované v letech 1953 až 2020. Hledání odborné literatury probíhalo od července 2019 do června 2020.

Ke vstupnímu seznámení s tématem sloužily následující publikace:

LESONDAK, D. 2017. *Fascia: What it is and why it matters*. UK: Handspring Publishing. ISBN 978-1-909141-551.

MYERS, T. W. 2009. *Anatomy trains: myofascial meridians for manual and movement therapists* (2nd ed.). New York: Elsevier. ISBN 9780443102837.

PAOLETTI, S., 2006. *The fasciae: anatomy, dysfunction and treatment*. English ed. Seattle: Eastland Press. ISBN 093961653X.

SCHLEIP, R. 2003. Fascial plasticity – a new neurobiological explanation. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* [on-line]. 7 (1), 11–19, [cit. 2020–02–12]. ISSN 1360-8592. Dostupné z: doi 10.1016/S1360-8592(02)00067-0.

SCHLEIP, R., FINDLEY, T., W., CHAITOW, L., HUIJING, P., A. 2012. *Fascia: The Tensional Network of the Human Body*. Edinburgh: Churchill Livingstone Elsevier. ISBN 978-0-7020-3425-1.

STECCO, C. 2015. *Functional Atlas of the Human Fascial System*. Churchill Livingstone, Elsevier. ISBN 978-0-7020-4430-4.

1 Teoretický úvod ke struktuře fascie

Následující kapitola poskytuje stručný náhled na anatomii a organizaci fascie. Slouží k lepšímu pochopení její integrace do pohybového systému člověka.

1.1 Fascie a fasciální síť

Fascie je všudypřítomná, mnohostranná a multifunkční pojivová tkáň (Shockett, Findley, 2019, s. 101–107). Pro široké uplatnění se její definice stala nelehkou a termín fascie začal být užíván poněkud vágně. Odborné názory se nedokáží shodnout na jednotném popisu, což mnohdy způsobuje zmatek při hledání související literatury nebo špatné vyložení jejího obsahu.

Definice fascie a fasciálního systému

V roce 2016 byla zveřejněna definice, jež zní: „Fascie je vazivový list nebo libovolný počet rozložitelných seskupení pojivové tkáně uložené pod kůží. Její hlavní funkce spočívá v připojení, propojení nebo separaci jednotlivých svalů či vnitřních orgánů“ (Stecco, Schleip, 2016, s. 139–140).

Tato anatomická definice se ukázala býti příliš restriktivní, jelikož může vést k exkluzi důležitých tkání, které jsou nepostradatelné při snaze porozumět globální funkci fascie během pohybu. Z toho důvodu byl popis rozšířen ještě o pojem **fasciální systém**, který poukazuje na větší zájem o její funkční aspekty jako je přenos sil, senzorická funkce, role v regulaci poranění a další (Stecco a Schleip, 2016, s. 139–140).

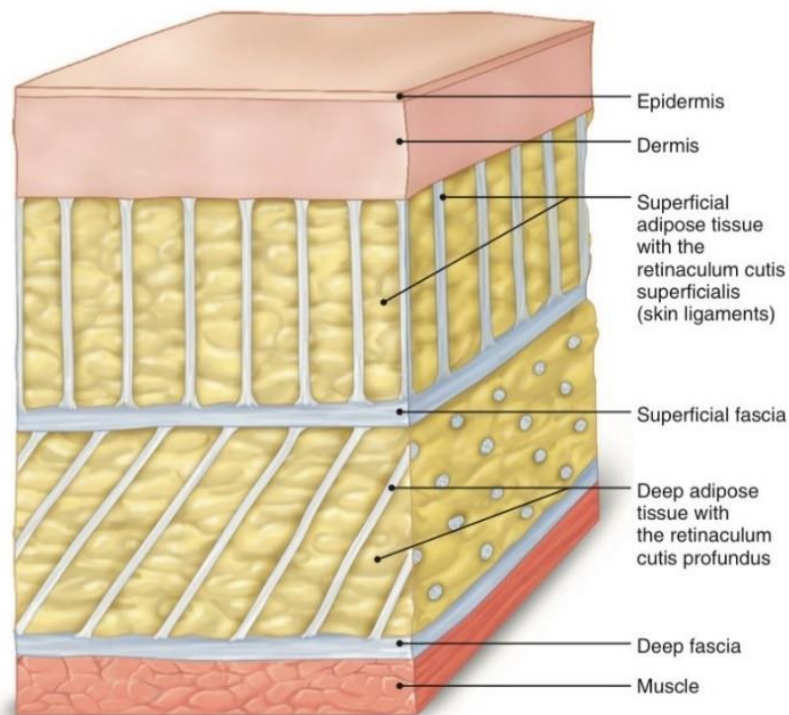
Fasciální systém se skládá ze tří dimenzionálního kontinua jemné, kolagenní, areolární i husté pojivové tkáně, která prostupuje napříč celým tělem. Zahrnuje adipózní tkáň, adventicii, neurovaskulární obaly, aponeurózy, povrchovou i hlubokou fascii, epineurium, kloubní pouzdra, ligamenta, membrány, meningy, myofasciální expanze, periost, retinakula, septa, vazy, viscerální fascii a všechnu intermuskulární i intramuskulární pojivovou tkáň včetně endo-/peri-/epimysia. Prostupuje a obklopuje všechny orgány, svaly, kosti a nervová vlákna a poskytuje tak tělu prostředí, kde mohou všechny systémy těla pracovat ve vzájemné integraci (Fascia Nomenclature Committee, 2016 in Adstrum et al., 2017, s. 175).

1.1.1 Anatomie a uspořádání fascie

Fascie se formuje už během prvních 2–3 týdnů prenatálního života. V této době je embryo ve formě blastuly a začíná svou reorganizaci procesem gastrulace. Během této fáze

dochází k vytvoření 3 zárodečných listů ektodermu, mesodermu a endodermu. Fascie se vytváří z mesodermu společně s chrupavkou, svaly, erytrocyty, leukocyty, tvrdou plenou, mikroglie a dalšími strukturami (Gardner, 1963 in Willard, 2012, s. 11; Paoletti, 2006, s. 27–29).

Při průřezu kůže jsou typicky rozlišovány tři vrstvy. Epidermis je tvořena buňkami dlaždicového epitelu, jejichž svrchní vrstvy neustále rohovatí, odumírají a odlupují se. Dermis obsahuje cévy, nervy, potní a mazové žlázy a vlasové folikuly. Poslední je subkutánní (adipózní) vrstva, pod kterou se už nachází sval (McGrath et al., 2004, s. 45–128). Při bližším pohledu průřezem lze vidět, že subkutánní vrstvou prochází **povrchová fascie** (fascia superficialis), která ji rozděluje na **povrchovou adipózní tkáň** (SAT = superficial adipose tissue) a **hlubokou adipózní tkáň** (DAT = deep adipose tissue) (viz obr. 1) (Lancerotto et al., 2011). Součástí povrchové fascie jsou dvě řady specializovaných ligamentózních poutek, které prochází subkutánní vrstvou od dermis k hluboké fascii a propojují je. Jedna jdou kolmo vzhůru a připevňují povrchovou fascii ke kůži (retinaculum cutis superficialis) a druhá (retinaculum cutis profundus) jdou šikmo dolů k **fascii hluboké** (Stecco, 2015, s. 21–23). Význam těchto poutek tkví v jejich schopnosti přenést a rozložit působící síly mezi jednotlivými fasciálními

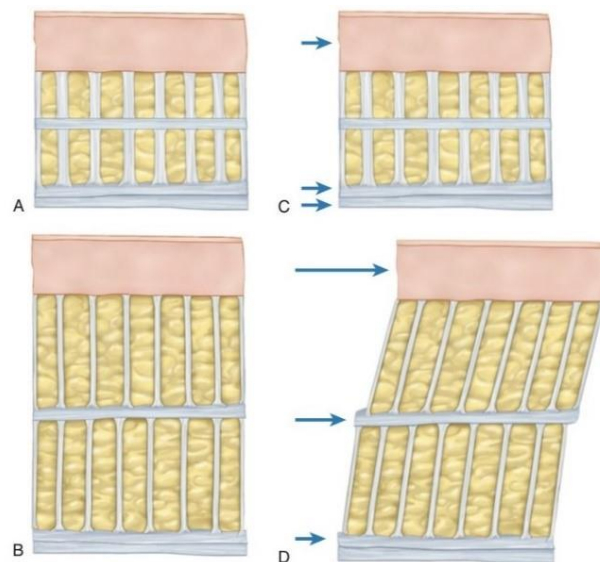


Obrázek 1 Rozdělení subkutánní vrstvy. SAT má typickou strukturu s fibrózními septy (retinakuly), která jsou orientována vertikálně. DAT je tvořena především areolárním pojivem a retinakula jsou užší. Toto uspořádání subkutánní vrstvy umožňuje posun a mobilitu mezi povrchovou a hlubokou fascií (Stecco, 2015, s. 22).

vrstvami. Propojují pokožku, subkutánní vrstvu a sval a zároveň zachovávají potřebný skluz mezi vrstvami (Li, Ahn, 2011).

Mechanické vlastnosti podkožních fasciálních struktur

Při vyvinutí mechanického tlaku či tahu na kůži a podkoží lze pozorovat viskoelastické vlastnosti fascie (Iatridis et al., 2003). Obecně se SAT vyznačuje větším stupněm mobility než DAT, jelikož povrchová fascie a její retinakula jsou v této vrstvě elastičtější a jen progresivně zpomalují posun. Z toho vyplývá, že posunlivost kůže v různých částech těla se liší v závislosti na vlastnostech a množství vazivových poutek a SAT (viz obr. 2). V oblastech, kde jsou retinakula široká, krátká a vertikální, je i pevné spojení mezi samotnou kůží a podkožím, což podporuje přenášení působících sil do hlubších vrstev. Pokud jsou naopak retinakula tenká, dlouhá a šikmější, převážnou část vnějšího stresu, směřujícího do hlubších vrstev, utlumí svým protažením. Tím chrání nervy a cévy procházející hlubokou fascií, navíc běžné protažení kůže nepodráždí receptory uvnitř hluboké fascie. V neposlední řadě je právě tlumení sil pomocí podkožních fasciálních struktur důležité pro zamezení poškození kůže při svalové kontrakci, během které dochází sice k napnutí určité části hluboké fascie, ale přímý efekt na kůži je utlumen DAT vrstvou, retinakuly a vzájemným pohybem fascií proti sobě (Stecco, 2015, s. 21–23, s. 44).



Obrázek 2 **Role povrchových a hlubokých retanakul při posunu kůže po podkoží.** Modré šipky znázorňují velikost působících sil v různých vrstvách při protažení kůže. (A a C) Retinakula jsou krátká a široká, stres působící na kůži přenášejí do hlubších vrstev (C). (B a D) Vazivová poutka jsou dlouhá a úzká, dobře absorbují mechanický stres, takže zevní síly působící na kůži nejsou přenášeny na hlubokou fascii (D). Stejně tak ani svalová kontrakce nenarušuje kožní povrch (Stecco, 2015, s. 45).

Dle Nakajima et al. (2004) se obě podkožní vrstvy liší ve svých mechanických vlastnostech. SAT tvoří pevné spojení s dermis a povrchovou fascií, chrání tak kůži proti působení zevních sil, kdežto DAT je spíše mobilní vrstvou, která izoluje muskuloskeletální pohyby.

V některých oblastech lidského těla subkutánní vrstva zcela chybí, jsou to místa, kde dochází k splynutí fasciálních vrstev (povrchové a hluboké). Jedním z příkladů je linea alba nebo místa kostěných výběžků jako spina iliaca anterior superior, spina scapulae, crista iliaca či trnové výběžky obratlů (Lindsay, Robertson, 2008, s. 20).

1.1.2 Dělení fascií

O rozdělení fascie bylo už mnoho pokusů, které se ovšem zdají být kontraproduktivní při filozofii, jež pohlíží na fascii jako jeden funkční celek procházející celým tělem (Lesondak, 2017, s. 3). Paoletti popisuje dle výskytu fascie jednotlivých končetin, zad, torza, krku a podobně (Paoletti, 2006, s. 39). Dalším pokusem bylo rozdělení fascie na základě jejich funkce na propojovací, fascikulární, kompresní a oddělující (Kumka, Bonar, 2012, s. 179–191). Následující text bude zaměřen na rozdělení dle Lesondaka na fascii povrchovou, hlubokou, viscerální a meningeální.

Povrchová fascie

Fascia superficialis prochází subkutánní vrstvou. Vyznačuje se vysokým stupněm mobility umožněným především řídkým pojivem (Singer, 1935 in Willard, 2012, s. 11; Clemente, 1985; Standring, 2008). Tvoří ji vrstvy kolagenních fibril, doplněné o vlákna elastická, která dodávají pružnost (Skandalakis et al., 2002, s. 1–2) Vlákna se proplétají kolem tukových buněk a napomáhají její organizaci (Abu-Hijleh, Dharap, Harris, 2012, s. 19). Povrchová fascie prochází celým tělem a její struktura a tloušťka se liší v závislosti na konkrétní oblasti a pohlaví člověka. Je tlustší na dolních končetinách, zadní ploše těla a obecně u žen. Na končetinách se zužuje distálně, až se docela ztrácí do okolní tkáně (Lindsay, Robertson, 2008, s. 18–20). Sterzi (1910) popisuje, že u individuí robustnějšího vzhledu s dobře vyvinutou muskulaturou je povrchová fascie tlustší a odolnější. Výskyt svalové vrstvy pod povrchovou fascií je v lidském těle vzácný, výjimku tvoří oblast šourku, konečnicku, obličejce a m. platysma (Stecco, 2015, s. 26, 27). V mládí se fascie vyznačuje značnou elasticitou, která umožňuje podkoží dobrou adaptaci na vnější stres ve všech směrech působení. S věkem

elastická vlákna i retinakula ztrácí svou pružnost, čímž se značně podílí na poklesu kůže, tvorbě vrásek a obecném úbytku kožního tonu (Kirk, Chieffi, 1962).

Fascia superficialis slouží k upevnění kůže (Skandalakis et al., 2002, s. 1–2; Lindsay, Robertson, 2008, s. 18) a poskytuje ochrannou vrstvu pro muskuloskeletální rám těla, který pod ní může volně klouzat (Willard, 2012, s. 20). Povrchovou fascií prochází cévy a nervy, které jsou zkroucené, aby mohlo dojít k potřebnému natažení během pohybu (Abu-Hijleh, Dharap, Harris, 2012, s. 19–22). Společně s kůží odolává jak kompresním, tak střížným silám působícím na povrch těla a převádí je do hlubších etáží (Benjamin, 2009). Příkladem je ploska nohy, kde je oblast paty vybavena silnými fibrózními poutky. Během počátečního kontaktu paty se zemí přenáší poutka tlak z dermis přímo na plantární aponeurózu (Abu-Hijleh, Dharap, Harris, 2012, s. 21).

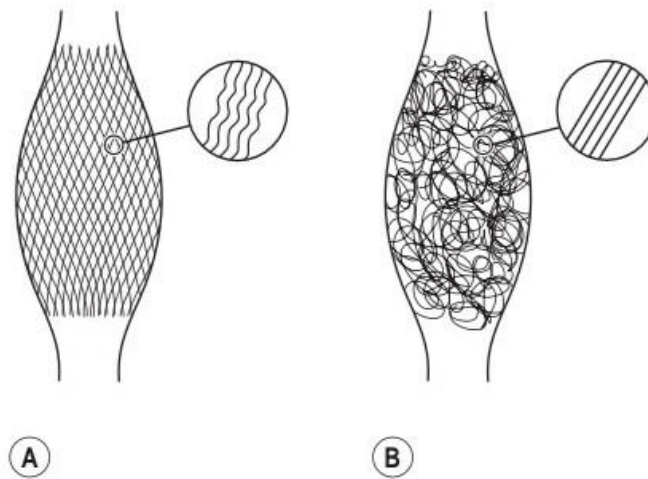
Hluboká fascie

Oproti povrchové vrstvě je hluboká fascie hustá, dobře organizovaná a pevná. Řadí se k ní všechny vrstvy, které přicházejí do kontaktu se svalem (Clemente, 1985; Standring, 2008). Na povrchu rozděluje fascie profunda muskulaturu na jednotlivé kompartmenty pomocí **intermuskulárních sept a aponeuróz** (Lindsay, Robertson, 2008, s. 20–22). Poté jako **epimysium** obaluje jednotlivé svaly (Hamm, 1965 in Light, Champion, 1984, s. 1017–1026) a tvoří tak přes 640 fasciálních kapes (Lesondak, 2017, s. 51–55). Z epimysia navíc vychází kolagenní vlákna končící až na antagonistickém svalu (Huijing, Maas, Baan, 2003, s. 306–321). Ze zmíněné fasciální vrstvy se odděluje řidší **perimysium**, které seskupuje svalová vlákna do snopců. Jednotlivé myofibrily jsou obaleny tenkým **endomysiem**, jež pevně naléhá na sarkolemu jednotlivých myofilament (Hamm, 1965 in Light, Champion, 1984, s. 1017–1026). Pod mikroskopem lze vidět, že kolagenní vlákna dosahují až ke stěnám jednotlivých pojivových buněk, zejména fibroblastů (viz obr. 9) (Shyy, Chien, 1977, s. 707–713).

Mezi hlavní funkce hluboké fascie patří myofasciální přenos sil, což je přenos napětí mezi sousedícími, ale i antagonistickými svaly (Huijing et al., 2007). Langevin (2006) tvrdí, že vzhledem k bohaté inervaci a mechanickým vlastnostem, hraje hluboká fascie důležitou roli ve vnímání a koordinaci pohybů.

Hluboká fascie má vzhled mřížky, což je způsobeno viditelným křížením kolagenních vláken. Lze ji přirovnat k silonové punčoše, jejíž propletená vlákna dodávají elasticitu a zároveň pevnost (Purslow, 2010; Müller, Schleip, 2012, s. 467). Kolagenní fibrily se

vyznačují typickým zvlněním, které umožňuje jejich natažení i zkrácení a tím dodává tkáni pružnost. U dětí a mladistvých jsou vlákna pravidelně uspořádána, což se vyznačuje určitou mrštností a lehkostí během pohybu (Staubesand, Baumbach, Li, 1997, s. 105–113). Se stářím a sedavým způsobem života dochází ke ztrátě pružnosti a nepravidelnému uspořádání vláken (viz obr. 3) (Müller, Schleip, 2012, s. 467). Studie na zvířatech prokázala, že imobilita podněcuje chaotické síťování kolagenních vláken a jejich adheze. V takovém stavu ztrácí tkáň pružnost i schopnost vzájemného skluzu vrstev (Järvinen et al., 2002 s. 245–2514).



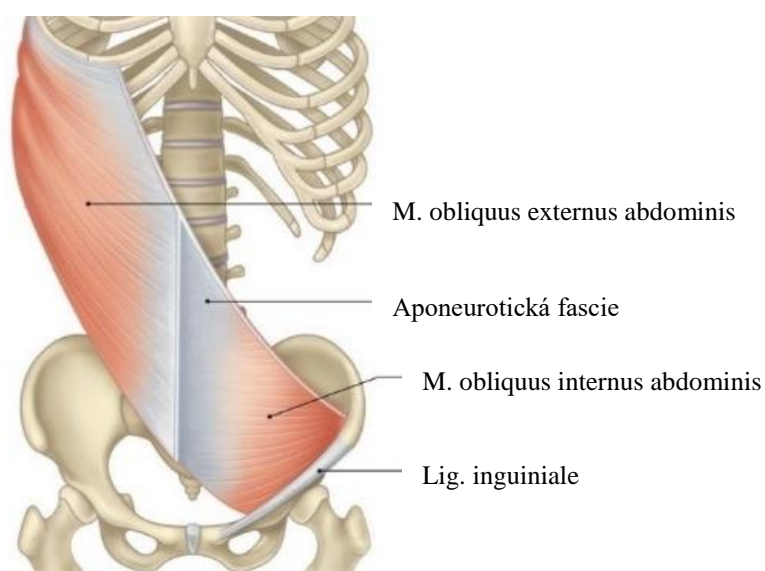
Obrázek 3 **Struktura hluboké fascie tvořené překříženými svazky kolagenních vláken.** A) pravidelné uspořádání u mladých a aktivních lidí. B) chaotické organizace u starších lidí s nedostatkem pohybu (Müller, Schleip, 2012, s. 468).

Aponeuróza

Pro lepší porozumění následujícího textu je třeba rozlišovat termíny aponeurotická fascie a (úponová) aponeuróza (Singer, 1935 in Willard, 2012, s. 13). Aponeurotická fascie je více vrstevnatou strukturou, jež pokrývá svalové skupiny či slouží k úponu svalů (Stedman, 1995, s. 628). Dle Benetazzo et al. (2011) se skládá ze dvou až tří vrstev paralelně probíhajících svazků kolagenních vláken. Vlákná mají zvlněnou strukturu a každá z vrstev je vůči sousední orientována jiným směrem. Díky tomuto uspořádání je fascie schopna odolat trakčním silám ve všech směrech. Oproti tomu aponeuróza (plochá úponová šlacha), se strukturou podobá šlaše a všechna její kolagenní vlákna jsou organizována v jednom směru (Singer, 1935 in Willard, 2012, s. 13).

Aponeurotická fascie se vyznačuje schopností přenášet napětí přes větší vzdálenosti. Mezi největší aponeurózy patří fascia lata, krurální fascie, brachiální fascie, antebrachiální fascie, thorakolumbární fascie a aponeuróza m. rectus abdominis (Stecco, 2015, s. 57). Tloušťka, a s ní spojená síla a odolnost fascie, se zdá být přímo úměrná velikosti svalové kontrakce příslušného svalu (Bitnar, 2012, s. 178).

I když má aponeurotická fascie končetin a trupu stejné makroskopické a histologické vlastnosti, dle Stecco (2015, s. 57) se z biomechanického hlediska odlišují. Aponeuróza končetin je připojena k příslušnému svalu pouze pomocí tzv. **myofasciálních expanzí**, což je specializovaná pojivová tkáň, jdoucí od svalu či šlachy k jeho příslušné aponeurotické fascii, nejčastěji v místech kolem kloubu. Slouží k zachování kontinuity fasciální sítě a k přenosu a rozložení působících sil. Pod aponeurózou končetin mohou svaly volně klouzat. V oblasti trupu slouží aponeurotická fascie (thorakolumbární fascie a aponeuróza m. rectus abdominis) jako široká úponová šlacha pro okolní svaly. Oproti končetinám neleží epimysium pod aponeurózou, ale oba útvary jdou sériově za sebou a interagují spolu. Příkladem jsou šikmé svaly břišní obalené vlastním epimysiem, které je kontinuální s aponeurózou m. rectus abdominis, do níž se tyto svaly upínají. M. externus obliquus abdominis a k němu kontralaterální m. internus obliquus abdominis jsou z tohoto hlediska považovány za dvojbrříškový sval rozdělený společnou úponovou šlachou, kterou je aponeurotická fascie (viz obr. 4) (Myers, 2009, s. 66, s. 135–137, Stecco, 2015, s. 57).



Obrázek 4 **Uspořádání hluboké fascie trupu.** Epimysialní fascie břišních svalů jsou kontinuální s aponeurózami, do kterých se upínají. Vnější a vnitřní kolaterální šikmý sval z tohoto pohledu tvoří dvojbrříškový typ svalu, který se spojuje uprostřed aponeurotické fascie (Stecco, 2015, s. 57).

Epimysium

Pojem epimysium či epimysiální fascie odkazuje na tenkou, ale dobře organizovanou pojivovou vrstvu pokrývající sval (Hamm, 1965 in Light, Champion, 1984, s. 1017–1026; Turrina, Martínez-González, Stecco, 2013). V literatuře se lze setkat s pojmem **myofascie**, který poukazuje na neoddělitelnost obou struktur. Epimysium běží od začátku k úponu svalu, překrývá šlachy a splývá s periostem (Benjamin, 2009). Epimysiální fascie slouží hlavně k přenosu sil mezi sousedními svalovými snopci, i mezi těmi, jež jsou inervovány jiným motoneuronem. Huijing a Jaspers (2005) prokázali, že 30–40 % svalové síly je přeneseno obklopující pojivovou tkání (viz dále). Epimysium je konkrétní pro každý sval a vymezuje jeho formu, limituje expanzi, ale zároveň povoluje do jisté míry nárůst objemu během kontrakce (Turrina, Martínez-González, Stecco, 2013). Stejně jako u aponeurotické fascie se organizace epimysia v oblasti trupu a končetin liší. Svaly trupu obaluje pouze epimysium, kdežto muskulatura končetin obsahuje dvě fasciální vrstvy. První vrstvou je epimysium a druhou aponeurotická fascie nacházející se zevně (Stecco, 2015, s. 15).

Meningeální fascie

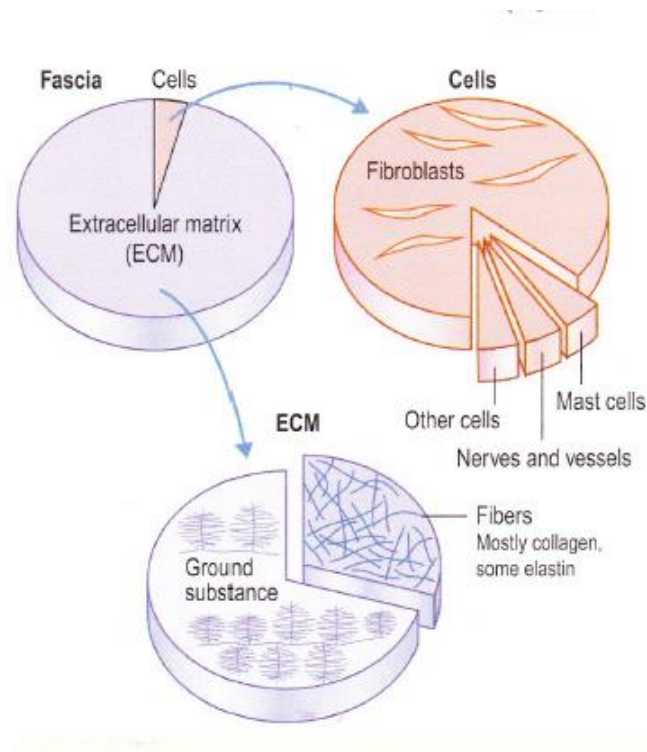
Pokrývá nervový systém a mozek (Willard, Fossum, Standey, 2010, s. 78). Bude zmíněna dále.

Viscerální fascie

Dle Willard (2012) je viscerální fascie nejsložitější ze čtyř jmenovaných skupin. Jde od báze lební po dno pánevní a vystylá veškeré dutiny vnitřních orgánů. Obaluje srdce, plíce a další orgány (Singer, 1935 in Willard, 2012, s. 54). Řadí se k ní i viscerální ligamenta, jež připojují orgány ke stěnám. Viscerální fascie není pro svoji komplexnost předmětem této práce, pro bližší informace odkazují na Willard (2012), Paoletti (2006) a Bordoni, Simonelli, Morabito (2019).

1.2 Histologie fascie

Na mikroskopické úrovni je fascie složena z **buněk** a **mezibuněčné hmoty** (Williams, 1995) (viz obr. 5).



Obrázek 5 **Komponenty fascie** (Lesondak, 2017, s. 8).

1.2.1 Extracelulární matrix

Extracelulární matrix (ECM) je syntetizována buňkami pojivové tkáně a poté vytlačena do mezibuněčných prostor (Moore, Persaud, 1999). Hlavními komponenty ECM je **základní hmota** (amorfní) a **fibrilní složka** (vlákna) (Williams, 1995). Fibrilní složka je tvořena především kolagenními a elastickými vlákny, které vytváří jakési „lešení“, kolem něhož se zbytek tkáně formuje (Lesondak, 2017, s. 12). ECM hraje roli ve všech tělesných procesech. Je vnitřním telekomunikačním systémem umožňujícím vzájemnou integraci veškerých buněk lidského těla (Varela, Frenk, 1987, s. 73–83). Pomocí fasciální sítě se přenáší mechanické impulsy skrz celý organismus (Oschman, 2003, s. 5–15). Při přetrvávajícím napětí změní ECM svou strukturu, aby vyhověla nově nastoleným podmínkám, tím dojde k adaptaci (viz dále) (Van den Berg, 2012a, s. 165–168).

Kolagenní vlákna

Kolagenní vlákno je hlavní komponentou fibrilní složky pojivové tkáně. Formuje se z molekul proteinu kolagenu, které jsou syntetizovány fibroblasty a vylučovány do ECM.

Jednotlivé molekuly jsou mezi sebou stabilizovány kovalentními vazbami, které dodávají strukturální oporu (viz obr. 6) (Purslow, Delage, 2012, s. 5–6). Spojením molekul se vytváří mikrovláknko. Finální pevné vlákno kolagenu je formováno spirálovitým obtáčením několika mikrovláken kolem sebe (Van den Berg, 2012a).

V lidském těle existuje až 28 druhů kolagenu, ve fascii se nachází především typ I, II, a III (Lindsay, 2008, s. 4). Různé zastoupení jednotlivých typů determinuje úroveň odolnosti tkáně vůči mechanickým stresům, jakými je napětí či komprese (Blottner, 2019). **Typ I** tvoří až 90 % veškerého kolagenu v těle (Vuokko, 2002, s. 20–25). Nachází se převážně v kůži, kosti, vazů, šlache a fascii. Z biomechanického hlediska je tento typ kolagenu významný svou pevností a schopností odolávat napětí. **Typ II** se nachází v chrupavce a intervertebrálních discích. Vyznačuje se rezistencí proti kompresním silám (Lindsay, Robertson, 2008, s. 4, 5). **Typ III** dodává tkáni poddajnost a vytváří jemná vlákna, která formují komplexní síť. Je zastoupen predominantně v endoneuriu, cévních stěnách a hladké svalovině (Kumka, Bonar, 2012, s. 182–183). Dále se účastní hojení ran a slouží k uchycení vazů a šlachy k periostu kosti (Lesondak, 2017, s. 9).



Obrázek 6 **Formace kolagenu.** Růžově – fibroblast produkující prekurzor kolagenu (tropokolagen), který se vespod spojuje do trojitě šroubovice molekuly kolagenu. Žlutě – zkroucená elastinová vlákna (Myers, 2009, s. 18).

V husté pojivové tkáni, jako je vaz a šlacha, se kolagenní vlákna spirálovitě obtáčí a vytváří dvoušroubovici. Během natažení se spirály napnou a zpevní, čímž dodají tkáni odolnost a stabilitu. Architektura kolagenní sítě se formuje v závislosti na působících mechanických silách. Dle Van den Berg (2012a) dočasná deformace tkáně vytváří na buněčné úrovni elektrické napětí. Molekuly kolagenu využijí vzniklého **piezoelektrického jevu**

a přeorganizují svou architekturu, aby odolaly působícím silám (Braden et al., 1966, s. 1565–1566). V pojivových tkáních existuje dvojitý typ uspořádání fibril. V případě, kdy je mechanická odolnost vyžadována převážně v jednom směru, se všechna vlákna orientují v průběhu působících sil. Příkladem této struktury je vaz, šlacha či úponová aponeuróza (Vuokko, 2002). Pokud napětí přichází z různých směrů, nabírají vlákna mřížkovitého uspořádání. Tuto organizaci lze vidět ve fascii, kloubním pouzdře či intramuskulární pojivové tkáni (Lindsay, Robertson, 2008, s. 6).

Elastická vlákna

Mají jemnější strukturu, než vlákna kolagenní. Mezi sebou jsou bohatě propojena a vytváří prostornou třídimenzionální síť. Zároveň se proplétají mezi kolagenními vlákny, aby tkáni dodaly elasticitu a zamezily jejímu natržení během protažení. Predominantně se vyskytují v řídké pojivové tkáni, elastické chrupavce, kůži, stěně cév, ale také ve vazech a šlachech. Elastická vlákna jsou tvořena fibrilinem a elastinem (Van den Berg, 2012a, s. 167). **Elastin** je protein žluté barvy, podobný kolagenu. Má zvláštní polypeptidovou kostru, která mu umožňuje rozvinutí, když je tkáň natahována, a zpětné zavínutí během relaxace. Právě tato vlastnost dodává vláknům pružnost (Stecco, 2015, s. 4; Van den Berg, 2012a, s. 167). Oproti kolagenu je elastin schopný protažení až o 230 % jeho klidové délky. **Fibrilin** se objevuje ve tkáni před formací elastinu a nejspíš slouží k jeho organizaci (Lesondak, 2017, s. 10).

Základní hmota

Amorfní složka je tekutou komponentou ECM, která vyplňuje prostor mezi buňkami a vlákny. Hlavními složkami základní hmoty jsou silně hydrofilní **glykosaminoglykany** a **proteoglykany**, které stojí za viskoelastickými vlastnostmi fascie (Schleip et al., 2012). Mají tendenci na sebe vázat velké množství vody a nabírají tak gelovitou strukturu, která umožňuje sousedním vláknům vzájemný skluz a lubrikaci (Van den Berg, 2012a, s. 165–168; Lindsay, Robertson, 2008, s. 5–8). Během patologických procesů (mikrotrauma, zánět, apod.) dochází k úbytku základní hmoty. Zmenšuje se prostor mezi vlákny a formují se mezi nimi patologické kovalentní vazby. Dochází k vytvoření adhezí, které omezují potřebné rozvinutí fibril během natažení tkáně (Akeson et al., 1987, s. 28–37; Aaron, Bolander, 2005). Pod rukama terapeuta se projevuje omezením mobility fasciální tkáně (Akeson et al., 1987, s. 28–37; Akeson, Amiel, Kwan, 1992, s. 34–38; Brennan, 1989). Carano a Siciliani (1996) tvrdí, že protažením fascie, ať už manuálně či cvičením, lze ztracenou mobilitu obnovit. Strečením dochází ke stimulaci

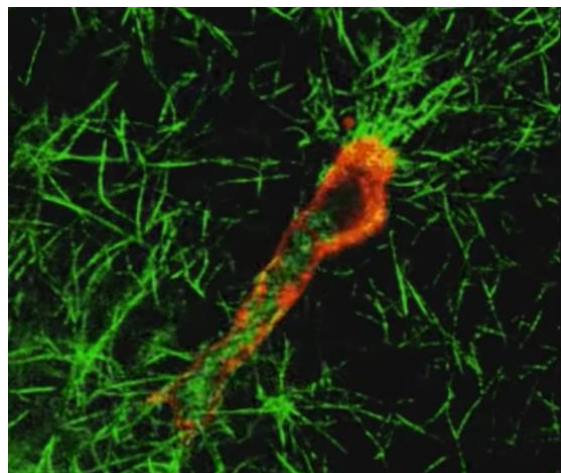
fibroblastů a zvýšení syntézy enzymu kolagenázy až o 200 %. Tento enzym rozbíjí kovalentní vazby, čímž uvolňuje adheze a obnovuje mobilitu tkáně.

1.2.2 Buňky fascie

Součástí fasciálního systému je velké množství buněk, jejichž zastoupení se liší v závislosti na aktuálních potřebách tkáně. Následující kapitola bude věnována převážně fibroblastům, myofibroblastům, telocytům a fasciocytům.

Fibroblasty

Fibroblast je nejhojněji vyskytující se pojivovou buňkou citlivou na mechanické stimuly. Dle Langevin et al. (2006) reaguje na mechanické protažení tkáně (streč) okamžitou změnou tvaru, čímž ovlivní napětí fascie. Změna tvaru zahrnuje zvětšení a rozšíření buněčného těla fibroblastu. Zatímco při absenci mechanických stimulů se buňka zmenšuje. Fibroblast má ve své aktivní formě schopnost produkovat i odbourávat elastická a kolagenní vlákna a tím remodelovat pojivovou tkáň (Abbott et al., 2013; Langevin et al., 2006). Pod mikroskopem vypadá fibroblast jako buňka pohybující se po síti vláken, nechávající za sebou stopu kolagenu (Friedl, 2004, s. 185) (viz obr. 7).



Obrázek 7 **Fibroblast** (oranžově) produkující kolagen (zeleně) (Friedl, 2004, s. 185).

Mnohé studie dokázaly (Davidson et al., 1997; Gehlsen et al., 1999; Abbott et al., 2013), že fibroblastická proliferace a degradace (zmnožení a zánik fibroblastů) se při mechanické zátěži zvyšuje. S fibroblastickou proliferací souvisí navýšení produkce kolagenu typu I, elastinu a růstových faktorů. Toho je klinicky využíváno při hojení traumatizovaných pojivových tkání. Hammer (2008) tvrdí, že optimálně nastavená mechanická zátěž podporuje produkci kolagenu a reparaci tkáně. Dle Kjaer et al. (2009) je obměna kolagenu nepřetržitý proces objevující se již

při běžné mechanické zátěži jako je chůze či běh. Například syntéza kolagenu v patelárním vazuu se zvýší téměř o 100 % už při krátkém intenzivním cvičení a její efekt je stále přítomný i o tři dny později (Stecco, 2015, s. 6).

Fibroblast má schopnost diferencovat se v jiné buňky pojivové tkáně, nejčastěji v chondrocyty či osteoblasty. Mnohé studie (Benjamin, Ralphs, 1998; Milz, Benjamin, Putz, 2005) se zabývaly tím, jak vystavení biomechanickému stresu ovlivní strukturu vazů a šlach. Závěrem bylo, že struktura pojivové tkáně a složení ECM přímo souvisí s mechanickými silami na ně působícími. Pojivová tkáň, jež byla původně tvořena fibroblasty, se při dlouhodobě působících a nadměrných kompresních silách zaplní predominantně chondrocyty a přemění se na chrupavku s minerálními depozity. Tyto tkáňové adaptace byly popsány v úponové šlaše m. supraspinatus, lig. acetabulum transversum, lig. transversum atlantis a dalších (Milz, Benjamin, Putz, 2005, s. 1–71).

Myofibroblast

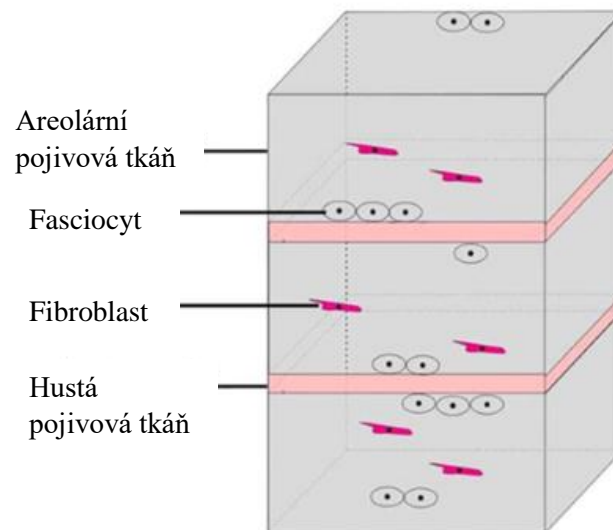
Myofibroblast se stejně jako fibroblast podílí na produkci kolagenu. Velkou strukturální odlišností je jeho obsah aktin-myozinových filament, typicky vyskytujících se v hladké svalovině, díky nimž je tato pojivová buňka schopna malého stupně kontrakce (Kloth et al., 1990 in Van den Berg, 2012b, s. 150). Ve fascii se podílí na nastavení tonu a do jisté míry působí na stabilizaci kostně-kloubního aparátu (Schleip et al., 2019; Bitnar, 2012, s. 178). Kromě fascií se tyto buňky nachází také v úponech a jizvách, kde hrají důležitou roli při hojení tkáně (Hinz et al., 2012). Reparace tkáně aktivuje diferenciaci fibroblastů ve specializované myofibroblasty, následuje kontrakce jejich aktin-myozinového komplexu, což umožní uzavření rány a urychlení procesu hojení (Kloth et al., 1990 in Van den Berg, 2012b, s. 152; Aaron, Bolander, 2005; Li et al., 2016). Po ukončení reparace dojde k jejich automatické destrukci. U ran, kde neproběhne zacelení optimálně a v okolí se vytvoří keloid nebo při zhojení rány hypertrofickou jizvou, mohou myofibroblasty přebývat (Stecco, 2015, s. 7). Zvýšený výskyt myofibroblastů je charakteristický pro Dupuytrenovu kontrakturu (fibromatóza palmární fascie) či adhezivní kapsulitidu (Gabbiani, 2007, in Pilat, 2012, s. 313; Bitnar, 2012, s. 178). U Dupuytrenovy kontraktury způsobuje jejich patologická kontrakce a následná vazivová přeměna nekontrolovanou flexi prstů ruky. Pro tuto nemoc neexistuje zatím žádná kauzální léčba (Bitnar, 2012, s. 178).

Telocyt

Telocyt od fibroblastu odlišují jeho dlouhé výběžky. Funkčně se podílí na mezibuněčné signalizaci (Dawidowicz et al., 2016, s. 403–424).

Fasciocyt

Fasciocyt je nově objeveným typem fibroblastu, který vyniká schopností produkovat kyselinu hyaluronovou (HA). Od běžného fibroblastu se odlišuje jak morfologicky, tak umístěním. Má zaoblené jádro a méně protáhlé výběžky. Oproti fibroblastu, který leží přímo v kolagenní síti, tvoří fasciocyty drobná seskupení na povrchu každé fasciální vrstvy. Toto specifické umístění podtrhuje i funkci, jelikož HA umožňuje vzájemný skluz mezi vrstvami fascie (viz obr. 8) (Stecco et al., 2018, s. 667–676).



Obrázek 8 Umístění fasciocytů na povrchu jednotlivých podvrstev hluboké fascie (Stecco et al., 2018, s. 674)

2 Úloha fascie v pohybovém systému člověka

Fascie se pro svou všudypřítomnost vyznačuje celou řadou vlastností a funkcí. Zároveň vykazuje vysokou míru citlivosti na některé faktory a patologie. Následující kapitola je tedy stručným přehledem několika z nich.

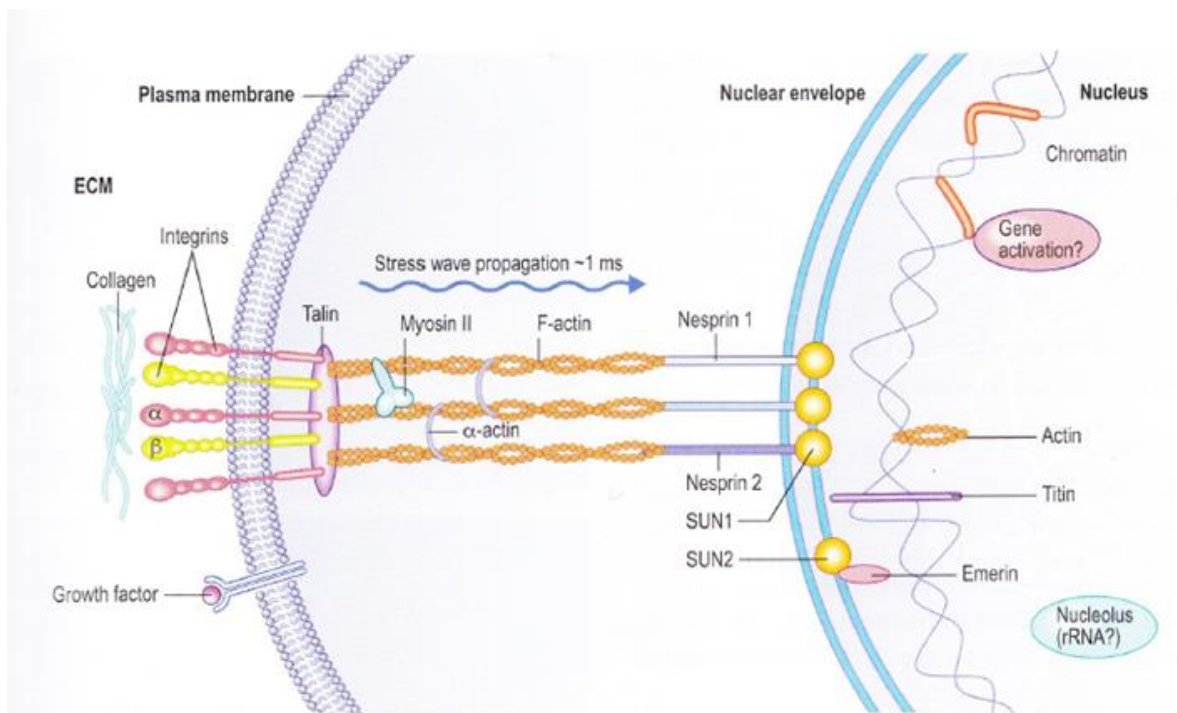
2.1 Vlastnosti fascie

2.1.1 Komunikace a kontinuita

Van der Wal (2009) považuje fascii za kontinuum pojivové tkáně procházející celým tělem. Každé její kolagenní vlákno plynule navazuje na druhé, spojují se, proplétají, vytváří obaly a svazky. Dotýká se tak každé kosti, svalu, nervu i orgánu. Brous (1997) tvrdí, že při odnětí veškeré tkáně z lidského těla a ponechání pouze pojiva, lze stále vidět jeho obrys a tvar každého orgánu. Dle Langevin (2006) rozšířená distribuce a schopnost komunikace vytváří z fascie celotělový mechanosenzitivní signalizační systém, analogický k systému nervovému.

Komunikace

Přenos signálu od povrchové fascie až do buněčného středu funguje na principu **mechanotransdukce** (Chen, Ingber, 1999; Engler et al., 2006; Ross et al., 2013). Její princip se dá přirovnat k pavučině. Při přebrnknutí vlákna na jejím okraji se signál přenesse až do samotného středu (Lesondak, 2017, s. 12). Fasciální systém funguje obdobně. Mechanický podnět, jako je tah či tlak, se přenesse kontinuem fasciální sítě až k samotné buněčné stěně fibroblastu. Zde podráždí receptor **integrin**, který signál transportuje přes buněčnou membránu do buňky. Uvnitř fibroblastu se spustí kaskáda reakcí, umožňující přenos informace cytoskeletem až k samotnému jádru. V nukleu dojde ke změně genetické exprese a výsledkem je téměř okamžité zahájení syntézy kolagenu a remodelace kolagenní sítě. Tento adaptační mechanismus je základem akomodace fasciální tkáně na biomechanické síly (viz obr. 9, s. 24) (Chen, Ingber, 1999; Ingber, 2003; Ingber, 2008; Findley, Shalwala, 2013, s. 359).



Obrázek 9 **Mechanotransdukce**. Mechanický stimulus z kolagenních vláken aktivuje integriny a spustí se kaskáda přenosu signálu buněčným cytoskeletem až k samostatnému jádru. Zde dojde k aktivaci a expresi patřičných genů, změně buňky a následně ECM, jako reakce a adaptace na nově nastolené podmínky (Lesondak, 2017, s. 12)

2.1.2 Plasticita

Plasticita fasciální tkáně, spočívá v adaptačních schopnostech na mechanický stres. Efekt dlouhodobé mechanické zátěže, a s ním spojené strukturálních změny, spočívá v piezoelektrických vlastnostech fascie. Kdežto účinky stresu krátkodobého, jakými je například terapeutický fasciální streč, nejsou zatím zcela objasněny (Solomonow, 2009, s. 136–154; Schleip, 2003, s. 11–12).

Adaptace na dlouhodobou zátěž

Fascie se vyznačuje pozoruhodnou adaptabilitou (El-Lebban et al., 1993). V různých oblastech těla má odlišnou strukturu, tvar i složení. Fasciální elementy svalové tkáně, jako šlacha, vaz a aponeuróza, jsou obecně vystaveny značným biomechanickým silám, proto vykazují hustší a silnější stavbu. Naopak fascie pokrývající jednotlivé orgány je poněkud řídká a volná, jelikož ji tvoří převážně areolární pojivová tkáň (Paoletti, 2006, s. 15).

Jedním z příkladů adaptace na dlouhodobou zátěž se zdá být bipedální lokomoce. Během chůze je fascie na zevní straně stehna vystavována narůstající fyziologické zátěži,

následkem čehož je nucena změnit svou stavbu (Müller, Schleip, 2012, s. 465). Vytvoří se pevná struktura, známá jako fascia lata, která má na zevní straně tuhý vazivový pás (iliotibiální trakt) podobající se šlaše, jdoucí až k hlavičce fibuly. Tyto akomodace vytváří oporu pro m. quadriceps femoris a napomáhají přenosu sil během extenze kolene (Blottner, 2019).

Remodelace pojivové tkáně

Dle Neuberger a Slack (1953) dojde u zdravého jedince každý rok k obměně až poloviny všech kolagenních vláken. Za nepřetržitou remodelací pojivové tkáně stojí fibroblasty a piezoelektrické vlastnosti kolagenu (Kjaer et al., 2009). Přestavba je spuštěna biomechanickou zátěží, která způsobuje dočasnou deformaci tkáně (Engler et al., 2006). Klasická křivka deformace a napětí popisuje, že množství síly vyvinuté na objekt, má lineární vztah s jeho deformací. Wolff (1982) prokázal, že na většinu biologických struktur se tento jev nevztahuje. Na zátěž totiž odpovídají změnou své struktury, stávají se tak silnějšími a odolnějšími. Adaptace tkání na mechanický stres funguje na principu mechanotransdukce a uplatňuje se jak při každodenním pohybu, tak při specifickém tréninku (Müller, Schleip, s. 465). Tento jev je dobře pozorovatelný u kostní tkáně. Například, dominantní ruka tenisty má pevnější kostní strukturu než ruka nedominantní (Taylor et al., 2009, s. 83–89).

Při vyvinutí zátěže na kostěnou tkáň dochází i k adaptaci kolagenní sítě, která se proplétá mezi jednotlivými osteoblasty (Levin, Martin, 2012, s. 137). Remodelací na mechanický stres odpovídá i pojivová tkáň (Blechsmidt, 1973 a 1978 in Liem, Vogt, s. 57; Guimberteau et al, 2007, s. 793–810). Frost (2003) tvrdí, že se zákon vztahuje i na husté pojivové struktury jakými jsou ligamenta, šlachy a fascie. V tomto případě je adaptační mechanismus spuštěn přerušovaným strečem vazivové struktury. Započne syntéza kolagenu, která způsobí hypertrofii kolagenní sítě. Proces se zastaví, až je struktura pevná natolik, že její prodloužení během streče se opět sníží na minimální úroveň (Frost, 1972, s. 176). Frost nazval tento proces jako pravidlo „natahovací hypertrofie“ (stretch-hypertrofy rule). Podobně jako u kostních tkání dochází k této adaptační reakci pouze, když mechanické napětí překročí určitou prahovou hodnotu. Frost navrhuje, že pro husté kolagenní pojivové tkáně je prahová hodnota přibližně 4 % jejich prodloužení (Frost, 2001, s. 131–136).

Adaptace na krátkodobou zátěž

Při aplikaci technik založených na fasciálním uvolnění, pociťuje terapeut pod rukama tzv. „fenomén tání“ (Rolf, 1977; Schleip, 2003, s. 11–19; Chaitow et al., 2012). Tento jev není do dnešního dne zcela objasněn, ale dle některých autorů (Rolf, 1977; Chaitow et al., 2012; Schleip, 2003) je způsoben viskoelastickými změnami tkáně (viz dále). Dle Purslow (2002) pochází viskoelasticita ze vzájemných skluzných pohybů sousedících kolagenních vláken během streče. Schwind (2006) potvrzuje, že fasciální dysfunkce, které se projevují jako bariéra během protažení, pochází z omezení skluzu mezi vrstvami. Příčinou je tvorba patologických kovalentních vazeb mezi kolagenními vlákny a ztráta lubrikace mezi vrstvami fascie.

Mnohé studie prokázaly (Currier, Nelson, 1992; Threlkeld 1992; Chaundhry et al., 2008), že trvalé mechanické prodloužení fasciální tkáně při užití krátkodobého stresu, jakým je manuální kontakt, není možné. Pro dosažení permanentního efektu by muselo dojít k natažení kolagenních vláken o 3–8 % jejich délky. Pokud by k tomuto došlo v krátkém časovém intervalu, vlákna by se roztrhla (Threlkeld, 1992). Při snaze o zachování integrity vláken, by musel být streč zastaven při prodloužení o 1–1,5% původní délky. V takovém stavu by tkáň musela setrvat alespoň hodinu, aby došlo k trvalé změně (Currier, Nelson, 1992). Dle Schleipa (2003) se pocit prodloužení nedá vysvětlit pouze mechanickými vlastnostmi fascie. Domnívá se, že z důvodu bohaté inervace fascie stojí za pocitem uvolnění zpětnovazebná nervosvalová smyčka (viz dále).

2.1.3 Viskoelasticita

Fascie je viskoelastickým materiálem (Wright, Rennels, 1964, s. 482–492; Threlkeld, 1992; Yahia et al., 1993; Chaundhry et al., 2008, s. 379–390). Tato vlastnost pochází z její reakce na mechanickou zátěž, kdy se současně chová jako viskózní kapalina a pevná látka. Viskózní komponenta odkazuje na amorfní hmotu fascie, především na dynamickou interakci vody s hydrofilními proteiny. Elastickou komponentou je fibrilní složka (Purslow, 2002). Oproti čistě elasticke látce, není změna tvaru a její zpětný návrat okamžitým a lineárním dějem. Deformace fascie totiž z velké části závisí na rychlosti působících sil. Při aplikaci sil o vysoké rychlosti a intenzitě je deformace prakticky nemožná (Starkey, 2013, s. 344). Dle Klinger (2012) závisí viskoelasticita fascie na kompozici a stavu vláken, hydrataci a dalších faktorech, jakými je třeba teplota (viz dále). Mezi viskoelastické vlastnosti fascie patří **tixotropie**, **hystereze** a **relaxace napětím** (Yahia et al. 1993, s. 452–429).

Tixotropie

Dle Rolfové (1977) je fasciální tkáň koloidální látkou, jejíž základní hmota může měnit svou konzistenci aplikací určité formy energie. Užitím tepla či mechanické zátěže, dojde ke změně jejího stavu z gelovitého do tekutého. Juhan (1987) nazývá tento jev tixotropií. Tixotropický efekt vydrží pouze po dobu aplikované formy energie, poté se opět vrací do původního stavu. Tudíž je změna tkáně pouze dočasná.

Relaxace napětím

Relaxace napětím je postupné povolování a snižování napětí fasciální tkáně při aplikaci konstantního tahu, který je držen po určitý časový interval. Dochází k přeskupení strukturálních komponent a migraci kapaliny, což vede k poklesu napětí. K relaxaci napětím dochází hned v raných fázích protažení (Pavan et al., 2014). Při hodnocení krátkodobého streče hluboké fascie nohy bylo vyzorováno, že 90 % relaxace napětím se odehrává v první minutě po aplikaci streče. Po tomto intervalu se dosažený stav téměř ustálí (Stecco et al., 2014). Relaxace fasciální tkáně napětím je dle Pavana et al. (2014) důležitou součástí rehabilitace a streč by měl trvat alespoň minutu. Wójcik et al. (2012) hodnotili účinnost fasciální relaxace napjatých svalů u pacientů po artroplastice kyčelního kloubu (KYK). Výsledkem bylo významné zkrácení rekonvalescence a snížení napětí hypertonických svalů operovaného KYK, čímž došlo i ke zvětšení rozsahu pohybu (ROP) KYK .

Hysterze

Stecco (2015) definuje hysterezi jako množství energie, potřebné k navrácení tkáně do původního stavu. Dle Dylevského (2009) vyšší příměs elastických vláken v protaženém vazú, kloubním pouzdru nebo fascii snižuje množství energie potřebné pro návrat do původního stavu.

2.1.4 Mechanické vlastnosti hluboké fascie

Hluboká fascie se skládá z 2 až 3 vrstev paralelně jdoucích svazků kolagenních vláken. Každá z vrstev má jinou orientaci fibril, svazky sousedních vrstev tak mezi sebou svírají úhel 75°–80°. Fascie odděluje tenká vrstva areolární pojivové tkáně, která umožňuje skluzný pohyb mezi nimi a dodává tak funkční autonomii každé individuální vrstvě. Hluboká fascie navíc vykazuje výrazné viskoelastické vlastnosti. Při krátkodobé zátěži lze vidět dočasnou deformaci a při dlouhodobé zátěži podléhá fascie trvalým plastickým změnám (Pavan et al., 2014).

Silové vlastnosti fascie

Hluboká fascie se vyznačuje schopností přenášet napětí v tahu. Dle experimentální studie Stecco et al. (2007) dokáže pruh fascie široký 1 cm odolat napětí v tahu přes 390 N. Navíc se zdá, že síla fascie závisí na objemu příslušného svalu a maximální síle generované jeho kontrakcí. V takovém případě pracuje hluboká fascie jako šlacha přenášející síly z jednoho segmentu na druhý. Například kontrakce m. gluteus maximus natáhne fascia lata, která přenesení sílu podél iliotibiálního traktu. Generované napětí poté pokračuje až na anterolaterální část krurální fascie a svalové pouzdro kolenního kloubu (KOK) (Stecco et al., 2013).

Tuhost fascie

Oproti běžné šlaše poskytuje fascii její typická vrstevnatost komplexnější mechanickou funkci. Odlišná orientace vláken dodává fascii **anizotropní** vlastnosti, její tuhost tedy závisí na směru působení tahu (Pavan et al., 2014). Hurschler et al. (1994) například prokázali, že tuhost hluboké fascie nohy činí přibližně 55 N/mm při podélném směru působení sil a 46 N/mm pokud síly působí transversálně. Pavan et al. (2014) přisuzují odlišnou tuhost různorodým funkcím jednotlivých vrstev. Dle jejich hypotézy by mohla nižší tuhost v transversálním směru umožňovat rozšíření fascie během svalové kontrakce. Zatímco větší tuhost ve směru podélném by usnadnila přenos svalem generované síly.

2.1.5 Uskladnění energie

Dle Kram a Dawson (1998) vyskočí klokani výš, než může být vysvětleno pouhou silou kontrakce svalů končetin. Za jejich typickým odpružením a následujícím výskokem stojí tzv. **katapultový mechanismus**. Při odrazu se šlachy a fascie končetin napínají jako elastické gumičky a tím vstřebávají množství energie. Právě její následné uvolnění umožňuje vysoké výskoky. Stejný mechanismus byl objeven i u gazel a dalších zvířat, jejichž muskulatura sama o sobě nestačí ke skákání či běhání (Müller, Schleip, 2012, s. 446–447). Pomocí vysoko rezolučního ultrazvuku bylo potvrzeno, že lidská fascie má podobnou kapacitu kinetického uskladnění energie (Sawicki, Lewis, Ferris, 2009). Tento princip se neuplatňuje pouze při plyometrických aktivitách jako skákání či běhání, ale i během chůze, kdy energie uskladněna ve fascii přispívá k pružnosti pohybu.

Dle Müller a Schleip (2012) se zapojení fascie během pohybu liší dle typu svalové kontrakce. Při koncentrické kontrakci prochází svalem generovaná síla šlachou, která má v

tomto případě převážně pasivní funkci. Šlacha přenesla sílu na kost, aby došlo ke změně pozice kloubu a pohybu segmentu. Takový přenos energie se uplatňuje během pohybů, jakými je například jízda na kole. Při šlapání se svalová vlákna musí aktivně kontrahovat a měnit svou délku, zatímco šlachy, aponeurózy a fasciální elementy zůstávají poněkud pasivními hybateli. Kontrastem toho jsou oscilační pohyby, kde je potřeba pružnosti, a při kterých se svalová délka mění daleko méně. Zde svalová vlákna pracují téměř izometricky, zatímco fasciální elementy fungují na jo-jo principu. Využívají své elastické pružnosti a zásob energie (Fukunaga et al., 2002; Kawakami et al. 2002). Jak už bylo zmíněno, s typickou pružností pohybu je spojeno ještě mřížkovité uspořádání fascie, typické u mladých lidí (Staubesand, Baumbach, Li, 1997). Zatímco s věkem se pružnost během pohybu ztrácí, což je nejvíce patrné během chůze.

2.2 Faktory ovlivňující povahu fascie

2.2.1 Teplo

Několik autorů (Lehmann et al., 1970; Warren et al., 1971; Muraoka et al., 2005; Bass et al., 2007; Huang et al., 2009; Klingler, 2012) potvrdilo, že viskoelastické vlastnosti fascie závisí na teplotě. Jejich klinická data i in-vitro experimenty prokázaly, že zvýšení teploty na 40 °C snižuje napětí fascie. Pokles napětí při působení tepla je přisuzován vyšší protažitelnosti kolagenních vláken a změnou tixotropních vlastností fascie.

V rámci působení tepla funguje muskulatura těla a fascie ve vzájemné spolupráci. Pracující sval generuje teplo, čímž snižuje napětí přilehlé fascie. Následkem je umožněn větší ROP, což má ve většině případech pozitivní dopad na funkčnost během pohybu. Při relativně nižších teplotách (např. během odpočinku) dochází ke změně viskoelastických vlastností fascie, aby sloužila lépe pro stabilizaci a nosnou funkci (Klinger, 2012, s. 421–423).

Bolestivá kontrakce, zkrácení svalu a snížení ROP často souvisí dle Klingera (2012) s narušením pojivové tkáně, která způsobuje nárůst tuhosti. Trauma či zánět může ovlivnit funkci fasciální tkáně, jakou je kloubní pouzdro, šlacha nebo endo-/peri-/epimysium. Fasciální dysfunkce může být způsobena ale i centrální nervovou lézí, například mrtvicí (Grinnel, 2009). Ve všech případech dochází v postižené oblasti k nárůstu pojivové tkáně, invazi myofibroblastů a změně poměru kolagenních a elastických vláken. Myofibroblasty způsobují v dané oblasti patologické „kontrakce“, které mají společně s vazivovou přestavbou za následek vznik fasciálních kontraktur a snížení ROP (Schleip et al. 2005; Langevin et al., 2009; Kumka, Bonar, 2012).

Za určitých okolností (poranění, operace, apod.) je nepravděpodobné, že by postižený mohl cvičit zasaženou končetinu takovým způsobem, aby svalová aktivita mohla vést k významné generaci tepla. Dle Klingera (2012) může být užití tepla v bezpečném terapeutickém rozsahu (do 40 °C) jedním z prostředků, jak zabránit vazivové přestavbě. Usuba et al. (2006) dokázali, že vnější aplikace tepla zvyšuje ROP, při kontrakturách omezující pohyb KOK. Draper a Ricard (1995) zase potvrdili, že ke zvýšení ROP lze využít i pozitivních tepelných účinků ultrazvuku. French et al. (2006) přišli s velice dobrým efektem při aplikaci tepla u pacientů s low back pain (LBP), které snížilo napětí fascie a doprovodnou bolest. Z fyzikální terapie lze k fasciální relaxaci využít i dalších procedur, jakými jsou horké koupele, krátkovlnná diatermie či transdermální masti zvyšující prokrvení tkáně. Kontraindikací jsou zánětlivá onemocnění, kožní problémy a periferní neuropatie, kde hrozí riziko popálení (Klinger, 2012, s. 421–423).

2.2.2 Hydratace

Fasciální tkáň je predominantně tvořena molekulami vody. Část z nich se volně pohybuje tkání a některé jsou navázány na strukturální proteiny, čímž dodávají fascii stabilitu. Během zátěže (vyvolané zejména strečem) je voda vytlačována z namáhané oblasti a fascie se stává více poddajnou (Reed, Liden, Rubin, 2010). Schleip a Klinger (2008) jev přirovnávají z vymačkávání vody z nasáklé houby. Při uvolnění strečem-navozené zátěže dochází k opětovnému nasátí tekutiny z okolní tkáně a cévního a lymfatického řečiště. Tkáň tak dosáhne nového ekvilibria. Tohoto principu využívají některé manuální techniky, kdy „pumpováním“ pojivě tkáně dochází k odplavování prozánětlivých a odpadních látek (Meert, 2006; Meert, 2012, s. 182). V některých místech nemusí docházet k dostatečné hydrataci fascie. V takovém případě se zvyšuje viskozita amorfní složky a mohou se objevit adheze vláken či celých fasciálních vrstev. Myofasciální strečink (který je součástí např. jógy či manuální terapie) zahrnuje protažení fasciálních struktur a má schopnost obnovit dynamiku tekutin (Chaundhry et al., 2008, s. 379–390; Days, Stecco, Stecco, 2009; Müller, Schleip, 2012).

Galloway (2002) doporučuje proložit běh dostatečnými intervaly chůze. Při běhu dochází k vytlačování tekutiny z fasciální tkáně a ta se stává poddajnější. Se zvyšující se poddajností, klesá její pružnost a fascie tak ztrácí svou optimální funkci. Krátké intervaly chůze v tomto případě umožňují obnovení hydratace tkáně. Autor doporučuje přejít na chůzi při pocítění ztráty pružnosti během odrazu, kdy se běh stává těžkopádným či náročným.

2.2.3 Alterace hluboké fascie

Dle Pavana et al. (2014) existují dva typy strukturální změny fascie **densifikace** a **fibróza**. Jejich rozlišení může terapeutovi pomoci užít správnou volbu terapie.

Fasciální densifikace

Fasciální densifikace souvisí se změnou mechanických vlastností areolární pojivové tkáně, jež se nachází mezi jednotlivými vrstvami. Stecco et al. (2014) zkoumali souvislost mezi sníženým ROP a zvýšenou tloušťkou hluboké fascie krku. Pomocí ultrazvuku byla analyzována fascie m. sternocleidomastoideus (SCM) zdravých jedinců a pacientů s chronickou nespecifickou bolestí krční páteře. Při následném srovnání byla fascie SCM druhé skupiny o 0,7 mm tlustší oproti zdravým jedincům. Větší šířka souvisí s nárůstem areolární pojivové tkáně mezi vrstvami, jež souvisí s nárůstem HA. HA sice podporuje lubrikaci, ale při vysokých koncentracích se chová jako neneutronovská kapalina. Narůstá tedy její viskozita, což má paradoxně za následek snížení skluzu mezi vrstvami fascie (Knepper et al., 1995, s. 194–199; Matteini, 2009, s. 1516–1522). Pacient i terapeut vnímá takovou změnu jako zvýšení tuhosti fascie (Pavan, 2014). Pro zvrácení této situace je doporučeno užití tepla. Při teplotách >40 °C dochází k rozbití patologických HA struktur a snížení viskozity (Tømmeraas, Melander, 2008, s. 1535–1540).

Tekutá složka areolární tkáně má navíc tendenci akumulovat množství odpadních látek, čímž se mění její pH (Piehl-Aulin et al., 1985, s. 2493–2498). Dle Gatej, Popa, Rinaudo (2005) má pH přímý vztah s viskozitou HA. Biomechanické vlastnosti areolární pojivové tkáně mohou být tudíž pozměněny nahromaděním kyseliny mléčné po intenzivním cvičení, což má za následek pocit následné tuhosti tkáně.

V neposlední řadě je HA také tixotropní látkou, tudíž fyzická zátěž, která navyšuje střižné síly mezi vrstvami, má za následek snížení viskozity (Dintenfass, 1963, s. 1241–1256). Pavan et al. (2014) předpokládají, že právě tato vlastnost je klíčovým elementem při zodpovězení otázky, proč imobilita snižuje skluzný pohyb vrstev a následkem i ROP.

Změny areolární pojivové tkáně jsou dle Pavan (2014) tedy snadno reverzibilní, jelikož sám terapeut má schopnost je ovlivnit. Rozbití patologických HA struktur a snížení viskozity lze docílit pozitivní termoterapií a zvýšením lokálních střižných sil protažením tkáně.

Fasciální fibróza

Fibróza souvisí s vláknitou složkou fascie, jejíž alterace má dopad na efektivitu přenosu sil. Změny fibrilní komponenty způsobuje převážně trauma či operace. Oproti fasciální densifikaci nelze fibrózu tak lehce ovlivnit. Během procesu hojení je totiž nezbytné, aby byla kolagenní síť remodelována a uspořádána podél správného směru působení sil (Pavan et al., 2014). Remodelace může trvat roky, záleží na velikosti a původu rány (Ruszczak, 2003, s. 1595–1611). Například horizontální jizva způsobuje napětí tkáně třikrát větší než jizva vertikální, a proto i hojení trvá déle (Miyamoto et al., 2009, s. 1974–1979). Pokud je tkáň se značným tahem sil imobilizována, proces remodelace nebude vést k fyziologické organizaci vláken. Při špatném zhojení fibrózní složky je obtížné tuto změnu modifikovat, protože pouze lokální zánětlivý proces může zničit patologické kolagenní vazby a umožnit ukládání nových fibril. Dle Pavana et al. (2014) pouze včasná rehabilitace a správný směr zátěže umožní optimální uzdravení hluboké fascie.

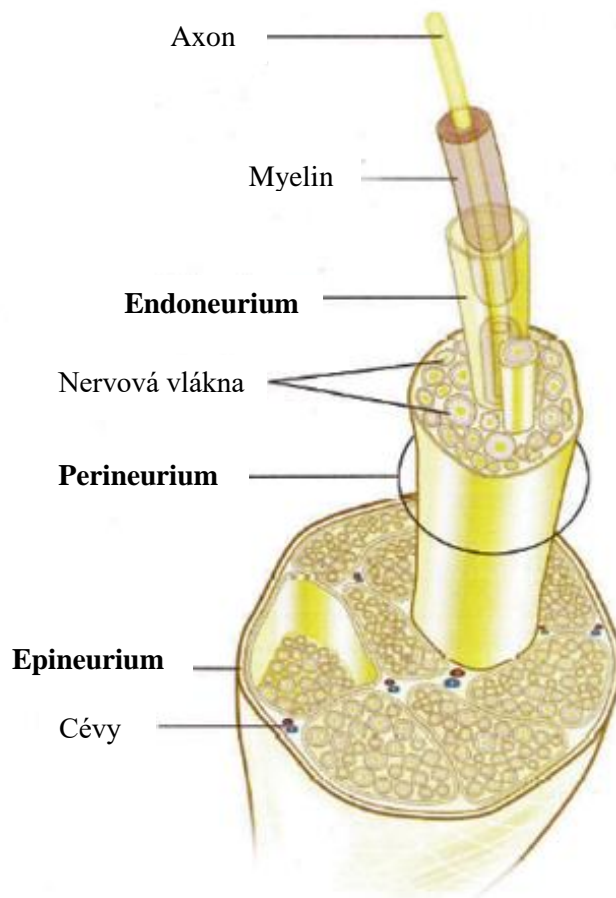
2.3 Fascie jako nejdůležitější percepční orgán

Fascie obsahuje velké množství sensorických receptorů (Mitchell and Schmidt, 1977, s. 623–658; Schleip et al., 2012, s. 77–78). Fasciální síť je zásobena přibližně 6x tolika senzitivními nervy oproti tkáni svalové. Celkový počet smyslových receptorů fasciálního systému těla přesahuje jejich množství v sítnici, jež byla doposud považována za nejbohatší sensorický orgán těla (Mitchell and Schmidt, 1977, s. 623–658). Pro blízký vztah s celým tělem je dle Scheipa (2003) fascie bezesporu nejdůležitějším percepčním orgánem.

2.3.1 Pojivová tkáň periferního nervu

Fascie obalující nervy se nazývá **meningeální fascie** (Willard, Fossum, Standey, 2010, s. 78). Nehledě na odlišný název je stále kontinuální s celou fasciální sítí těla. Stejně jako sval má i periferní nerv tři vrstvou organizaci fasciální tkáně – **endoneurium**, **perineurium** a **epineurium** (viz obr. 10, s. 33) (McCracken, 1999, s. 96–97; Bove, 2008, s. 185). Anatomicky je epineurium kontinuální s tvrdou plenou a dělá tak fasciální pojítko k samotnému mozku (Willard, Fossum, Standey, 2010, s. 78; Lesondak, 2017, s. 75–76). Jednotlivé fasciální vrstvy nervu jsou inervované pomocí tenkého plexu nociceptorů. Vrstvy navíc fungují jako

výstelka a tlumič proti kompresním silám, aby nedošlo k nervovému poškození (Bove, 2008, s. 185–190).



Obrázek 10 **Vrstvy pojivové tkáně periferního nervu.** Každý axon je obalen **endoneuriem**, které probíhá v celé jeho délce. Z něj vybíhají vazivová vlákna až k další pojivové vrstvě **perineuriu**. To obaluje skupinky nervových vláken, ze kterých vytváří snopce. Fascikuly jsou dále sdružovány do větších celků, jež jsou obaleny dalším fibrózním pláštěm **epineuriem**, který už uzavírá a obaluje celý periferní nerv (Ledondak, 2017, s. 75).

2.3.2 Inervace fasciálního systému

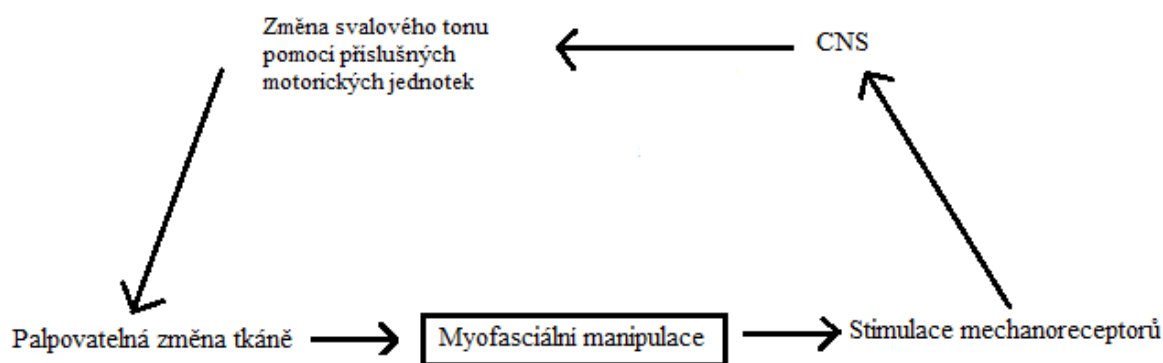
Fasciální systém hraje značnou roli ve schopnosti propriocepce (Yahia et al., 1992, s. 195–197; Stilwell, 1957, s. 635–653; Langevin, 2006, s. 1074–1077; Stecco et al., 2007; Benjamin, 2009, s. 1–18). Propriopecii doplňuje o vjemy z mechanoreceptorů, které kromě fascie přicházejí ještě z dalších pojivových struktur, a také z kůže, svalů a kloubů (van der Wal, 2012, s. 81–83). Senzitivní vjemy registrují **nociceptory**, **mechanoreceptory** a nervová zakončení, jež mohou mít funkci obojího (Mitchell, Schmidt, 1977).

Mechanoreceptory

Fascie obsahuje 4 typy mechanoreceptorů reagujících na tlak, tah a vibraci. Patří mezi ně **Golgiho šlachová tělíska, Vater-Paciniho a Ruffiniho tělíska a volná nervová zakončení**. Odlišnými technikami lze dosáhnout stimulace konkrétních receptorů (Schleip, 2003, s. 11–19). Vater-Paciniho tělíska reagují na vibrace a vysokorychlostní nárazové manipulace. Naopak pomalý a hluboký streč či tlak měkké tkáně působí na Ruffiniho tělíska (Simmonds, Miller, Gemmell, 2012, s. 83–93). Volná nervová zakončení dle Mitchell a Schmidt (1977) nesouvisí pouze s vnímáním nocicepce, ale jsou i mechanoreceptory reagující na tlak či/a tah. Při bolesti a přítomnosti některých neuropeptidů se jejich citlivost na mechanické stimuly mění. To má za následek, že i jemné mechanické podráždění může způsobit chronické pálení těchto receptorů projevující se jako bolest (Chaitow, DeLany, 2000; Schleip, 2003). Dle Chaitow a DeLany (2000) tato patologie vysvětluje bolesti přisuzované radikulopatiím, bez přítomnosti samotné mechanické iritace míšního kořenu.

Podráždění fasciálních mechanoreceptorů má vliv i na parasymptický systém (Schleip, 2003). Výzkum Folkow et al. (1962) se zabýval kardiovaskulárními reakcemi během operace břicha. Zjistili, že mechanický tlak na abdominální oblast či pánev má za následek parasymptickou reflexní odpověď. Objevila se zvýšená aktivita n. vagus, která způsobila snížení srdeční frekvence a svalové aktivity měřené pomocí elektromyografu. Tento jev byl potvrzen i dalšími autory (Koizumi, Brooks, 1972, s. 1–68). Schleip (2003) vysvětluje, že manuální terapie založená na hlubokém pomalém tlaku a streči stimuluje Ruffiniho tělíska a volná nervová zakončení. Následkem je zvýšení aktivity n. vagus, se kterou je spojeno obnovení dynamiky tekutin a metabolismu ve tkáni, globální svalová relaxace, navození celkové pohody a snížení emocionálního podráždění (Schleip, 2003).

Mechanoreceptory ligamenta kolene slouží jako zpětná proprioceptivní smyčka pro nastavení tonu svalů KOK (Johansson et al., 1991, s. 341–368). Dle Schleipa (2003) toto zjištění naznačuje, že i fasciální mechanoreceptory jsou součástí gama smyčky a jejich stimulací dochází k regulaci svalového tonu. Právě tento mechanismus by mohl stát za adaptací fascie na krátkodobou zátěž a pocitem tání tkáně pod rukama terapeuta (viz obr. 11, s. 35).



Obrázek 11 **CNS smyčka**. Stimulace mechanoreceptorů vede ke snížení tonu motorických jednotek skeletálních svalů, které jsou propojené s tkání pod rukama terapeuta. Mezi zmíněné receptory patří Ruffiniho tělíska, Vater-Paciniho tělíska a některá volná nervová zakončení (Schleip, 2003).

Nociceptory

Senzorický původ fascie zahrnuje i její schopnost nocicepce (Yahia et al., 1992, s. 195–197). Inervace fasciální tkáně není homogenní. V určitých oblastech těla je bohatě nervově zásobena a v některých nikoli. Velká pozornost je v posledních letech věnována thorakolumbální fascii (TLF) a její spojitosti s chronickou low back pain (cLBP) (Yahia et al., 1992, s. 195–197; Kumka, Bonar, 2012, s. 179–191). Zatímco jisté případy cLBP mají jasný původ (herniace meziobratlových disků 4–6 %, osteoporóza 4 %, osteoartritida 10 %, přenesená viscerální bolest 2 % (Shockett a Findley, 2019, s. 104–105)), ostatní mají příčinu nejasnou. Studie cLBP (Jensen et al., 1994, s. 69–73; Sheehan, 2010, s. 7–11) založené na výsledcích z magnetické resonance tvrdí, že příčinu u ostatních případů je nutno hledat jinde. Na základě těchto studií vznikly nové hypotézy o původu cLBP (Langevin, Sherman 2007, s. 74–80; Schleip et al., 2007, s. 1733–1735). Dle těchto autorů, vedou k nociceptivním projevům cLBP nejspíš mikrotraumata TLF. Langevin et al. (2007) prokázali alterace fasciální tkáně u lidí trpících cLBP. Navrhují, že fibróza fascie je způsobena jedním z následujících faktorů: (1) snížená pohybová aktivita, (2) změny svalových stereotypů a vzorců, které způsobují patologické ko-kontrakce, svalové spazmy nebo tkáňová mikrotraumata, (3) zánětem na neurologickém podkladu. Shockett a Findley (2019) tvrdí, že z důvodu přenášení sil pomocí fascie a její bohaté inervace s velkým množstvím nociceptorů, může právě ona stát až za 70 % případů cLBP.

Interocepce

Interocepce je podvědomý smysl o normální funkci těla a orgánů. Umožňuje tělu rozpoznat širokou škálu fyzických pocitů jako šimrání, změny ve svalech, sexuální vzrušení, hlad, žízeň, tlukot srdce, roztažení močového měchýře či žaludku apod. (Schleip, Jäger, 2012, s. 89–90). Sensorickými receptory pro interocepce jsou volná nervová zakončení a většina z nich se nachází ve fasciální síti lidského těla. Oproti propriocepce se interocepce projektuje do jiné části mozku. Zatímco propriocepce vede do senzitivní korové oblasti, interocepce je zpracována v oblasti inzuly, jež je spojována s emocemi a motivací (Domschke et al., 2010, s. 1–11; Tsay et al., 2015, s. 221–232). Mezi myofasciální tkání a emocemi existuje silná vazba. Dle Fernández-Pérez et al. (2008) mohou mít myofasciální techniky dopad na psychiku pacienta. Vidor et al. (2014) doplňují, že tento vztah funguje i opačně, jelikož porucha myofasciálního systému může způsobit negativní emoční stav.

Nově se do interoceptivních vjemů řadí rozpoznání doteků spojených s příjemnými pocity. K zjištění vedl speciální typ sensorické neuropatie, kdy pacient postrádal myelinizovaná aferentní vlákna, ale nemyelinizovaná byla intaktní. Během jednoho z pokusů byla jeho kůže hlazena jemným kartáčem. Pacient uváděl příjemné pocity, ale vůbec nedokázal rozlišit směr hlazení. Experiment byl doplněn o funkční magnetickou rezonanci, na které byla při hlazení kartáčem zřetelná aktivita v oblasti inzuly, ale nulová činnost v senzitivní korové oblasti (Olausson et al., 2010, s. 185–191).

Na dlaních či jiných částech těla bez chlupů receptory pro interocepce chybí. Z tohoto důvodu se hypotetizuje, že interocepce souvisí s příjemnými pocity při doteku tělo na tělo a vylučováním oxytocinu, tzv. sociálním kontaktem mezi dvěma individui. Interocepce je spojována s psychosomatickými onemocněními, jako syndrom dráždivého tračníku nebo esenciální hypertenze. Její porozumění by tedy mohlo pomoci při léčbě těchto nemocí (Schleip, Jäger, 2012, s. 89–92).

2.4 Biomechanika fascie

Základy biomechaniky položil Borelli (1680) a shrnul je v publikaci *De Motu Animalium I*, kde přirovnával těla lidí i zvířat ke strojům, jež fungují na principech ramen, pák a kladek. I když má takové znázornění své opodstatnění, poskytuje pouze určité pochopení, jak

daný kloub funkčně pracuje (Levin, Martin, 2012, s. 193). Dle Levina (1981) je integrace celého těla během pohybu poněkud komplexnější. Výhodou biologických struktur je, že byly podrobeny přísným konstrukčním parametrům přírodního výběru. Musely být materiálně a energeticky nenáročné, stabilní a mobilní zároveň, což vedlo k uplatnění principů tensegrity (Myers, 2009, s. 47). Tensegrita umožňuje tělu zachovat tvar v jakékoli situaci. Stejnou formu má jak při stojí na nohou na rovné zemi, tak při stojí na ruce či ve vesmíru, kde žádná gravitace, která by udržovala posturu kompresními silami, není (Levin, Martin, 2012, s. 137–138).

2.4.1 Tensegrita

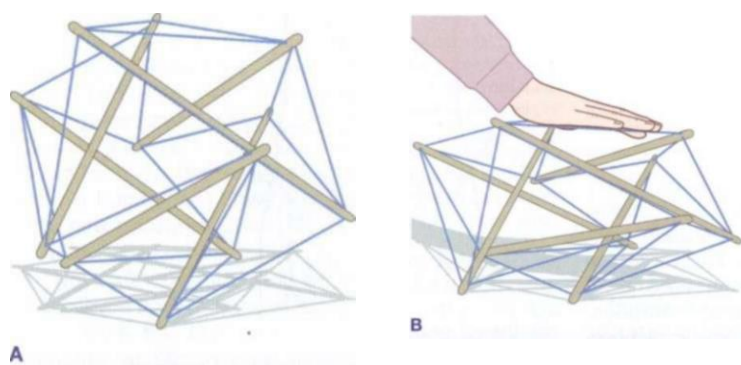
Výraz **tensegrita** se skládá z anglických výrazů *tension* a *integrity*, neboli napětí a soudružnost. Je strukturálním principem, kdy jsou tvar a struktura objektu zajišťovány sítí napětí a kompresními prvky. Tensegritní modely jsou pevné a zároveň flexibilní, dobře odolávají napětím i vnějším silám (Fuller, Marks, 1973, s. 261–280). Levin (1981) přišel s pojmem **biotensegrita**, což je užití tensegritních principů v biologických strukturách.

Biotensegrita a přenos sil

Dle Ingbera (1998) biotensegrita tvoří základ atomů uhlíku, molekul vody, proteinů, virů, buněk a dalších. Jejich podkladem je tzv. **dvacetistěn** neboli trojrozměrné těleso, jehož stěny tvoří dvacet rovnostranných trojúhelníků (Levin, Martin, 2012, s. 137–147). Je strukturou nízkoenergetickou, jelikož poskytuje vysokou úroveň mechanické odolnosti při užití minimálního množství materiálů (Mandelbrot, 1982).

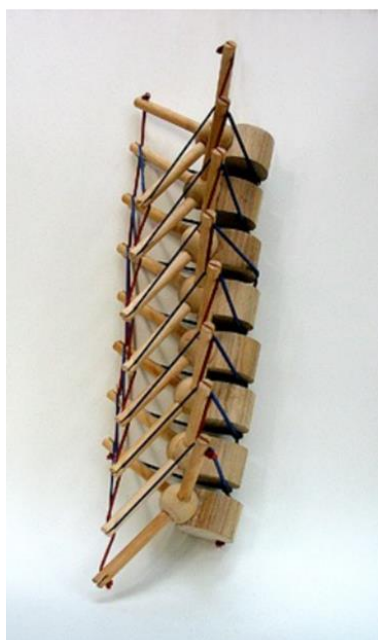
Biotensegritní strukturou jsou i fascie a svaly, které vyvíjí neustálé napětí, zatímco klouby a kosti hrají roli kompresních prvků. Tato organizace umožňuje neustálou adaptaci postury, jelikož tonizuje různé části těla, na základě aktuální nutnosti (Myers, 2009, s. 49–51, s. 229–230). K lepšímu pochopení biotensegrity v praxi slouží Myersovy speciální modely, na kterých znázorňuje unikátní vlastnosti fasciální sítě (viz obr. 12, s. 38). Při vyvinutí zátěže na strukturu se síla rozprostře po celé síti. Mobilita spojení umožní repozici tensegrit, ale nadále zachová stabilitu a funkci. Když je působící síla příliš velká, nepropadne se pod místem největší tíhy, ale v nejslabším článku sítě. Dle některých autorů (Levin, Martin, 2012, s. 139;

Myers, 2009; Levin, 2015, s. 155–160) tento úkaz vysvětluje, proč bolest pramenící z jednoho místa, může mít epicentrum zcela jinde.



Obrázek 12 Reakce tensegritní struktury na zátěž (Myers, 2009, s. 47).

Na stejných konstrukčních principech byly vyvinuty modely páteře a pánve (viz obr. 13, s. 39). Utažení jednoho z napínacích prvků mění tvar celé struktury. Všechny části okamžitě reagují změnou polohy a nastavením nově zaujmuté stabilní pozice (Myers, 2009, s. 49)



Obrázek 13 Tensegritní model páteře (Flemons, 2008, www.intensiondesigns.com).

2.4.2 Vztah fascie a svalu

Fascie se nepřerušovaně proplétá celým svalem. Jde od velkých epimysialních kapes až k samotnému cytoskeletu buněk. Neoddělitelnost svalové tkáně od její doprovodné fasciální

sítě zastřešuje pojem **myofascie**. Ta zahrnuje svalová vlákna zakotvená ve svých přidružených fasciích tvořící tak jeden funkční celek (Purslow, 2010, s. 411–417; Myers, 2009, s. 4). Četné studie (Hiujing, 1999; Huijing, Baan, 2001, s. 1–15; Smeulders, Kreulen, 2007; Purslow, 2010, s. 411–417; Yucesoy, 2010, s. 128–134) prokázaly, že svalem generované napětí je přenášeno dvěma způsoby – **myotendinózně** a **myofasciálně**.

Myotendinózní přenos sil

Každé svalové vlákno je vybaveno alespoň na jednom svém konci myotendinózním spojením. V tomto místě dochází ke splynutí myofilamenta poslední sarkomery svalového vlákna se šlachou či úponovou aponeurózou. Zde se přenáší podélné svalové napětí z myofibrily na šlachu a naopak (Light, Champion, 1984, s. 1017–1026; Turrina, Martínez-González, Stecco, 2012, s. 95–102; Hiujing, 2012a, s. 113).

Myofasciální přenos sil

K myofasciálnímu přenosu sil dochází pomocí pojivové tkáně uvnitř a okolo svalu. Mezi struktury zajišťující tento transfer patří endomysium, perimysium, epimysium, nervově-cévní svazek, aponeurózy a intermuskulární septa (Hiujing, 2012b, s. 117–120). Dle Huijing (2012b) jej lze klasifikovat jako **přenos**:

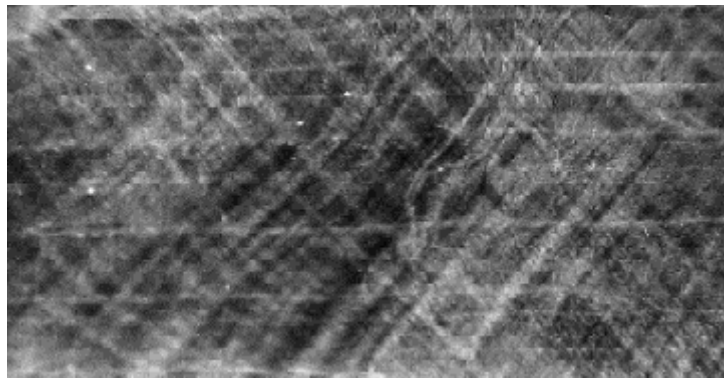
- **intramuskulární** (uvnitř svalu pomocí endomysia a perimysia),
- **epimuskulární** (mezi svaly či ostatními strukturami pomocí extramuskulárních a intermuskulárních pojivových struktur) (Hiujing 2009b; Maas, Sandercock 2010).

Intramuskulární přenos sil

Endomysium rozděluje a obaluje jednotlivé myofibrily. Dle několika autorů (Gans, Gaunt, 1991, s. 53–65; Trotter, 1993, s. 205–222; Trotter, Richmond, Purslow, 1995, s. 167–213) ne všechna svalová vlákna běží od jedné šlachy ke druhé. Část z nich končí v endomysiu uvnitř svalového svazku. Endomysium je tedy jedinou strukturou, jež umožňuje propojení mezi svalovými vlákny uvnitř fasciklu (Trotter, Richmond, Purslow, 1995, s. 167–213). Endomysium dále umožňuje **přenos bočních myofasciálních sil** (Trotter, Purslow, 1992, s. 109–122; Trotter, Richmond, Purslow, 1995, s. 167–213) pomocí kolagenních vláken, jež se upínají po celém obvodu sarkomer (Street, 1983, s. 346–364). Tento přenos reguluje zatížení sarkomer a způsobuje jejich nestejnou délku během zátěže (Hiujing, Baan, 2001, s. 1–15,

Huijing 2012b, s. 118). Rozložení sil pomáhá omezit zranění a podpořit regeneraci svalu, aniž by došlo k narušení jeho základní funkce (Purslow, 2010, s. 411–417). Bylo tomu dokázáno při pokusu (Maas et al., 2003, s. 2004–2013), kdy došlo k přeríznutí jedné ze čtyř distálních šlach krysího m. extensor digitorum longus (EDL). Výsledky prokázaly, že přetnutí mělo minimální dopad na sílu měřenou na proximální šlaše. Dle Maas a Sandercock (2010), lze tento úkaz vysvětlit pouze přenosem síly z tenotomizovaných svalových vláken do intaktních distálních šlach prostřednictvím endomysialní a perimysialní sítě.

Perimysium se proplétá mezi jednotlivými fascikuly a na povrchu svalu hladce přechází v epimysium (Nishimura et al., 1994, s. 250–257). Stejně jako v epimysiu jsou vlákna každé vrstvy zvlněná a paralelní. V klidové délce svalu svírají myofibrily a kolagenní vlákna perimysia úhel $\pm 55^\circ$ (viz obr. 14). Tento úhel se mění s délkou svalu a jeho sarkomer. Při zkrácených sarkomerách dosahuje velikost úhlu až 80° . Kolagenní vlákna mají tedy téměř kolmý průběh k ose myofibril. Naopak při protažených sarkomerách se úhel pohybuje okolo 20° (Purslow, 1989, s. 21–23). Perimysium se lehce deformuje pod napětím, dokud se všechna jeho vlákna nenapnou a neseřadí podél směru protažení svalu (Lewis, Purslow, 1989, s. 255–269). Tím struktura získá větší pevnost a účinněji přenáší síly (Purslow, 2010, s. 411–417).



Obrázek 14 **Organizace kolagenních vláken epimysia.** Horizontálně probíhají myofibrily. Kolagenní vlákna jdou paralelně ve dvou vrstvách, jež svírají s osou myofibril úhel $+55^\circ$ a -55° . Úhel se mění s natažením či zkrácením sarkomer (Purslow, 1999, s. 210–219).

Epimuskulární přenos sil

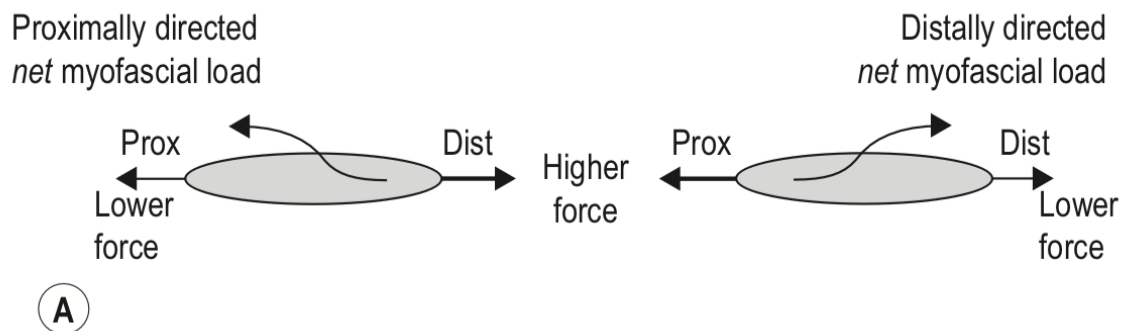
Epimysium umožňuje přenos sil na vnitřní pojivovou tkáň svalu jinou cestou než přes svalový úpon. Tato dodatečná síla pokračuje intermuskulární pojivovou sítí až k samotným

sarkomerám, do kterých je různě integrována. Proces funguje i naopak, kdy část síly vyvinuté sarkomery je přenesena na endomysium a dál (viz předešlá kapitola). Ukázalo se, že tento přenos má za následek vznik tzv. **myofasciálních reakčních sil**, které způsobují nestejnou délku sarkomer a rozdílnou velikost sil na proximálním a distálním konci svalu. Zároveň mohou ovlivnit síly generované svalem sousedícím (viz dále) (Huijing, Baan 2001, s. 1–15; Maas, Baan, Huijing, 2001, s. 927–940). Rozlišují se dva typy tohoto přenosu:

- **intermuskulární** – síla je přenesena mezi dvěma sousedícími svaly pomocí jejich kontinuální pojivové tkáně (Maas, Baan, Huijing, 2001, s. 927–940; Yucesoy et al., 2003, s. 1797–1811),
- **extramuskulární** – mezi intermuskulární pojivovou tkání svalu a extramuskulární strukturou, která může přenést síly napříč svalovými kompartmenty (Huijing, Baan, 2001, s. 1–15; Huijing, 2002, s. 1–15; Maas, Sandercock, 2010).

Mezi extramuskulární tkáně sloužící k přenosu sil patří interoseální membrána, intemuskulární septum, aponeurotická fascie, periost a nervově-cévní svazek (Huijing, 2012b, s. 117–120). Tyto struktury navíc poskytují svaly dodatečná místa úponu k lepší generaci sil (Yucoseoy, et al., 2005, s. 819–829). Přenos pomocí extramuskulárních struktur se podílí na stabilizaci kloubu a rozložení sil mezi svaly (Huijing, 2012b, s. 117).

Při měření síly na obou úponových šlachách pracujícího svalu byly zaznamenány silové rozdíly na proximálním a distálním konci (Huijing, 1999, s. 292–311; Huijing, Baan, 2001, s. 1–15; Maas, Baan, Huijing, 2001, s. 927–940; Huijing, 2009a, s. 9–21; Huijing, 2012b). Dle Huijing (2012b) vektorový součet myofasciálních reakčních sil totiž způsobí, že na jednom konci svalu budou sarkomery delší, než na druhém. Tím dochází k lokálním rozdílům velikosti sil generovaných svalem. Stejně veliká síla (jako je součet dodatečných myofasciálních reakčních sil) bude přidána k síle pracujících sarkomer na jeho opačném konci (viz obr. 15, s. 42) (Huijing, 2009a, s. 9–21; Huijing, 2012b, s. 118).



Obrázek 15 **Proximo-distální rozdíl svalové síly**. Součet působících myofasciálních sil je na základě směru působení integrován do výkonu pracujícího svalu na proximálním či distálním konci. Pokud jsou myofasciální reakční síly orientovány proximálně (na obrázku vlevo), způsobí větší natažení sarkomer, jimiž generovaná síla je integrována do distálního konce svalu (Huijing, 2012b, s. 118).

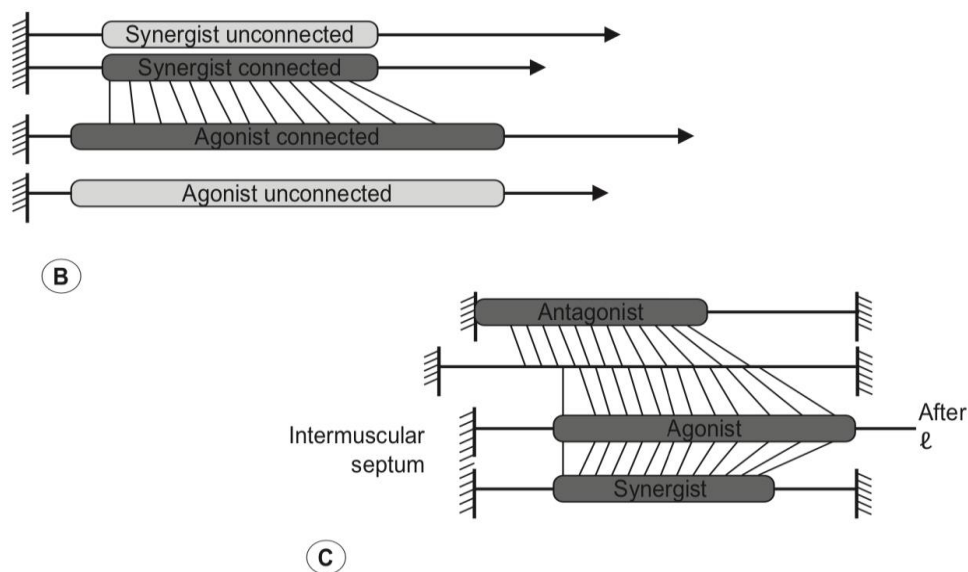
Myofasciální interakce mezi svaly

Epimuskulární přenos sil závisí na **délce svalu** (Maas, Baan, Huijing, 2001, s. 927–940) a jeho **pozici** (Huijing, 2002, s. 1–15; Maas, Baan, Huijing, 2004, s. 99–110) vůči svalům sousedícím.

Vliv délky svalu

Při zkoumání vztahu mezi agonistou a synergistou s ponechanou fasciální a extramuskulární tkání bylo zjištěno, že při natahování distálního úponu agonisty (s fixním proximálním úponem) se zmenšuje síla měřená na distálním úponu jeho synergisty (který je udržován v konstantní délce). Část síly synergisty je tedy přenesena a integrována do pracujícího agonisty (Maas, Sandercock, 2010; Huijing, 2012b, s. 117–120). Příkladem se zdá být studie Maas, Baan, Huijing (2001), kdy byly pozorovány mechanické interakce mezi m. extensor digitorum longus (EDL), m. tibialis anterior (TA) a m. extensor hallucis longus (EHL). Změny délky TA + EHL komplexu měly vliv na sílu měřenou na proximálním a distálním úponu EDL, který byl udržován v konstantní délce. Natažení TA + EHL distálně zvýšilo sílu měřenou na proximálním úponu EDL o 37 % a snížilo sílu na distálním konci o 39 %. Za mechanickými interakcemi mezi synergistickými svaly stojí změna jejich vzájemné pozice při natažení jednoho z nich. Nastaví se totiž nová délka a úhel intermuskulární a extramuskulární pojivové tkáně, což ovlivňuje efektivnost myofasciálního přenosu (Maas, Sandercock, 2010) (viz obr.16B, s. 43).

Dle Rijkelijkhuisen et al. (2005, 2007) a Huijing (2012b) část síly produkované aktivními sarkomery může být přenesena na úpon svého antagonisty. Myofasciální přenos mezi antagonisty umožňují dle Huijing (2012b) extramuskulární struktury, zejména nervově-cévní svazek, které mohou prostupovat skrz jednotlivé kompartmenty. Mechanismus přenosu je obdobný jako u svalů sousedních (viz obr. 16C) a byl potvrzen mnohými studiemi (Huijing, 2007, s. 708–724; Huijing et al., 2007; Rijkelijkhuisen et al., 2007).



Obrázek 16 **Myofasciální přenos sil mezi svaly**. B) Znárodnění výsledných sil agonisty, kterému byla ponechána extramuskulární pojivová tkáň. Při natahování distálního konce agonisty dochází ke vstřebání části síly jeho synergisty. Projevem je větší výsledná síla na distálním konci agonisty a menší na distálním konci synergisty. Při odnětí pojivové tkáně mezi svaly došlo při stejném protažení agonisty k menší výsledné síle na jeho distálním konci. C) Interakce mezi agonistou a antagonistou přes intermuskulární septum. V tomto případě je část sil antagonisty integrována do distálního konce agonisty během jeho natažení. Cestu přenosu zprostředkovává extramuskulární pojivová tkáň, která oba svaly funkčně propojuje pomocí intermuskulárního septa (Huijing, 2012b, s. 118).

Vliv změny pozice svalu

Při posunutí EDL (udržovaného v konstantní délce) distálním směrem došlo ke snížení síly měřené na distálním úponu sousedících TA a EHL. Zároveň došlo k navýšení síly na distálním úponu EDL a snížení na úponu proximálním téhož svalu. K opačnému efektu došlo při posunutí svalu proximálně. Každý pohyb měl dopad na proximo-distální rozdíl sil a tedy i

na velikost epimuskulárního myofasciálního přenosu (Maas, Baan, Huijing, 2004, s. 99–110). Následky nastavení nové pozice svalu jsou opět vysvětleny změnou konfigurace pojivové tkáně, která slouží k přenosu epimuskulárních myofasciálních sil (Huijing, 2002, s. 1–15; Maas, Baan, Huijing, 2004, s. 99–110). Obecně sval, který je umístěn nejdále v konkrétním směru např. distálním, „vstřebává“ sílu do svého distálního konce ze svalů okolních (Maas, Sandercock, 2010).

Dle Rijkelijkhuisen et al. (2005) přenos sil funguje nejen mezi agonisty, synergisty a antagonisty, ale (dokud je zachována fasciální kontinuita) i docela vzdálenými svaly. Například rozsáhlé úpony thorakolumbární fascie (TLF) na m. latissimus dorsi (LD) a m. gluteus maximus (GMax) naznačují výskyt extramuskulárního myofasciálního přenosu sil mezi těmito strukturami (Barker, Briggs, 1999, s. 1757–1764; Bogduk and Macintosh, 1984, s. 164–170). Carvalhais et al. (2013) zjistili, že při kontrakci či streči LD dojde ke změně klidové polohy KYK do větší zevní rotace. Samotná kontrakce LD také zvýší pasivní stabilizaci KYK. Jev byl vysvětlen přenosem síly aktivovaných sarkomer LD na endomysium. Pomocí kontinuity mezi endomysiem, perimysiem a epimysiem přenos pokračoval až na TLF a GMax. Velikost změn polohy KYK byly rozmanité. Dle autorů výzkumu to naznačuje, že individuální charakteristiky mohou ovlivnit stupeň přenosu myofasciální síly.

Závěr

Fascie reprezentuje typ pojivové tkáně s nepravidelně uspořádanými a vzájemně propletenými kolagenními svazky. Dle Langevin (2006) a Langevin, Yandow (2002) je fascie metasystémem, který propojuje a ovlivňuje veškeré ostatní systémy a má potenciál změnit terapeutovo porozumění o lidské fyziologii.

V rámci pohybového systému člověka hraje fascie několik rolí. Obaluje většinu struktur a poskytuje jim ochranu ale i vzájemnou propojenost a komunikaci (Langevin, 2006; Van der Wal, 2009). Svalovému systému slouží ke koordinaci a částečnému přenosu sil, který kromě stabilizace kloubů a zlepšení jeho efektivnosti umožňuje i opravu poničených sarkomer bez narušení jeho aktuální funkce (Hiujing, 2012b, s. 117–121). Pro velké množství volných nervových zakončení a mechanoreceptorů se fascie podílí na nervové signalizaci, propiocepci a nocicepci (Schleip, 2003, 2011). Fasciální systém podléhá principům tensegrity, čímž se podílí na biomechanice lidského těla. Jako síť se rozprostírá mezi strukturami, které udržuje na místě napětím (Levin, 1981). Zachovává tak tělesnou formu při zaujmutí jakékoli polohy nezávisle na gravitační síle (Myers, 2009, s. 49–51, 229–230). Fascie je viskoelastickým materiálem (Wright, Rennels, 1964, s. 482–492; Threlkeld, 1992; Yahia et al., 1993, s. 425–429; Chaundhry et al., 2008, s. 379–390), jehož stupeň deformace záleží na míře napětí a času působení. Viskoelasticitu fascie lze ovlivnit dodáním určité formy energie, ať už zvýšením střížných sil mezi vrstvami nebo teplem (Rolf, 1977; Pavan et al., 2014).

Do určité míry je dle Paoletti (2006) a Pischinger (2007) fascie zapojena do téměř každé patologie odehrávající se v lidském těle. Fasciální dysfunkce je častým projevem při narušení jedné ze složek pohybového aparátu. Může být způsobena traumatizací fascie či jejím mechanickým přetěžováním, pooperačním stavem, zánětem, špatnou posturou, nedostatkem pohybu ale i emočním traumatem a dalším (Langevin, 2008, s. 123–132). Dysfunkce fascie způsobuje na strukturální úrovni fibrotizaci a densifikaci tkáně, které narušují efektivnost myofasciálního přenosu sil a mobilitu jednotlivých vrstev (Pavan et al., 2014). Fasciální patologie mají tendenci se řetězit a šířit na nejslabší místa její sítě (Klinger, 2012, s. 421–424; Myers, 2009, s. 21, 254; Lesondak, s. 7) a pro terapeuta mohou být skrytou překážkou během terapie.

Referenční seznam

AARON, R., K., BOLANDER, M., E. 2005. *Physical Regulation of Skeletal Repair*. American Academy of Orthopaedic Surgeons, Rosemount. ISBN 0892033630.

ABBOTT, R., D., KOPTIUCH, C., IATRIDIS, J., C., HOWE, A., K., BADGER, G., J., LANGEVIN, H., M. 2013. Cytoskeletal remodeling of connective tissue fibroblasts in response to static stretch is dependent on matrix material properties. *Journal of Cellular Physiology* [on-line]. 228(1), 50–57, [cit. 2020-05-08]. ISSN 1097-4652. Dostupné z: doi 10.1002/jcp.24102.

ABU-HIJLEH, M., DHARAP, A., S., HARRID, P., F. 2012. Fascia superficialis. In: SCHLEIP, R., FINDLEY, T., W., CHAITOW, L., HUIJING, P., A. *Fascia: The Tensional Network of the Human Body*. Edinburgh: Churchill Livingstone Elsevier. ISBN 978-0-7020-3425-1.

ADSTRUM, S., HEDLEY, G., SCHLEIP, R., STECCO, C., et al. 2017. Defining the fascial system. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* [on-line]. 21, 173–177, [cit. 2019-05-11]. ISSN 1360-8592. Dostupné z: doi: 10.1016/j.jbmt.2016.11.003.

AKESON, W., H., AMIEL, D., ABEL, M., F., GARFIN, S., R., WOO, S., L. 1987. Effects of immobilization on joints. *Clinical Orthopaedics and Related Research* [on-line]. 219, 28–37. [cit. 2020-05-08]. ISSN 1528-1132. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3581580>.

AKESON, W., H., AMIEL, D., KWAN, M. et al. 1992. Stress dependence of synovial joints. In: HALL, B., K. *Bone: Volume 5*. US: CRC Press, Boca Raton. ISBN 0-8493-8825-2.

BARKER, P., J., BRIGGS, C., A. 1999. Attachments of the posterior layer of lumbar fascia. *Spine* [on-line]. 24(17), 1757–1764, [cit. 2020-05-28]. ISSN 1528-1159. Dostupné z: doi 10.1097/00007632-199909010-00002.

BASS, C., R., PLANCHAK, C., J., SALZAR, R., S., LUCAS, S., R., RAFAELS, K., A., SHENDER, B., S., PASKOFF, G. 2007. The temperature-dependent viscoelasticity of porcine lumbar spine ligaments. *The Spine Journal* [on-line]. 32(16), 432–442, [cit. 2020-04-02]. ISSN 529-9430. Dostupné z: doi 10.1097/BRS.0b013e3180b7fa58.

BENETAZZO, L., BIZZEGO, A., DE CARO, R., FRIGO, G., GUIDOLIN, D., STECCO, C. 2011. 3D reconstruction of the crural and thoracolumbar fasciae. *Surgical and Radiologic*

Anatomy [on-line]. 33, 855–862, [cit. 2020-05-09]. ISSN 1279-8517. Dostupné z: doi 10.1007/s00276-010-0757-7.

BENJAMIN, M. 2009. The fascia of the limbs and back - a review. *Journal of Anatomy* [on-line]. 214(1), 1–18, [cit. 2020-05-08]. ISSN 1469-7580. Dostupné z: doi 10.1111/j.1469-7580.2008.01011.x.

BENJAMIN, M., RALPHS, J. R. 1998. Fibrocartilage in tendons and ligaments - an adaptation to compressive load. *Journal of Anatomy* [on-line]. 193(4). 481–494, [cit. 2020-03-12]. ISSN 1469-7580. Dostupné z: doi 10.1046/j.1469-7580.1998.19340481.x.

BITNAR, P. 2009. Měkké tkáně. In: KOLÁŘ, P. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén, ISBN 978-80-7262-657-1.

BLOTTNER, D., HUANG, Y., TRAUTMANN, G., SUN, L. 2019. The fascia: Continuum linking bone and myofascial bag for global and local body movement control on Earth and in Space. a scoping review. *REACH* [on-line]. Volumes 14–15, [cit. 2020-03-12]. ISSN 2352-3093. Dostupné z: doi 10.1016/j.reach.2019.100030.

BOGDUK, N., MACINTOSH, J., E. 1984. The applied anatomy of the thoracolumbar fascia. *Spine* [on-line]. 9(2), 164–170, [cit. 2020-05-28]. ISSN 1528-1159. Dostupné z: doi 10.1097/00007632-198403000-00006.

BORDONI, B., SIMONELLI, M., MORABITO, B. 2019. The Other Side of the Fascia: Visceral Fascia, Part 2. *Cureus* [on-line]. 11(5), e4632, [cit. 2020-05-08]. ISSN 2168-8184. Dostupné z: doi 10.7759/cureus.4632.

BORELLI, G. 1680. *De motu animalium*. Rome: Angelo Bernabo. ISBN 978-1148966403.

BOVE, G. 2008. Epi-perineurial anatomy, innervation, and awonal nociceptive mechanism. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* [on-line]. 12, 185–190, [cit. 2020-03-07]. ISSN 1360-8592. Dostupné z: doi 10.1016/j.jbmt.2008.03.004.

BRADEN, M., BAIRSTOW, A., G., BEIDER, I., RITTER, B., G. 1966. Electrical and piezo-electrical properties of dental hard tissues. *Nature* [on-line]. 212(5070), 1565–1566, [cit. 2020-05-08]. ISSN 1476-4687. Dostupné z: doi 10.1038/2121565a0.

BRENNAN, M. 1989. Changes in the cross-linking of collagen from rat tail tendons due to diabetes. *Journal of Biological Chemistry* [on-line]. 264, [cit. 2020-05-08]. ISSN 00219258. Dostupné z: <https://www.jbc.org/content/264/35/20953.full.pdf>.

BROUS, N. 1997. Fascia. In: DIGIOVANNA, E., SCHIOWITZ, s. *Foundations for osteopathic approach to diagnosis and treatment* (2nd ed.). Philadelphia: Lippincott-Raven. ISBN 9780397515813.

CARANO, A., SICILIANI, G. 1996. Effects of continuous and intermittent forces on human fibroblasts in vitro. *European Journal of Orthodontics* [on-line]. 18, 19–26, [cit. 2020-05-08]. ISSN 1460-2210. Dostupné z: doi 10.1093/ejo/18.1.19.

CARVALHAIS, V., O., OCARINO, J., DE M., ARAÚJO, V., L., SOUZA, T., R., SILVA, P., L., FONSECA, S., T. 2013. Myofascial force transmission between the latissimus dorsi and gluteus maximus muscles: an in vivo experiment. *Journal of Biomechanics* [on-line]. 46 (5), 1003–1007, [cit. 2020-05-27]. ISSN 0021-9290. Dostupné z: doi 10.1016/j.jbiomech.2012.11.044.

CLEMENTE, C., D. 1987. *Gray's Anatomy of the Human Body* (30th ed.) Philadelphia: Lea & Febiger. ISBN 9780812106442.

CURRIER, D., P., NELSON, R., M. 1992. *Dynamics of Human Biologic Tissues*. Philadelphia: F. A. Davis Company. ISBN 0803622988.

DAVIDSON, C., J., GANION, L., R., GEHLSSEN, G., M., VERHOESTRA, B., ROEPKE, J., E., SEVIER, T., L. 1997. Rat tendon morphologic and functional changes resulting from soft tissue mobilization. *Medicine & Science in Sports & Exercise* [on-line]. 29, 313–319, [cit. 2020-05-08]. ISSN 0195-9131. Dostupné z: doi 10.1097/00005768-199703000-00005.

DAWIDOWICZ, J., MATYSIAK, N., SZOTEK, S., MAKSYMOWICZ, K. 2016. Telocytes of Fascial Structures. *Advances in Experimental Medicine and Biology* [on-line]. 913, 403–424, [cit. 2020-04-02]. ISSN 2214-8019. Dostupné z: doi 10.1007/978-981-10-1061-3_26.

DAY, J., A., STECCO, S., STECCO, A. 2009. Application of Fascial Manipulation technique in chronic shoulder pain--anatomical basis and clinical implications. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* [on-line]. 13 (2), [cit. 2020-05-11]. ISSN 1360-8592. Dostupné z: doi 10.1016/j.jbmt.2008.04.044.

DINTENFASS, L. 1963. Lubrication in synovial joints: a theoretical analysis. *Journal of Bone and Joint Surgery* [on-line]. 45, 1241-1256. ISSN 1535-1386. Dostupné z: https://journals.lww.com/jbjsjournal/Abstract/1963/45060/Lubrication_in_Synovial_Joints__A_Theoretical.11.aspx.

DOMSCHKE, K., STEVENS, S., PFLEIDERER, B., GERLACH, A., L. 2010. Interoceptive sensitivity in anxiety and anxiety disorders: an overview and integration of neurobiological findings. *Clinical Psychology Review* [on-line]. 30 (1), 1–11, [cit. 2020-05-27]. ISSN 0272-7358. Dostupné z: doi 10.1016/j.cpr.2009.08.008.

DRAPER, D., O., RICARD, M., D. 1995. Rate of Temperature Decay in Human Muscle Following 3 MHz Ultrasound: The Stretching Window Revealed. *Journal of Athletic Training* [on-line]. 30 (4), 304–307, [cit. 2020-04-02]. ISSN 1938-162X. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1317998/>.

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

EL-LEBBAN, N., G., HOPPER, C., BARBER, P. 1993. Ultrastructural finding of vascular degeneration on myositis ossificans circumscripta (fibrodysplasia ossificans). *Journal of Oral Pathology & Medicine* [on-line]. 22 (9), 428–431, [cit. 2020-05-06]. ISSN 1600-0714. Dostupné z: doi 10.1111/j.1600-0714.1993.tb00136.x.

ENGLER, A. J., SEN, S., SWEENEY, H., L., DISCHER, D., E. 2006. Matrix elasticity directs stem cell lineage specification. *Cell* [on-line]. 126(4), [cit. 2020-05-06]. ISSN 1097-4172. Dostupné z: doi 10.1016/j.cell.2006.06.044.

FERNÁNDEZ-PÉREZ, A., M., PERALTA-RAMÍREZ, M., I., PILAT, A., VILLAVARDE, C. 2008. Effects of myofascial induction techniques on physiologic and psychologic parameters: a randomized controlled trial. *Journal of Alternative and Complementary Medicine* [on-line]. 14, 807–811, [cit. 2020-05-27]. ISSN 1557-7708. Dostupné z: doi 10.1089/acm.2008.0117.

FINDLEY, T. W., SHALWALA, M. 2013. Fascia Research Congress evidence from the 100 year perspective of Andrew Taylor Still. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* [on-line]. 17, 356–364, [cit. 2020-03-07]. ISSN 1360-8592. Dostupné z: doi 10.1016/j.jbmt.2013.05.015.

FOLKOW, B., GELIN, L., E., LINDELL, S., E., STENBERG, K., THORÉN, O. 1962. Cardiovascular Reactions During Abdominal Surgery. *The Annals of Surgery* [on-line]. 156 (6), 905–913, [cit. 2020-05-27]. ISSN 1528-1140. Dostupné z: doi 10.1097/00000658-196212000-00007.

FRENCH, s. D., CAMERON, M., WALKER, B. F., REGGARS, J. W., ESTERMAN, A. J. 2006. a Cochrane review of superficial heat or cold for low back pain. *The Spine Journal* [on-line]. 31(9), 998–1006, [cit. 2020-04-02]. ISSN 529-9430. Dostupné z: 10.1097/01.brs.0000214881.10814.64.

FRIEDL, P. 2004. Dynamic imaging of cellular interactions with extracellular matrix. *Histochemistry and Cell Biology* [on-line]. 122(3), 183–190, [cit. 2020-02-14]. ISSN 1432-119X. Dostupné z: 10.1007/s00418-004-0682-0.

FROST, H. 1972. *The Physiology of Cartilaginous, Fibrous, and Bony Tissue (Orthopaedic Lectures)* (1st ed.). C. C. Thomas, ISBN 978-0398025625.

FROST, H. 2001. Does the anterior cruciate have a modeling threshold? a case for the affirmative. *Journal of Musculoskelal and Neuronal Interactions* [on-line]. 2(2), 131–136, [cit. 2020-03-22]. ISSN 1108-7161. Dostupné z: <http://ismni.org/jmni/pdf/6/frost2.pdf>.

FROST, H. 2003. New targets for fascial, ligament and tendon research: a perspective from the Utah paradigm of skeletal physiology. *Journal of Musculoskelal and Neuronal Interactions* [on-line]. 3(3), 201–209, [cit. 2020-03-22]. ISSN 1108-7161. Dostupné z: <http://www.ismni.org/jmni/pdf/13/03FROST.pdf>.

FUKUNAGA, T., KAWAKAMI, Y., KUBO, K., KANEHISA, H. 2002. Muscle and tendon interaction during human movements. *Exercise and Sport Sciences Reviews* [on-line]. 30 (3), [cit. 2020-04-02]. ISSN 1538-3008. Dostupné z: doi 10.1097/00003677-200207000-00003.

FULLER, R., B., MARKS, R., W. 1973. *The Dymaxion World of Buckminster Fuller*. Doubleday Anchor Books. ISBN 978-0385018043.

GALLOWAY, J. 2002. *Galloway's Book on running* (2nd ed.). California: Shelter Publications. ISBN 0936070277.

GANS, C., GAUNT, A., s. 1991. Muscle architecture in relation to function. *Journal of Biomechanics* [on-line]. 24 (1), 53–65, [cit. 2020-05-27]. ISSN 0021-9290. Dostupné z: doi 10.1016/0021-9290(91)90377-y.

GATEJ, I., POPA, M., RINAUDO, M. 2005. Role of the pH on hyaluronan behavior in aqueous solution. *Biomacromolecules* [on-line]. 6, 61–67, [cit. 2020-05-27]. ISSN 1526-4602. Dostupné z: doi 10.1021/bm040050m.

GEHLSSEN, G., M., GANION, L., R., HELFST, R. 1999. Fibroblast responses to variation in soft tissue mobilization pressure. *Medicine & Science in Sports & Exercise* [on-line]. 31, 531–535, [cit. 2020-05-08]. ISSN 0195-9131. Dostupné z: doi 10.1097/00005768-199904000-00006.

GRINNEL, F. 2009. Fibroblasts in three dimensional matrices: cell migration and matrix remodeling. *Experimental & Molecular Medicine* [on-line]. 41, [cit. 2020-05-08]. ISSN 2092-6413. Dostupné z: doi 10.3858/emm.2009.41.12.096.

GUIMBERTEAU, J., C., BAKHACH, J., PANCONI, B., ROUZAUD, s. 2007. a fresh look at vascularized flexor tendon transfers: concept, technical aspects and results. *Journal of Plastic, Reconstructive & Aesthetic Surgery* [on-line]. 60(7), 793–810, [cit. 2020-03-22]. ISSN 1748-6815. Dostupné z: doi 10.1016/j.bjps.2007.02.021.

HAMMER, E., I. 2008. The effect of mechanical load on degenerated soft tissue. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* [on-line]. 12, 246–256, [cit. 2020-05-08]. ISSN 1360-8592. Dostupné z: doi 10.1016/j.jbmt.2008.03.007.

HINZ, B., PHAN, S., H., THANNICKAL, V., J., PRUNOTTO, M., DESMOULIERE, A., VARGA, J. et al. 2012. Recent developments in myofibroblast biology paradigms for connective tissue remodeling. *The American Journal of Pathology* [on-line]. 180 (4), 1340–1355, [cit. 2020-05-08]. ISSN 0002-9440. Dostupné z: doi 10.1016/j.ajpath.2012.02.004.

HUIJING, P., A. 1999. Muscular Force Transmission: a Unified, Dual or Multiple System? a Review and Some Explorative Experimental Results. *Archives of Physiology and Biochemistry* [on-line]. 107 (4), 292–311, [cit. 2020-05-08]. ISSN 13813455. Dostupné z: doi 10.1076/13813455199908107041qft292.

HUIJING, P., A. 2002. Intra-, extra- and intermuscular myofascial force transmission of synergists and antagonists: effects of muscle length as well as relative position. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology* [on-line]. 2, 1–15, [cit. 2020-06-01]. ISSN 1793-6810. Dostupné z: doi 10.1142/S0219519402000496.

HUIJING, P., A. 2007. Epimuscular myofascial force transmission between antagonistic and synergistic muscles can explain movement limitation in spastic paresis. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology* [on-line]. 17(6), 708–724. [cit. 2019-05-28]. ISSN 1873-5711. Dostupné z: doi 10.1016/j.jelekin.2007.02.003.

HUIJING, P., A. 2009a. Epimuscular Myofascial Force Transmission: a Historical Review and Implications for New Research. International Society of Biomechanics Muybridge Award Lecture, Taipei, 2007. *Journal of Biomechanics* [on-line]. 42(1), 9-21, [cit. 2020-05-27]. ISSN 0021-9290. Dostupné z: doi 10.1016/j.jbiomech.2008.09.027.

HUIJING, P., A. 2009b. Epimuscular Myofascial Force Transmission and Intermuscular Interaction. In: Binder, M., D., Hirokawa, N., Windhorst, U. *Encyclopedia of Neuroscience*. Berlin: Springer, Heidelberg. ISBN 978-3-540-23735-8.

HUIJING, P., A. 2012a. Force transmission and muscle mechanics. In: SCHLEIP, R., FINDLEY T., W., CHAITOW L., HUIJING P. A. *Fascia: The Tensional Network of the Human Body*. Edinburgh: Churchill Livingstone Elsevier. ISBN 978-0-7020-3425-1.

HUIJING, P., A. 2012b. Myofascial force transmission. In: SCHLEIP, R., FINDLEY T., W., CHAITOW L., HUIJING P. A. *Fascia: The Tensional Network of the Human Body*. Edinburgh: Churchill Livingstone Elsevier. ISBN 978-0-7020-3425-1.

HUIJING, P., A., BAAN, G., C. 2001. Extramuscular myofascial force transmission within the rat anterior tibial compartment: proximo-distal differences in muscle force. *Acta Physiologica Scandinavica* [on-line]. 173 (3), 1–15, [cit. 2020-04-01]. ISSN 0001-6772. Dostupné z: doi 10.1046/j.1365-201X.2001.00911.x.

HUIJING, P., A., JASPERS, R., T. 2005. Adaptation of muscle size and myofascial force transmission: a review and some new experimental results. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports* [on-line]. 15(6), 349–380, [cit. 2020-05-02]. ISSN 0905-7188. Dostupné z: doi 10.1111/j.1600-0838.2005.00457.x.

HUIJING, P., A., MAAS, H., BAAN, G., C. 2003. Compartmental fasciotomy and isolating a muscle from neighbouring muscles interfere with extramuscular myofascial force transmission. *European journal of morphology* [on-line]. 256(3), 306–321, [cit. 2020-05-02]. ISSN 0362-2525. Dostupné z: doi 10.1002/jmor.10097.

HUIJING, P., A., VAN DE LANGENBERG, R., W., MEESTERS, J., J., BAAN, G., C. 2007. Extramuscular myofascial force transmission also occurs between synergistic muscles and antagonistic muscles. *Journal of Electromyography & Kinesiology* [on-line]. 17 (6), 680–689, [cit. 2020-05-08]. ISSN 1050-6411. Dostupné z: doi 10.1016/j.jelekin.2007.02.005.

HURSCHLER, C., VANDERBY, J., R., R., MARTINEZ D., A., VAILAS, A., C., TURNIPSEED, W., D. 1994. Mechanical and biochemical analyses of tibial compartment fascia in chronic compartment syndrome. *Annals of Biomedical Engineering* [on-line]. 22 (3), [cit. 2020-05-08]. ISSN 1521-6047. Dostupné z: doi 10.1007/BF02368234.

CHAITOW, L., COUGHLIN, P., FINDLEY, T., W., MYERS, T. 2012. Fascial palpation. In: SCHLEIP, R., FINDLEY, T., W., CHAITOW, L., HUIJING, P., A. *Fascia: The Tensional Network of the Human Body*. Edinburgh: Churchill Livingstone Elsevier. ISBN 978-0-7020-3425-1.

CHAITOW, L., DeLANY, J., W. 2000. *Clinical Application of Neuromuscular Techniques, Vol 1: Upper body* (2nd ed.). Edinburgh: Churchill Livingstone. ISBN 9780443074486.

CHAUNDHRY, H., SCHLEIP, R., JI, Z., BUKIET, B., MANEY, M., FINDLEY, T. 2008. Three-dimensional mathematical model for deformation of human fasciae in manual therapy. *The Journal of the American Osteopathic Association* [on-line]. 108 (8), 379–390, [cit. 2020-04-02]. ISSN 0098-6151. Dostupné z: doi 10.7556/jaoa.2008.108.8.379.

CHEN, C., S., INGBER, D., E. 1999. Tensegrity and mechanoregulation: from skeleton to cytoskeleton. *Osteoarthritis and Cartilage Therapies* [on-line]. 7(1), [cit. 2020-05-11]. ISSN 2665-9131. Dostupné z: doi 10.1053/joca.1998.0164.

IATRIDIS, J., C., WU J., YANDOW, J., A., LANGEVIN, H., M. 2003 Subcutaneous tissue mechanical behavior is linear and viscoelastic under uniaxial tension. *Connective tissue research* [on-line]. 44 (5), 208-217, [cit. 2020-05-08]. ISSN 0300-8207. Dostupné z: doi 10.1080/714040520.

INGBER, D., E. 1998. The Architecture of Life. *Scientific American* [on-line]. 278(1), 48-57, [cit. 2020-03-28]. ISSN 0036-8733. Dostupné z: doi 10.1038/scientificamerican0198-48.

INGBER, D., E. 2003. Tensegrity I. Cell structure and hierarchical systems biology. *Journal of cell science* [on-line]. 116(Pt 7), 1157-1173, [cit. 2020-03-28]. ISSN 1477-9137. Dostupné z: doi 10.1242/jcs.00359.

INGBER, D., E. 2008. Tensegrity and Mechanotransduction. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* [on-line]. 12 (3), [cit. 2020-05-11]. ISSN 1360-8592. Dostupné z: doi 10.1016/j.jbmt.2008.04.038.

JÄRVINEN, T., A., H., JÓZSA, L., KANNUS, P., JÄRVINEN, T., L., N., JÄRVINEN, M. 2002. Organization and distribution of intramuscular connective tissue in normal and immobilized skeletal muscles. *Journal of Muscle Research and Cell Motility* [on-line]. 23(3), 245–254, [cit. 2020-05-11]. ISSN 1573-2657. Dostupné z: doi 10.1023/a:1020904518336.

JENSEN, M. C., BRANT-ZAWADZKI, M.N., OBUCHLWSKI, N., et al. 1994. Magnetic resonance imaging of the lumbar spine in people without back pain. *The New England Journal of Medicine* [on-line]. 331(2), 69–73, [cit. 2020-03-02]. ISSN 1533-4406. Dostupné z: doi 10.1056/NEJM199407143310201.

JOHANSSON, B., SJÖLANDER, P., SOJKA, P. 1991. Receptors in the knee joint ligaments and their role in the biomechanics of the joint. *Critical Reviews in Biomedical Engineering* [on-line]. 18 (5), s. 341–368, [cit. 2020-05-27]. ISSN 1943-619X. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/2036801/>.

JUHAN, D. 1987. *Job's body*. NY: Barrytown, Station Hill Press, Barrytown. ISBN 9780882680477.

KAWAKAMI, Y., MURAOKA, T., ITO, S., KANEHISA, H. 2002. In vivo muscle fibre behaviour during counter-movement exercise in humans reveals a significant role for tendon elasticity. *The Journal of physiology* [on-line], 540 (Pt 2), [cit. 2020-03-02]. ISSN 1469-7793. Dostupné z: doi 10.1113/jphysiol.2001.013459.

KIRK, J., E., CHIEFFI, M. 1962. Variation with age in elasticity of skin and subcutaneous tissue in human individuals. *Journal of Gerontology* [on-line]. 17, 373-380, [cit. 2020-05-08]. ISSN 0022-1422 Dostupné z: 10.1093/geronj/17.4.373.

KJAER, M., LANGBERG, H., HEINEMEIER, K., et al. 2009. From mechanical loading to collagen synthesis, structural changes and function in human tendon *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports* [on-line]. 19 (4), 500–510, [cit. 2020-05-06]. ISSN 1600-0838. Dostupné z: doi 10.1111/j.1600-0838.2009.00986.x.

KLINGER, W. 2012. Temperature Effects on fascia. In: SCHLEIP, R., FINDLEY, T., W., CHAITOW, L., HUIJING, P., A. *Fascia: The Tensional Network of the Human Body*. Edinburgh: Churchill Livingstone Elsevier. ISBN 978-0-7020-3425-1.

KNEPPER, P., A., COVICI, S., FADEL, J., R., MAYANIL, C., S., RITCH, R. 1995. Surface tension properties of hyaluronic Acid. *Journal of Glaucoma* [on-line]. 4, 194–199, [2020-05-06]. ISSN 1057-0829. Dostupné z: doi 10.1097/00061198-199506000-00009.

KOIZUMI, K., BROOKS, C. 1972. The Integration of Autonomic System Reactions: a Discussion of Autonomic Reflexes, Their Control and Their Association With Somatic Reactions. *Ergebnisse der Physiologie, biologischen Chemie und experimentellen Pharmakologie* [on-line]. 67, 1–68, [cit. 2020-05-27]. ISSN 0080-2042. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/4574572/>.

KRAM, R., DAWSON, T., J. 1998. Energetics and biomechanics of locomotion by red kangaroos (*Macropus rufus*). *Comparative Biochemistry and Physiology Part B: Biochemistry and Molecular Biology* [on-line]. 120 (1), [cit. 2020-04-02]. ISSN 1096-4959. Dostupné z: doi 10.1016/s0305-0491(98)00022-4.

KUMKA, M., BONAR, J. 2012. Fascia: a morphological description and classification system based on a literature review. *Journal of the Canadian Chiropractic Association* [on-line]. 56 (3), 179–191, [cit. 2020-02-02]. ISSN 1715-6181. Dostupné z: <https://www.thefreelibrary.com/Fascia%3a+a+morphological+description+and+classification+system+based...-a0323660036>.

LANCEROTTO, L., STECCO, C., MACCHI, V., PORZIONATO, A., STECCO, A., DE CARO, R. 2011. Layers of the abdominal wall: anatomical investigation of subcutaneous tissue and superficial fascia. *Surgical and Radiologic Anatomy* [on-line]. 33, 835–842. [cit. 2020-05-09]. ISSN 1279-8517. Dostupné z: doi 10.1007/s00276-010-0772-8.

LANGEVIN, H. M., SHERMAN, K. J. 2007. Pathophysiological model for chronic low back pain integrating connective tissue and nervous system mechanisms. *Medical Hypothesis* [on-

line]. 68(1), 74–80, [cit. 2020-02-14]. ISSN 0306-9877 . Dostupné z: doi 10.1016/j.mehy.2006.06.033.

LANGEVIN, H., M. 2006. Connective tissue: a Body-wide signaling network? *Medical Hypothesis* [on-line]. 66, 1074–1077, [cit. 2020-05-08]. ISSN 0306-9877. Dostupné z: doi 10.1016/j.mehy.2005.12.032.

LANGEVIN, H., M., BOUFFARD, N., FOX, J., PALMER, B., M., WU, J., IATRIDIS, J., C., BARNES, W., D., BADGER, G., J., HOWE, A., K. 2009. Fibroblast Cytoskeletal Remodeling Contributes To Connective Tissue Tension. *Journal of Cellular Physiology* [on-line]. 226 (5), [cit. 2020-05-08]. ISSN 1097-4652, Dostupné z: doi 10.1002/jcp.22442.

LANGEVIN, H., M., STORCH, K., N., CIPOLLA, M., J., WHITE, S., L., BUTTOLPH, T., R., TAATJES, D., J. 2006. Fibroblast spreading induced by connective tissue stretch involves intracellular redistribution of alpha-and beta-actin. *Histochemistry and Cell Biology* [on-line]. 125 (5), 487–495, [cit. 2020-05-08]. ISSN 1432-119X. Dostupné z: doi 10.1007/s00418-005-0138-1.

LANGEVIN, H., M., YANDOW, J., A. 2002. Relationship of Acupuncture Points and Meridians to Connective Tissue Planes. *The Anatomical Record* [on-line]. 269 (6), 257–265, [cit. 2020-06-03]. ISSN 1932-8494. Dostupné z: doi 10.1002/ar.10185.

LEHMANN, J., F., MASOCK, A., J. WARREN, C., G., KOBLANSKI, J., N. 1970. Effect of therapeutic temperatures on tendon extensibility. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [on-line]. 51(8), 481–487, [cit. 2020-04-02]. ISSN 0003-9993. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/5448112>.

LESONDAK, D. 2017. *Fascia: What it is and why it matters*. UK: Handspring Publishing. ISBN 978-1-909141-551.

LEVIN, s. M. 2015. Tensegrity, The New Biomechanics. In: HUTSON, M., WARD, A. *Oxford Textbook of Musculoskeletal Medicine*. Oxford University Press. ISBN 978-0-19-967410-7.

LEVIN, s. M., 1981. 34th Annual Conference on Engineering in Medicine and Biology. The icosahedron as a biologic support system. *Alliance for Engineering in Medicine and Biology* [on-line]. , [cit. 2020-04-02]. Dostupné z: <http://www.biotensegrity.com/resources/icosas-as-biologic-support-system.pdf>.

LEVIN, S. M., MARTIN, D. C. 2012. Biotensegrity: The mechanics of fascia. In: SCHLEIP, R., FINDLEY T., W., CHAITOW, L., HUIJING, P., A. *Fascia: The Tensional Network of the Human Body*. Edinburgh: Churchill Livingstone Elsevier. ISBN 978-0-7020-3425-1.

LEWIS, G., J., PURSLOW, P., P. 1989. The strength and stiffness of perimysial connective tissue isolated from cooked beef muscle. *Meat Science* [on-line]. 26 (4), 255–269, [cit. 2020-05-08]. ISSN 0309-1740. Dostupné z: doi 10.1016/0309-1740(89)90011-9.

LI, M., LUAN, F., ZHAO, Y., HAO, H., ZHOU, Y., HAN, W., FU, X. 2016. Epithelial-mesenchymal transition: An emerging target in tissue fibrosis. *Experimental Biology and Medicine* [on-line]. 241, 1–13, [cit. 2020-05-08]. ISSN 1535-3699. Dostupné z: doi 10.1177/1535370215597194.

LI, W., AHN, A., C. 2011. Subcutaneous fascial bands: a qualitative and morphometric analysis. *PLOS One* [on-line]. 6 (9), [cit. 2020-05-09]. ISSN 1932-6203. Dostupné z: doi 10.1371/journal.pone.0023987.

LIEM, T., VOGT, R. 2012. Membranous structures within the cranial bowl and intraspinal space. In: SCHLEIP, R., FINDLEY, T., W., CHAITOW, L., HUIJING, P., A. *Fascia: The Tensional Network of the Human Body*. Edinburgh: Churchill Livingstone Elsevier. ISBN 978-0-7020-3425-1.

LIGHT, N., CHAMPION, A., E. 1984. Characterization of muscle epimysium, perimysium and endomysium collagens. *The Biochemical journal* [on-line]. 219 (3), 1017–1026, [cit. 2020-05-08]. ISSN 1470-8728. Dostupné z: doi 10.1042/bj2191017.

LINDSAY, M., ROBERTSON, C. 2008. *Fascia: Clinical applications for health and human performance*. N. Y: Delmar. ISBN 978-1418055691.

MAAS, H., BAAN, G., C., HUIJING, P., A. 2001. Intermuscular interaction via myofascial force transmission: effects of tibialis anterior and extensor hallucis longus length on force transmission from rat extensor digitorum longus muscle. *Journal of Biomechanics* [on-line]. 34 (7), 927–940, [cit. 2020-05-08]. ISSN 0021-9290. Dostupné z: doi 10.1016/s0021-9290(01)00055-0.

- MAAS, H., BAAN, G., C., HUIJING, P., A. 2004. Muscle force is determined also by muscle relative position: isolated effects. *Journal of Biomechanics* [on-line]. 37 (1), 99-110, [cit. 2020-05-08]. ISSN 0021-9290. Dostupné z: doi 10.1016/s0021-9290(03)00235-5.
- MAAS, H., JASPERS, R., T., BAAN, G., C., HUIJING, P., A. 2003. Myofascial force transmission between a single muscle head and adjacent tissues: length effects of head III of rat EDL. *Journal of Applied Physiology* [on-line], 95 (5), 2004–2013, [cit. 2020-05-27]. ISSN 1522-1601. Dostupné z: doi 10.1152/jappphysiol.00220.2003.
- MAAS, H., SANDERCOCK, T., G. 2010. Force transmission between synergistic skeletal muscles through connective tissue linkages. *Journal of Biomedicine and Biotechnology* [on-line]. ID 575672, [cit. 2020-05-27]. ISSN 1110-7243. Dostupné z: doi 10.1155/2010/575672.
- MANDELBROT, B. 1982. *The Fractal Geometry of Nature* (2nd ed.). US: W. H. Freeman and Co. ISBN 978-0716711865.
- MATTEINI, P., DEI, L., CARRETTI, E., VOLPI, N., GOTI, A., PINI, R. 2009. Structural behavior of highly concentrated hyaluronan. *Biomacromolecules* [on-line]. 10, 1516–1522, [cit. 2020-05-27]. ISSN 1526-4602. Dostupné z: doi 10.1021/bm900108z.
- McCRACKEN, T. 1999. *New Atlas of Human Anatomy*. China: Metro Books. ISBN 1-5866-3097-0.
- McGRATH, J., A., EADY, R., A., POPE, F., M. 2004. *Rook's Textbook of Dermatology* (7th ed.). Oxford: Plackwell Publishing. ISBN9780470750520.
- MEERT, G. F. 2006. *Das venöse und lymphatische System aus osteopathischer Sicht*. Munich: Elsevier. ISBN 978-3437576201.
- MEERT, G., F. 2012 Fluid dynamincs in fascial tissues. In: SCHLEIP, R., FINDLEY, T., W., CHAITOW, L., HUIJING, P., A. *Fascia: The Tensional Network of the Human Body*. Edinburgh: Churchuill Livingstone Elsevier. ISBN 978-0-7020-3425-1.
- MILZ, S., BENJAMIN, M., PUTZ, R. 2005. Molecular parameters indicating adaptation to mechanical stress in fibrous connective tissue. *Advances in Anatomy, Embryology and Cell Biology* [on-line]. 178, 1–71, [cit. 2020-03-12]. ISSN 0301-5556. Dostupné z: doi 10.1007/3-540-27832-X.

MITCHELL, J., H., SCHMIDT, R., F. 1977. Cardiovascular reflex control by afferent fibers from skeletal muscle receptors. *Comprehensice physiology* [on-line]. Section 2, Vol. II, Part 2, s. 623–658, [cit. 2020-03-02]. ISSN 20404603. Dostupné z: doi 10.1002/cphy.cp020317.

MIYAMOTO, J., NAGASAO, T., MIYAMOTO, S., NAKAJIMA, T. 2009. Biomechanical analysis of stresses occurring in vertical and transverse scars on the lower leg. *Plastic and Reconstructive Surgery* [on-line]. 124, 1974–1979, [cit. 2020-03-02]. ISSN 1529-4242. Dostupné z: doi 10.1097/PRS.0b013e3181bcf137.

MOORE, K., PERSAUD, T. 1999. *The Developing Human* (6th ed.) London: W. B. Saunders. ISBN 978-0721669748.

MÜLLER, D., G., SCHLEIP, R. 2012. Fascial Fitness. In: SCHLEIP, R., FINDLEY, T., W., CHAITOW, L., HUIJING, P., A. *Fascia: The Tensional Network of the Human Body*. Edinburgh: Churchill Livingstone Elsevier. ISBN 978-0-7020-3425-1.

MURAOKA, T., OMURO, K., WAKAHARA, T., FUKUNAGA, T., KANOSUE, K. 2005. Influence of muscle cooling on the passive mechanical properties of the human gastrocnemius muscle. *Conference proceedings: ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* [on-line]. 1(1), 19–21, [cit. 2020-04-02]. ISSN 1557-170X. Dostupné z: doi 10.1109/IEMBS.2005.1616331.

MYERS, T. W. 2009. *Anatomy trains: myofascial meridians for manual and movement therapists* (2nd ed.). New York: Elsevier. ISBN 9780443102837.

NAKAJIMA, H., IMANISHI, N., MINABE, T., KISHI, K. AISO, s. 2004. Anatomical study of subcutaneous adipofascial tissue: a concept of protective adipofascial system (PAFS) and lubricant adipofascial systém (LAFS). *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery and Hand Surgery* [on-line]. 38(5), 261–266, [cit. 2020-04-28]. ISSN 0284-4311. Dostupné z: doi 10.1080/02844310410029543.

NEUBERGER, A., SLACK, H., G., B. 1953. The metabolism of collagen from liver, bone, skin and tendon in the normal rat. *Biochemical Journal* [on-line]. 53 (1), 47–52, [cit. 2020-05-06]. ISSN 1470-8728. Dostupné z: doi 10.1042/bj0530047.

NISHIMURA, T., HATTORI, A., TAKAHASHI, K. 1994. Ultrastructure of the intramuscular connective tissue in bovine skeletal muscle. a demonstration using the cell-maceration/scanning electron microscope method. *Acta Anatomica* [on-line]. 151(4), 250–257, [cit. 2020-05-08]. ISSN 0001-5180. Dostupné z: doi 10.1159/000147671.

OLAUSSON, H., WESSBERG, J., MORRISON, I., MCGLONE, F., VALLBO, A. 2010. The neurophysiology of unmyelinated tactile afferents. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews* [on-line]. 34 (2), 185–191, [cit. 2020-05-28]. ISSN 1873-7528. Dostupné z: doi 10.1016/j.neubiorev.2008.09.011.

OSCHMAN, J., L. 2012. Fascia as a body-wide communication system. In: SCHLEIP, R., FINDLEY, T., W., CHAITOW, L., HUIJING, P., A. *Fascia: The Tensional Network of the Human Body*. Edinburgh: Churchill Livingstone Elsevier. ISBN 978-0-7020-3425-1.

PAOLETTI, S., 2006. *The fasciae: anatomy, dysfunction and treatment*. English ed. Seattle: Eastland Press. ISBN 093961653X.

PAVAN, P., G., STECCO, A., STERN, R., STECCO, C. 2014. Painful connections: densification versus fibrosis of fascia. *Current Pain and Headache Reports* [on-line]. 18(8), [cit. 2020-05-09]. ISSN 1534-3081. Dostupné z: doi 10.1007/s11916-014-0441-4.

PIEHL-AULIN, K., LAURENT, C., ENGSTRÖM-LAURENT, A., HELLSTRÖM, S., HENRIKSSON, J. 1985. Hyaluronan in human skeletal muscle of lower extremity: concentration, distribution, and effect of exercise. *Journal of Applied Physiology* [on-line]. 71, 2493–2498, [cit. 2020-05-09]. ISSN 8750-7587. Dostupné z: doi 10.1152/jappl.1991.71.6.2493.

PILAT, A. Myofascial induction approaches. 2012. In: SCHLEIP, R., FINDLEY, T., W., CHAITOW, L., HUIJING, P., A. *Fascia: The Tensional Network of the Human Body*. Edinburgh: Churchill Livingstone Elsevier. ISBN 978-0-7020-3425-1.

PISCHINGER, A. 2007. *The extracellular matrix and ground regulation*. Berkeley: North Atlantic Books. ISBN 9781556436888.

PURSLOW, P., P. 1989. Strain-induced reorientation of an intramuscular connective tissue network: implications for passive muscle elasticity. *Journal of Biomechanics* [on-line]. 22 (1), 21–31, [cit. 2020-05-08]. ISSN 0021-9290. Dostupné z: doi 10.1016/0021-9290(89)90181-4.

PURSLOW, P., P. 1999. The intramuscular connective tissue matrix and cell-matrix interaction in relation to meat toughness. *Proceedings of the 45th International Congress of Meat Science and Technology, Yokohama, Japan* [on-line]. 4-L1 (vol.1), 210–219, [cit. 2020-05-09]. Dostupné z:

https://www.researchgate.net/publication/266013458_The_intramuscular_connective_tissue_matrix_and_cell-matrix_interaction_in_relation_to_meat_toughness.

PURSLOW, P., P. 2002. The structure and functional significance of variations in the connective tissue within muscle. *Comparative Biochemistry and Physiology Part A: Molecular & Integrative Physiology* [on-line]. 133 (4), [cit. 2020-05-11]. ISSN 1095-6433. Dostupné z: doi 10.1016/s1095-6433(02)00141-1.

PURSLOW, P., P. 2010. Muscle Fascia and Force Transmission. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* [on-line]. 14, 411–417, [cit. 2019-05-28]. ISSN 1360-8592. Dostupné z: doi 10.1016/j.jbmt.2010.01.005.

PURSLOW, P., P., DELAGE, J., P. 2012. General anatomy of the muscle fasciae. In: SCHLEIP, R., FINDLEY T., W., CHAITOW, L., HUIJING, P., A. *Fascia: The Tensional Network of the Human Body*. Edinburgh: Churchill Livingstone Elsevier. ISBN 978-0-7020-3425-1.

REED, R. K., LIDEN, A., RUBIN, K. 2010. Edema and fluid dynamics in connective tissue remodelling. *Journal of Molecular and Cellular Cardiology* [on-line]. 48(3), 518–523, [cit. 2020-04-02]. ISSN 0022-2828. Dostupné z: doi 10.1016/j.yjmcc.2009.06.023.

RIJKELIJKHUIZEN, J., M., BAAN, G., C., DE HAAN, A., DE RUITER, C., J., HUIJING, P., A. 2005. Extramuscular myofascial force transmission for in situ rat medial gastrocnemius and plantaris muscles in progressive stages of dissection. *Journal of Experimental Biology* [on-line]. 208 (Pt 1), 129–140, [cit. 2020-05-28]. ISSN 1477-9145. Dostupné z: doi 10.1242/jeb.01360.

RIJKELIJKHUIZEN, J., M., MEIJER, H., J., BAAN, G., C., HUIJING, P., A. 2007. Myofascial force transmission also occurs between antagonistic muscles located within opposite compartments of the rat lower hind limb. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [on-line]. 17 (6), 690–697, [cit. 2020-05-28]. ISSN 1050-6411. Dostupné z: doi 10.1016/j.jelekin.2007.02.004.

ROLF, I., P. 1977. *Rolfing: The Integration of Human Structures*. Santa Monica: Dennis Landman Pub. ISBN 978-0930422103.

ROSS, T., D., COON, B., G., YUN, S., BAEYENS, N., TANAKA, K., OUYANG, M., SCHWARTZ, M., A. 2013. Integrins in mechanotransduction. *Current Opinion in Cell Biology* [on-line]. 25(5), 613–618, [cit. 2020-04-02]. ISSN 0955-0674. Dostupné z: 10.1016/j.ceb.2013.05.006.

RUSZCZAK, Z. 2003. Effect of collagen matrices on dermal wound healing. *Advanced Drug Delivery Reviews* [on-line]. 55, 1595–1611, [cit. 2020-04-02]. ISSN 1872-8294. Dostupné z: doi 10.1016/j.addr.2003.08.003.

SAWICKI, G., S., LEWIS, C., L., FERRIS, D., P. 2009. It pays to have a spring in your step. *Exercise and Sport Sciences Reviews* [on-line]. 37 (3), [cit. 2020-04-02]. ISSN 1538-3008. Dostupné z: doi 10.1097/JES.0b013e31819c2df6.

SHEEHAN, N. J. 2020. Magnetic resonance imaging for low back pain: indications and limitations. *Annals of the Rheumatic Diseases* [on-line]. 69(1), 7–11, [cit. 2020-03-02]. ISSN 1468-2060. Dostupné z: doi 10.1136/ard.2009.110973.

SHOCKETT, S., FINDLEY, T. 2019. Findings from the frontiers of fascia research: Insights into ‘inner space’ and implications for health. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* [on-line]. 23, 101 - 107, [cit. 2019-05-11]. ISSN 1360-8592. Dostupné z: doi 10.1016/j.jbmt.2018.12.001.

SHYY, J., Y., CHIEN, S. 1997. Role of integrins in cellular responses to mechanical stress and adhesion. *Current Opinion in Cell Biology* [on-line]. 9 (5), 707–713, [cit. 2020-05-08]. ISSN 0955-0674. Dostupné z: doi10.1016/s0955-0674(97)80125-1.

SCHLEIP, R. 2003. Fascial plasticity - a new neurobiological explanation. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* [on-line]. 7(1), [cit. 2020-02-12]. ISSN 1360-8592. Dostupné z: doi 10.1016/S1360-8592(02)00067-0.

SCHLEIP, R. 2011. Fascia as a sensory organ. In: DALTON, D. *Dynamic Body® Exploring Form, Expanding Function*. Freedom from Pain Institute. ISBN 0615279392.

SCHLEIP, R., DUERSELEN, L., VLEEMING, A., NAYLOR, I. L., LEHMANN-HORN, F., ZORN, A., JAEGER, H., KLINGER, W. 2012. Strain hardening of fascia: Static stretching of dense fibrous connective tissues can induce a temporary stiffness increase accompanied by enhanced matrix hydration. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* [on-line]. 16 (1), 94-100, [cit. 2020-04-02]. ISSN 1360-8592. Dostupné z: doi 10.1016/j.jbmt.2011.09.003.

SCHLEIP, R., GABBIANI, G., WILKE, J., NAYLOR, I., HINZ, B., ZORN, A., et al. 2019. Fascia is able to actively contract and may thereby influence musculoskeletal dynamics: a histochemical and mechanographic investigation. *Frontiers in Physiology* [on-line]. 10, [cit. 2020-05-08]. ISSN 1664-042X. Dostupné z: doi 10.3389/fphys.2019.00336.

SCHLEIP, R., JÄGER, H. 2012. Interoception. In: SCHLEIP, R., FINDLEY, T., W., CHAITOW, L., HUIJING, P., A. *Fascia: The Tensional Network of the Human Body*. Edinburgh: Churchill Livingstone Elsevier. ISBN 978-0-7020-3425-1.

SCHLEIP, R., KLINGER, W. 2008. Fascial Strain Hardening Correlates with Matrix Hydration Changes. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* [on-line]. 12 (4), [cit. 2020-05-11]. ISSN 1360-8592. Dostupné z: doi 10.1016/j.jbmt.2008.04.004.

SCHLEIP, R., KLINGLER, W., LEHMANN-HORN, F. 2005. Active fascial contractility: Fascia may be able to contract in a smooth muscle-like manner and thereby influence musculoskeletal dynamics. *Medical Hypothesis* [on-line]. 65 (2), [cit. 2020-05-08]. ISSN 0306-9877. Dostupné z: doi 10.1016/j.mehy.2005.03.005.

SCHLEIP, R., VLEEMING, A., LEHMANN-HORN, F., KLINGLER, W. 2007. Letter to the Editor concerning „A hypothesis of chronic back pain: ligament subfailure injuries lead to muscle control dysfunction“ (M. Panjabi). *European Spine Journal* [on-line]. 16(10), 1733–1735, [cit. 2020-03-02]. ISSN 1432-0932. Dostupné z: doi 10.1007/s00586-006-0298-2.

SCHWIND, P. 2006. *Fascial and Membrane Technique*. Edinburgh: Churchill Livingstone. ISBN 978-0-443-10219-6.

SIMMONDS, N., MILLER, P., GEMMELL, H. 2012. a theoretical framework for the role of fascia in manual therapy. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* [on-line]. 16 (1), 83–93, [cit. 2020-05-27]. ISSN 1360-8592. Dostupné z: doi 10.1016/j.jbmt.2010.08.001.

SKANDALAKIS, J., E., SKANDALAKIS, P., N., SKANDALAKIS, L., J., SKANDALAKIS, J. 2002. *Surgical Anatomy and Technique* (2nd ed.). Atlanta, GA: Springer. ISBN 0-387-98752-5.

SMEULDERS, M., J., KREULEN, M. 2007. Myofascial force transmission and tendon transfer for patients suffering from spastic paresis: a review and some new observations. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology* [on-line]. 17 (6), 644–656, [cit. 2019-05-28]. ISSN 1873-5711. Dostupné z: doi10.1016/j.jelekin.2007.02.002.

SOLOMONOW, M. 2009. Ligaments: a source of musculoskeletal disorders. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* [on-line]. 13(2), 136–154, [cit. 2020-05-11]. ISSN 1360-8592. Dostupné z: doi 10.1016/j.jbmt.2008.02.001.

STANDRING, S. 2008. *Gray's Anatomy, The Anatomical Basis of Clinical Practice* (41st ed.). Elsevier. ISBN 9780702071645.

STARKEY, C. 2013. *Therapeutic Modalities* (4th ed.). Philadelphia: F. A. Davis Company. ISBN 978-0803625938.

STAUBESAND, J., BAUMBACH, K., U., K., LI, K. 1997. La structure fine de l'aponévrose jambière. *Phlébologie* [on-line]. 50, 105–113, [cit. 2020-04-02]. ISSN 0939978X. Dostupné z: <https://www.semanticscholar.org/paper/La-structure-fine-de-l'apon%C3%A9vrose-jambi%C3%A8re-avec-et-Staubesand-Baumbach/fa167d1a680591cc5f12235d736aceaa8992818a>.

STECCO, A., GILLIAR, W., HILL, R., FULLERTON, B., STECCO, C. 2013. The anatomical and functional relation between gluteus maximus and fascia lata. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* [on-line]. 17(4), 512–517, [cit. 2020-05-11]. ISSN 1360-8592. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbmt.2013.04.004

STECCO, A., MENEGHINI, A., STERN, R., STECCO, C., IMAMURA, M. 2014. Ultrasonography in myofascial neck pain: randomized clinical trial for diagnosis and follow-up. *Surgical and Radiologic Anatomy* [on-line]. 36, 243–253, [cit. 2020-04-02]. ISSN 0930-1038. Dostupné z: doi 10.1007/s00276-013-1185-2.

STECCO, C. 2015. *Functional Atlas of the Human Fascial System*. Churchill Livingstone: Elsevier. ISBN 978-0-7020-4430-4.

STECCO, C., FEDE, C., MACCHI, V., PORZIONATO, A., PETRELLI, L., BIZ, C., STERN, R., RAFFAELE DE, C. 2018. The Fasciocytes: a New Cell Devoted to Fascial Gliding Regulation. *Clinical Anatomy* [on-line]. 31, 667–676, [cit. 2020-03-04]. ISSN 1098-2353. Dostupné z: 10.1002/ca.23072.

STECCO, C., GAGEY, O., MACCHI, V., PORZIONATO, A., DE CARO, R., ALDEGHERI, R., DELMAS, V. 2007. Tendinous muscular insertions onto the deep fascia of the upper limb. First part: anatomical study. *Morphologie* [on-line]. 91(292), [cit. 2020-05-11]. ISSN 1286-0115. Dostupné z: doi 10.1016/j.morpho.2007.05.001.

STECCO, C., SCHLEIP, R. 2016. a fascia and the fascial system. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* [on-line]. 20, 139–140, [cit. 2019-05-11]. ISSN 1360-8592. Dostupné z: doi 10.1016/j.jbmt.2015.11.012.

STEDMAN, T., L. 1995. *Stedman's Medical Dictionary* (26th ed.). Baltimore: Williams and Wilkins. ISBN 9780683079227.

STERZI, G., 1910. *Il tessuto sottocutaneo (tela subcutanea)*. Firenze: Luigi Niccolai.

STILWELL, D., L., Jr. 1957. Regional variations in the innervation of deep fasciae and aponeuroses. *Anatomical Record* [on-line]. 127 (4), 635–653, [cit. 2020-05-28]. ISSN 1932-8494. Dostupné z: doi 10.1002/ar.1091270402.

STREET, S., F. 1983. Lateral transmission of tension in frog myofibers: a myofibrillar network and transverse cytoskeletal connections are possible transmitters. *Journal of Cellular Physiology* [on-line]. 114 (3), 346–364, [cit. 2020-05-08]. ISSN 1097-4652, Dostupné z: doi 10.1002/jcp.1041140314.

TAYLOR, R., E., ZHENG, C., JACKSON, R., P., DOLL, J., C., SHAMLOO, A., HOLZBAUR, K., R., S., BEISER, T., KUHL, E. 2009. The Phenomenon of Twisted Growth: Humeral Torsion in Dominant Arms of High Performance Tennis Players. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* [on-line]. 12(1), 83–93, [cit. 2020-02-14]. ISSN 0045-7825. Dostupné z: doi 10.1080/10255840802178046.

THRELKELD, A., s. 1992. The effects of manual therapy on connective tissue. *Physical Therapy* [on-line]. 72, [cit. 2020-05-11]. ISSN 1538-6724. Dostupné z: doi 10.1093/ptj/72.12.893.

TØMMERAAS, K., MELANDER, C. 2008. Kinetics of hyaluronan hydrolysis in acidic solution at various pH values. *Biomacromolecules* [on-line]. 9, 1535–1540, [cit. 2020-05-11]. ISSN 1526-4602. Dostupné z: doi 10.1021/bm701341y.

TROTTER, J. A., PURSLOW, P., P. 1992. Functional morphology of the endomysium in series fibered muscles. *Journal of Morphology* [on-line]. 212 (2), 109–122, [cit. 2020-05-11]. ISSN 1097-4687. Dostupné z: doi 10.1002/jmor.1052120203.

TROTTER, J., A. 1993. Functional morphology of force transmission in skeletal muscle. a brief review. *Acta Anatomica* [on-line]. 146(4), 205–222, [cit. 2020-05-08]. ISSN 0001-5180. Dostupné z: doi 10.1159/000147459.

TROTTER, J., A., RICHMOND, F., J., PURSLOW, P., P. 1995. Functional morphology and motor control of series-fibered muscles. *Exercise and Sport Sciences Reviews* [on-line]. 23, 167–213, [cit. 2020-05-08]. ISSN 0091-6331. Dostupné z: https://journals.lww.com/acsm-essr/Citation/1995/00230/Functional_Morphology_and_Motor_Control_of.8.aspx.

TSAY, A., ALLEN, T., J., PROSKE, U., GIUMMARRA, M., J. 2015. Sensing the body in chronic pain: a review of psychophysical studies implicating altered body representation. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews* [on-line]. 52, 221–232, [cit. 2020-05-27]. ISSN 1873-7528. Dostupné z: doi 10.1016/j.neubiorev.2015.03.004.

TURRINA, A., MARTÍNEZ-GONZÁLEZ, M., A., STECCO, C. 2013. The muscular force transmission system: Role of the intramuscular connective tissue. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* [on-line]. 17 (1), 95–102, [cit. 2020-05-09]. ISSN 1360-8592. Dostupné z: doi 10.1016/j.jbmt.2012.06.001.

USUBA, M., MIYANAGA, Y., MIYAKAWA, S., MAESHIMA, T., SHIRASAKI, Y. 2006. Effect of heat in increasing the range of knee motion after the development of a joint contracture: an experiment with an animal model. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [on-line]. 87(2), 247–253, [cit. 2020-05-09]. ISSN 0003-9993. Dostupné z: doi 10.1016/j.apmr.2005.10.015.

VAN DEN BERG, F. 2012a. Extracellular matrix. In: SCHLEIP, R., FINDLEY, T., W., CHAITOW, L., HUIJING, P., A. *Fascia: The Tensional Network of the Human Body*. Edinburgh: Churchill Livingstone Elsevier. ISBN 978-0-7020-3425-1.

VAN DEN BERG, F. 2012b. Physiology of fascia. In: SCHLEIP, R., FINDLEY, T., W., CHAITOW, L., HUIJING, P., A. *Fascia: The Tensional Network of the Human Body*. Edinburgh: Churchill Livingstone Elsevier. ISBN 978-0-7020-3425-1.

VAN DER WAL, J. 2009. The architecture of the connective tissue in the musculoskeletal system - an often overlooked functional parameter as to proprioception in the locomotor apparatus. *International Journal of Therapeutic Massage & Bodywork* [on-line]. 2(4), 9–23, [cit. 2020-02-02]. ISSN 1916-257X. Dostupné z: doi 10.3822/ijtmb.v2i4.62.

VAN DER WAL, J., C. 2012. Proprioception. In: SCHLEIP, R., FINDLEY, T., W., CHAITOW, L., HUIJING, P., A. *Fascia: The Tensional Network of the Human Body*. Edinburgh: Churchill Livingstone Elsevier. ISBN 978-0-7020-3425-1.

VARELA, F., FRENK, S. 1987. The organ of form: towards a theory of biological shape. *Journal of Social and Biological Structures* [on-line]. 10 (1), 73–83, [cit. 2020-05-08]. ISSN 0140-1750. Dostupné z: [https://doi.org/10.1016/0140-1750\(87\)90035-2](https://doi.org/10.1016/0140-1750(87)90035-2).

VIDOR, L., P., TORRES, I., L., MEDEIROS, L., F., DUSSÁN-SARRIA, J. A., DALL'AGNOL, L., DEITOS, A., BRIETZKE, A., LASTE, G., ROZISKY, J. R., FREGNI, F., CAUMO, W. 2014. Association of anxiety with intracortical inhibition and descending pain modulation in chronic myofascial pain syndrome. *BMC Neuroscience* [on-line]. 15, [cit. 2020-05-27]. ISSN 1471-2202. Dostupné z: doi 10.1186/1471-2202-15-42.

VUOKKO, K. 2002. Intramuscular Extracellular Matrix: Complex Environment of Muscle Cells. *Exercise and Sport Sciences Reviews* [on-line]. 30(1), 20–25, [cit. 2020-02-14]. ISSN 0091-6331. Dostupné z: doi 10.1097/00003677-200201000-00005.

WARREN, C., G., T., LEHMANN, J., F., KOBLANSKI, J., N. 1971. Elongation of rat tail tendon. Effect of load and temperature. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [on-line]. 52(10), 465–474, [cit. 2020-02-14]. ISSN 0003-9993. Dostupné z: doi <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/5116032>.

WILLARD, F., H. 2012. Somatic fascia. In: SCHLEIP, R., FINDLEY, T., W., CHAITOW, L., HUIJING, P., A. *Fascia: The Tensional Network of the Human Body*. Edinburgh: Churchill Livingstone Elsevier. ISBN 978-0-7020-3425-1.

WILLARD, F., H., FOSSUM, C., STANDLEY, P., R. 2010. The Fascial Systems of the Body. In: CHILA, A., G. *Foundations of Osteopathic Medicine* (3rd ed.). Lippincott Williams & Wilkins. ISBN 9780781766715.

WILLIAMS, P. 1995. *Gray's Anatomy* (38th ed.) Churchill Livingstone. ISBN 978-0443045608.

WÓJCIK, B., JABŁOŃSKI, M., GĘBALA, E., DRELICH, M. 2012. a comparison of effectiveness of fascial relaxation and classic model of patients rehabilitation after hip joint endoprosthesis. *Ortopedia Traumatologia Rehabilitacja* [on-line]. 14, [cit. 2020-05-09]. ISSN 1509-3492. Dostupné z: doi 10.5604/15093492.994499.

WOLFF, J., 1892. *Das Gesetz der Transformation der Knochen*. Berlin: Hirschwald. ISBN 978-3868056488.

WRIGHT, D., G., RENNELS, D., C. 1964. a Study of the Elastic Properties of Plantar Fascia. *The Journal of Bone and Joint Surgery* [on-line]. 46, 482–492, [cit. 2020-05-09]. ISSN 0021-9355. Dostupné z: https://journals.lww.com/jbjsjournal/pages/login.aspx?ReturnUrl=%2fbjsjournal%2fCitation%2f1964%2f46030%2fA_Study_of_the_Elastic_Properties_of_Plantar.2.aspx.

YAHIA, L., H., PIGEON, P., DESROSIERS, E., A. 1993. Viscoelastic properties of the human lumbodorsal fascia. *Journal of Biomedical Engineering* [on-line]. 15(5), 425–429, [cit. 2020-05-09]. ISSN 0141-5425. Dostupné z: doi 10.1016/0141-5425(93)90081-9.

YAHIA, L., RHALMI, S., NEWMAN, N., ISLER, M. 1992. Sensory innervation of human thoracolumbar fascia. An immunohistochemical study. *Acta Physiologica Scandinavica* [on-line]. 63(2), 195–197, [cit. 2020-04-01]. ISSN 0001-6772. Dostupné z: doi 10.3109/17453679209154822.

YUCESOY, C., A. 2010. Epimuscular myofascial force transmission implies novel principles for muscular mechanics. *Exercise and Sport Sciences Reviews* [on-line]. 38(3), 128–134, [cit. 2020-04-01]. ISSN 0091-6331. Dostupné z: doi 10.1097/JES.0b013e3181e372ef

YUCESYOY, C., A., BAAN, G., C., KOOPMAN, B., H., GROOTENBOER, H., J., HUIJING, P., A. 2005. Pre-strained epimuscular connections cause muscular myofascial force transmission to affect properties of synergistic EHL and EDL muscles of the rat. *Journal of Biomechanical Engineering* [on-line]. 127 (5), 819–828, [cit. 2020-05-08]. ISSN 1528-8951. Dostupné z: doi 10.1115/1.1992523.

YUCESYOY, C., A., KOOPMAN, H., F., J., M., GROOTENBOER, H., J., HUIJING, P., A. 2003. Effects of inter- and extramuscular myofascial force transmission on adjacent synergistic muscles: assessment by experiments and finite-element modeling. *Journal of Biomechanics* [on-line]. 36, 1797–1811, [cit. 2020-06-01]. ISSN 0021-9290. Dostupné z: doi 10.1016/s0021-9290(03)00230-6.

Seznam zkratek

cLBP	Chronická low back pain
ECM	Mezibuněčná hmota (extracelulární matrice)
EDL	M. extensor digitorum longus
EHL	M. extensor hallucis longus
EMG	Elektromyografie
GMax	M. gluteus maximus
HA	Kyselina hyaluronová
KOK	Kolenní kloub
KYK	Kyčelní kloub
LD	M. latissimus dorsi
PG	Proteoglykany
TLF	Thorakodorsální fascie
EDL	M. extensor digitorum longus
SCM	M. sternocleidomastoideus
TA	M. tibialis anterior

Seznam obrázků

Obrázek 1 Rozdělení subkutánní vrstvy (Stecco, 2015, s. 22).....	10
Obrázek 2 Role povrchových a hlubokých retinakul při posunu kůže po podkoží (Stecco, 2015, s. 45).....	11
Obrázek 3 Struktura hluboké fascie tvořené překříženými svazky kolagenních vláken (Müller, Schleip, 2012, s. 468).....	14
Obrázek 4 Uspořádání hluboké fascie trupu (Stecco, 2015, s. 57).....	15
Obrázek 5 Komponenty fascie (Lesondak, 2017, s. 8).....	17
Obrázek 6 Formace kolagenu (Myers, 2009, s. 18).....	18
Obrázek 7 Fibroblast (Friedl, 2004, s. 185).....	20
Obrázek 8 Umístění fasciocytů na povrchu jednotlivých podvrstev hluboké fascie (Stecco et al., 2018, s. 674).....	22
Obrázek 9 Mechanotransdukce (Lesondak, 2017, s. 12).....	24
Obrázek 10 Vrstvy pojivové tkáně periferního nervu (Ledondak, 2017, s. 75).....	33
Obrázek 11 CNS smyčka (Schleip, 2003).....	35
Obrázek 12 Reakce tensegritní struktury na zátěž (Myers, 2009, s. 47).....	38
Obrázek 13 Tensegritní model páteře (Flemons, 2008, www.intensiondesigns.com).....	38
Obrázek 14 Organizace kolagenních vláken epimysia (Purslow, 1999, s. 210–219).....	40
Obrázek 15 Proximo-distální rozdíl svalové síly (Huijing, 2012b, s. 118).....	42
Obrázek 16 Myofasciální přenos sil mezi svaly (Huijing, 2012b, s. 118).....	43