



Vysoké učení technické v Brně
Fakulta strojního inženýrství
Ústav konstruování

Brno University of Technology
Faculty of Mechanical Engineering
Institute of Machine and Industrial Design

VPLYV KYSELINY HYALURÓNOVEJ NA TRENIE A MAZANIE FASCIÍ

THE INFLUENCE OF HYALURONIC ACID ON FRICTION AND LUBRICATION
OF FASCIA

Ing. Alexandra Stred'anská

Pojednanie k štátnej doktorskej skúške
Discourse on the Dissertation Thesis

Brno 2022



Vysoké učení technické v Brně
Fakulta strojního inženýrství
Ústav konstruování

Brno University of Technology
Faculty of Mechanical Engineering
Institute of Machine and Industrial Design

VPLYV KYSELINY HYALURÓNOVEJ NA TRENIE A MAZANIE FASCIÍ

THE INFLUENCE OF HYALURONIC ACID ON FRICTION AND LUBRICATION
OF FASCIA

Ing. Alexandra Středanská

Autor práce
Author

doc. Ing. Martin Vrbka, Ph.D.

Vedoucí práce
Supervisor

Pojednání ke státní doktorské zkoušce
Discourse on the Dissertation Thesis

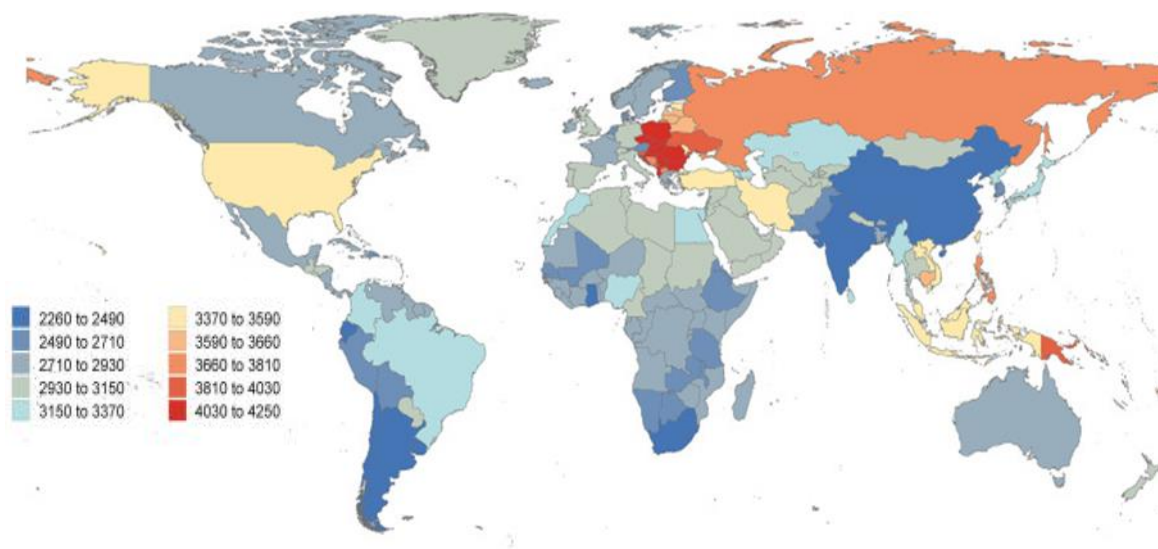
Brno 2022

OBSAH

| | | |
|-----------|--|-----------|
| 1 | ÚVOD | 7 |
| 2 | VYMEDZENIE RIEŠENEJ PROBLEMATIKY A PREDBEŽNÉHO CIEĽA DIZERTAČNEJ PRÁCE | 9 |
| 3 | ZHRNUTIE SÚČASNÉHO STAVU POZNANIA | 11 |
| 3.1 | Tribologické modely poddajných kontaktov | 12 |
| 3.2 | Biologické mazivá a vplyv kyseliny hyalurónovej v medicínskych aplikáciách in vitro | 22 |
| 4 | ANALÝZA, INTERPRETÁCIA A ZHODNOTENIE POZNATKOV ZÍSKANÝCH NA ZÁKLADE REŠERŠE | 28 |
| 5 | VYMEDZENIE CIEĽA DIZERTAČNEJ PRÁCE A NÁVRH SPÔSOBU JEJ RIEŠENIA | 31 |
| 5.1 | Zameranie dizertačnej práce | 31 |
| 5.2 | Vedecká otázka a pracovná hypotéza | 31 |
| 5.3 | Spôsob riešenia a použité metódy | 33 |
| 5.4 | Plán publikácií | 35 |
| 6 | SÚČASNÝ STAV RIEŠENIA DIZERTAČNEJ PRÁCE | 37 |
| 6.1 | Experimentálna aparátúra | 37 |
| 6.2 | Tribologický model fascie: Vplyv rýchlosti pohybu a materiállovej tuhosti | 38 |
| 6.3 | Tribologický model fascie: Vplyv geometrie kontaktnej dvojice a modelových materiálov fascií | 40 |
| 6.4 | Tribologické vlastnosti kyseliny hyalurónovej ako maziva | 44 |
| 7 | ZÁVER | 46 |
| 8 | SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ | 48 |
| 9 | ZOZNAM OBRÁZKOV A GRAFOV | 54 |
| 10 | ZOZNAM TABULIEK | 56 |
| 11 | ZOZNAM PUBLIKÁCIÍ | 57 |

1 ÚVOD

Boleť spodného chrbta je veľmi často vyskytujúci sa symptóm postihujúci všetky vekové kategórie, najčastejšie však ľudí v produktívnom veku. Prieskumy tvrdia, že 99,9 % dospelých trpelo aspoň raz v živote týmto problémom, pričom 23 % dospelých trpí chronickou bolesťou spodného chrbta, čiže bolesťou trvajúcou dlhšie ako šesť týždňov nepretržite. Pracovne neschopných, trpiacich bolesťou spodného chrbta, je 11-12 % dospelaj populácie [1]. Aj vďaka týmto číslam je bolesť spodného chrbta hodnotená ako celosvetovo najčastejšou príčinou zdravotnej nespôsobilosti. Má teda významne negatívny vplyv nielen na postihnutého jedinca, ale má tiež socioekonomické dopady na okolie chorého a celú spoločnosť [2], pretože liečba je nákladná (najmä v rozvinutých ekonomických štátoch), a je spojená s vysokými priamymi aj nepriamymi nákladmi, pričom tie nepriame sú výrazne vyššie [2].



Obr. 1. Štandardizované odhady výskytu bolesti krížov na 100 000 obyvateľov podľa krajiny v roku 2019 [3].

Nanešťastie, lekári v 85-90 % [4] prípadov u pacienta nešpecifikujú presnú príčinu jeho bolesti ako napr. degeneratívne či artritické zmeny chrbtice, vydraté medzistavcové platničky a iné, bežne medicínou uznávané príčiny bolesti viditeľné na CT, RTG snímkach alebo na snímkach z magnetickej rezonancie. Nedávny výskum však poukazuje na rolu thorakolumbálnej fascie (TLF) ako na príčinu vzniku tohto druhu bolesti [5]. TLF má vrstvy medzi ktorými pôsobí ako mazivo kyselina hyalurónová (HA). Za normálnych podmienok pomáha s prenosom síl medzi svalmi a s hladkým bezbolestným pohybom. Fascia je však tkanivo, ktoré sa mení na základe životného štýlu a zdravotného stavu, čo môže viesť k patologickým zmenám a bolesti. Na základe faktorov, ktoré fasciálne zmeny spôsobujú a budú uvedené v práci ďalej, je možné sa domnievať, že s odstránením bolesti a s obnovením klzávosti fasciálnych vrstiev by mohol pomôcť injekčne aplikovaný zdravotnícky prostriedok. S touto ideou prišla biotechnologická firma Contipro a.s., ktorá

oslovila skupinu biotribológie na FSI VUT s ponukou spoločného projektu. Aby však nezostalo iba pri myšlienkach, cieľom práce je vytvoriť verný tribologický model fascií, na ktorom bude možné skúmať niektoré faktory, ktorými sú napríklad pozmenená tuhosť tkaniva, ovplyvňujú trenie. Následne tak môžeme určiť kombináciu tých správnych vlastností HA vedúcim k nízkemu treniu, predať tieto informácie ďalej firme Contipro a.s., ktorá nadefinovaný prostriedok vyrobí a zaradí do klinickej skúšky. Behom piatich rokov by sa tak mal na trh dostať prostriedok, ktorý pomôže uľaviť od bolesti mnohým pacientom a tak ich vráti do normálneho života.

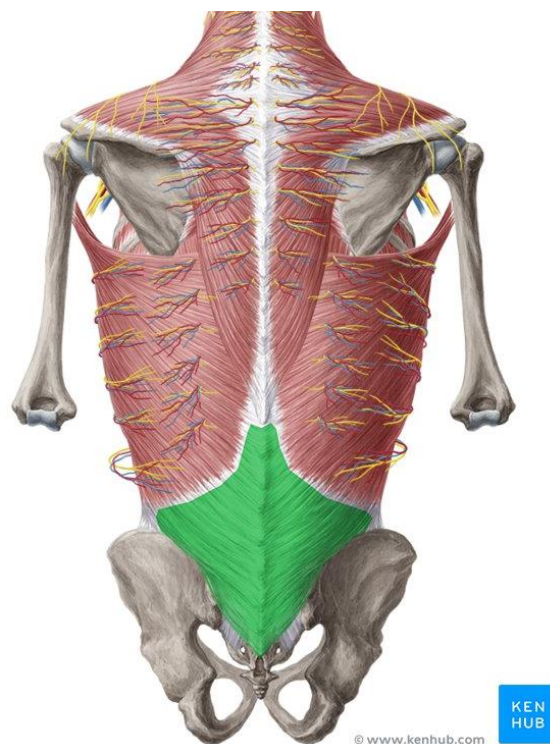
2 VYMEDZENIE RIEŠENEJ PROBLEMATIKY A PREDBEŽNÉHO CIEĽA DIZERTAČNEJ PRÁCE

Biotribológia je veda ktorá skúma trenie, mazanie a opotrebenie biologických systémov. Od kĺbných náhrad, cez spracovanie potravy, aplikáciu kozmetických prostriedkov, čistenia zubov, trenia kontaktných šošoviek až po vzájomné trenie vnútorných orgánov, pomáha zlepšiť kvalitu nášho života a našu bezpečnosť. Tak ako aj v iných sférach výskumu, či už ide o zdravotníctvo alebo strojárstvo, sa biotribológia snaží hľadať prostriedky, aby svoje problémy mohla skúmať v laboratórnych podmienkach. Dôvodom je nákladné, často nemožné testovanie skúmaných systémov v reálnom prostredí, ktoré navyše podlieha lekárskej etike. Preto existujú modely, ktoré sa snažia čo najvernejšie kopírovať realitu a umožňujú nám skúmať tribologické procesy napríklad v kĺboch, očiach, na koži či na jazyku. Nutné je však dodať, že aj napriek rozsiahlemu množstvu existujúcich modelov, neexistuje žiadny, ktorý by simuloval a skúmal ľudské fascie. A čo to vlastne tá fascia je? Azda najznámejšou fasciou je epymisium obklopujúce sval. Avšak fasciálny systém pokrýva celé ľudské telo, drží naše orgány, svaly, kosti, kĺby, cievy a nervy pohromade. Predstaviť si ho môžeme aj ako potápačský oblek, keď pohnete prstom na nohe pohyb sa donesie až k Vášmu ramenu.

Fascia je tkanivo zložené z 2-3 vrstiev kolagénových vlákien. Jej vrstvy sú od seba oddelené spojivovým tkanivom, ktoré obsahuje bunky objavené Carlou Stecco [6], nazvané fasciocyty. Tieto bunky, podobné fibroblastom, produkujú HA pričom umožňujú vrstvám fascií po sebe kĺzať a nás nič nebolí. Avšak, ako už bolo spomenuté v úvode, výskumy z posledných rokov hovoria o spojitosti TLF a bolesti spodného chrbta [7]. TLF je fascia nachádzajúca sa na spodnom chrbte v oblasti bedier a má tvar diamantu (Obr. 2). Skladá sa z dvoch listov, je plná nervových zakončení a nadväzuje na svaly chrbta a zadku. Jednotlivé vrstvy TLF často dopĺcajú na životný štýl svojho nositeľa, kedy dlhé sedenie či nesprávne držanie tela vedie k patologickým zmenám nazývaným fibróza a denzifikácia [5]. Zatiaľ čo fibróza mení fibrózne tkanivo a celú štruktúru fascie, výsledkom denzifikácie je zahustenie tkaniva a zmena jeho mechanických klzných vlastností. Na tieto zmeny telo reaguje zvýšenou produkciou HA, čo celý systém ešte viac zahltí a fascie zlepí k sebe. Je teda možné sa domnievať, že kombinácia vyššie spomenutých faktorov môže potencionálne viesť k zvýšenému treniu v kontakte fascia-fascia a tak spôsobovať bolesť. Avšak, aby sme niečo takéto mohli potvrdiť, je potrebné vyvinúť tribologický model ľudských fascií a skúmať podmienky ktoré ovplyvňujú tribologické procesy v zdravých a bolestivých fasciách.

Preto, je našim predbežným cieľom, na základe uvedeného, vývoj tribologického modelu ľudskej fascie. Následne, po vyvinutí vyhovujúceho modelu, je ďalším dielčím cieľom skúmať a pochopiť deje na tribologickej úrovni, ktoré chovanie fascií ovplyvňujú a vedú k vzniku bolesti. Dá sa predpokladať, že pochopenie zmien vo fasciách prinesie

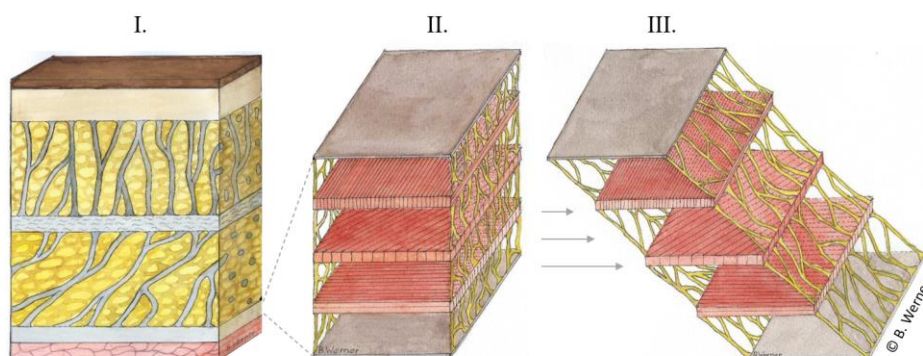
potencionálnu možnosť určiť optimálne vlastnosti HA ako maziva fasciálnych vrstiev, kedy by takto definovaná HA predstavovala zdravotnícky prostriedok injekčne aplikovaný medzi vrstvy hlbkej fascie a znižovala trenie, teda uľavovala od bolesti.



Obr. 2 TLF – zelená časť je vyznačená fascia pripomínajúca diamant.

3 ZHRNUTIE SÚČASNÉHO STAVU POZNANIA

Predmetom nášho záujmu je hlboká TLF. Nachádza sa pod kožou, medzi vrstvami tuku, superfaciálnou fasciou a svalom (Obr. 3- I.) a jej jednotlivé vrstvy sa po sebe šmykajú (Obr. 3 - II. a III.) mazané HA [6]. Dysfunkcia riedkeho spojivového tkaniva, ktoré sa medzi vrstvami nachádza a produkuje HA, znižuje kĺzavý potenciál fascie a prejavuje sa bolesťou [8, 9]. Ako ukazuje Langevin a kol. [7], šmykové napätie u pacientov s chronickou bolesťou spodného chrbta je až o 20 % nižšie ako u zdravého človeka.



Obr. 3 Fascia a jej vrstvy. I. Uloženie fascie pod kožou, tukom, superfaciálnou fasciou a znova tukom. II. Vrstvy hlbkej fascie. III. Kĺzavý potenciál vrstiev hlbkej fascie.

Skutočných príčin fasciálnej zmeny však môže byť mnoho. Na preťaženie svalstva, následkom nadmernej fyzickej aktivity, reaguje naše telo zvýšenou produkciou HA [10]. To vedie k zvýšenej viskozite riedkeho spojivového tkaniva a teda zvýšenej fasciálnej tuhosti [11]. Stuhnutá fascie nepracuje správne a bolí. Navyše, po nadmernom fyzickom výkone naše telo tvorí laktát. V prítomnosti kyseliny mliečnej vo fascii, sú kontrakcie myofibroblastov významne väčšie [12] a taktiež sa stimuluje syntéza kolagénu v tkanive [13]. Ďalej sa vďaka laktátu mení pH v našom svalstve na hodnotu 6,6, čo zvyšuje viskozitu HA až o 20 % [14]. Ďalšou príčinou, prečo sa naša fascie mení je naopak málo pohybu. HA je tixotropná látka. Ako ukazuje Dintenfass a kol. [15], aj synoviálna kvapalina má tixotropné a elastické vlastnosti, pričom jej viskozita klesá s rastúcou šmykovou rýchlosťou, ale jej tlakový odpor zostáva konštantný. Táto vlastnosť sa ukazuje byť kľúčovou pre riedke spojivé tkanivo a vysvetľuje, prečo málo pohybu znižuje kĺzavý potenciál fasciálnych vrstiev. Málo pohybu však človek nemá vždy iba vlastným pričinením, často ide ruka v ruku so zranením. Kombinácia týchto dvoch faktorov znižuje šmykovú rýchlosť o 52 %, zatiaľ čo málo pohybu osamote o 28 % [16]. Zranenie samotné potom vedie k hrubnutiu fasciálneho tkaniva [17].

No a nakoniec sú tu faktory, ktoré len ťažko ovplyvníme. Starnutie postihuje celé naše telo a ani fascie na tom nie sú inak. S rastúcim vekom fascie tuhnú [18] a množstvo kolagénu klesá [19]. Okrem starnutia môže ísť o rôzne choroby a hormonálne nerovnováhy, ako

napríklad taká cukrovka, ktorá znižuje produkciu kolagénu [20] a mení mechanické vlastnosti fascií [21].

Z tribologického hľadiska je zmena vlastností fascií a teda trecieho materiálu veľmi dôležitá. Bohužiaľ, v súčasnej dobe sa biomechanické štúdie príliš nezaobierajú zdravými ani zmenenými fasciami. Avšak na základe existujúcich publikácií ako je napríklad tá od McKeeho a kol. [22], ktorá rieši mechanické vlastnosti mäkkých tkanív ľudského tela, vieme určiť aspoň približný interval (Tab. 1) v ktorom sa tuhosť fascií pohybuje. Zaradiť ich tak môžeme do problematiky poddajných kontaktov [23], kde slovo poddajný znamená, že modul pružnosti aspoň jedného z kontaktných telies nepresahuje jednotky GPa.

Tab. 1 Porovnanie Youngovho modulu meraného v ťahu a indentačne [22].

| Tkanivo | Indentačný Y. modul (kPa) | Y. modul v ťahu (MPa) |
|-----------------|---------------------------|-----------------------|
| Koža | ~85 | ~30 |
| Obličky a pečeň | ~190 | ~10 |
| Sval | ~7 | ~480 |
| Šľacha | - | ~580 |
| Prsné tkanivo | ~8 | - |
| Žily a tepny | ~125 | ~2 |
| Očné belmo | - | ~2,7 |
| Rohovka | ~29 | ~3 |

3.1 Tribologické modely poddajných kontaktov

Vo všeobecnosti je trenie v kontakte mazaného systému výsledkom primárne hydrodynamických a povrchových síl. V hydrodynamickom režime mazania, kde tlak od kvapaliny a generovaná vztlaková sila sú dostatočne veľké na to, aby od seba oddelili mazané povrchy, je viskózný odpor kvapaliny považovaný za hlavný dôvod vzniku trecej sily [24]. V poddajných kontaktoch však môže tlak od kvapaliny generovať viskoelastické hysterézne straty, ktoré taktiež výrazne prispievajú k treniu. Podobne, avšak ešte významnejšie, hrá rolu viskozita maziva v medznom a zmiešanom režime mazania [25, 26]. V suchom kontakte sú trecie sily dané rušením adhézných väzieb, ktoré sa tvoria pri kontakte a podpovrchovými deformáciami, ktoré vznikajú z pohybu a normálovej sily.

Scaraggi a Persson [27] ukázali, že viskoelastické hysterézne straty generujú asymetrické tlakové pole od kvapaliny, čo môže ovplyvniť Stribeckovu krivku v širokom rozsahu

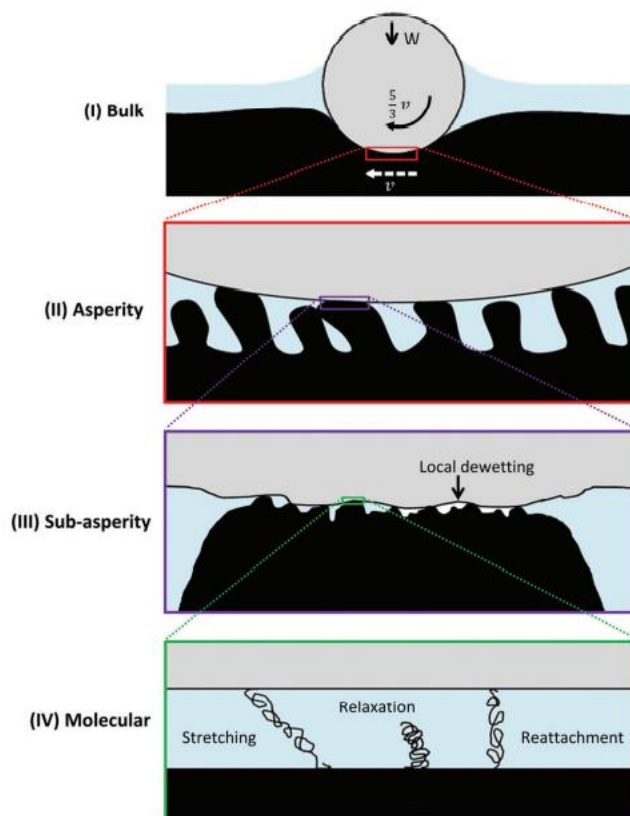
klzných rýchlostí a režimov mazania. Preto musia byť pre poddajné kontakty uvažované 4 zložky trecej sily:

- a) materiálový kontakt – šmyk,
- b) materiálový kontakt – valenie,
- c) mazaný kontakt – šmyk,
- d) mazaný kontakt – valenie.

Kde a) a b) ako zložky trecej sily reprezentujú šmykové trenie (adhéziu) medzi povrchmi a deformačné straty prameniace z povahy poddajných materiálov - elastomerov pre materiálový styk. V mazanom kontakte c) vzniká šmyková zložka trecej sily zo šmykového trenia vznikajúceho v kvapaline a pozostáva z Poiseuillej a Couettej zložky toku. Zložka d) vzniká kombináciou kvapalinovo-viskózných strát a strát daných deformáciou elastoméru, ktoré generuje mazivo. Nutne však dodať, že v tomto prípade je valivé trenie definované inak ako je zvykom, pretože vzniká aj pri čistom šmýkaní. Slovo valenie v tomto kontexte jednoducho reprezentuje ne-elastické javy objavujúce sa v celom kontakte. Vo viskoelastickom mazive sú to plastické deformácie (kvapalinovo-viskózne straty) ako aj hysterézne straty poddajného materiálu [28]. Preto je trenie merané za čistého sklzu, ktoré vykazuje extrémne malé šmykové napätia medzi povrchmi, takmer totožné s trením meraným za podmienok čistého valenia.

Konceptuálny model (Obr. 4) riešiaci deje v poddajnom kontakte ponúka Selway [29], pričom nadväzuje na prácu Scarragiho a Perssona [27]. Tvrdí, že v poddajnom kontakte koexistujú štyri viskoelastické mechanizmy mazania. Z makroskopického hľadiska (I) sú to hysterézne straty vznikajúce z objemových deformácií elastoméru, ktoré iniciujú normálová a šmykové sily, pôsobiace na povrch materiálu.

Vlastnosti maziva neprispievajú k treniu, pretože to vzniká vo vnútri materiálu, avšak veľkosť deformácie je ovplyvnená mechanizmami ako adhélia, ktorá nepriamo závisí na vlastnostiach maziva. Z hľadiska nerovností povrchu (II), asymetria tlaku od maziva medzi nerovnosťami tvorí ďalšie hysterézne straty v elastoméry. V závislosti na vrcholoch nerovností povrchu (III) nastáva lokálne odvlhčovanie a vytlačanie filmu z nominálnej kontaktnej plochy. Stupeň odvlhčovania a vytlačania závisí na viskozite a stupni zmáčavosti. Tento stupeň následne ovplyvňuje či bude prevládať trecia zložka spojená s materiálom alebo s mazivom. Na molekulárnej úrovni (IV) sa určuje trenie na rozhraní dané adhezívnymi väzbami medzi dvoma telesami, ktoré sa napínajú pri šmýkaní až pokým sa nerozpoja, nezrelaxujú a nepripoja znova. Ak je medzi kontaktnými telesami prítomný mazací film, viskozita maziva riadi tento molekulárny pohyb, čím sa vraciame do bodu (I).



Obr. 4 Konceptuálny model trecích mechanizmov pre poddajné kontakty [29].

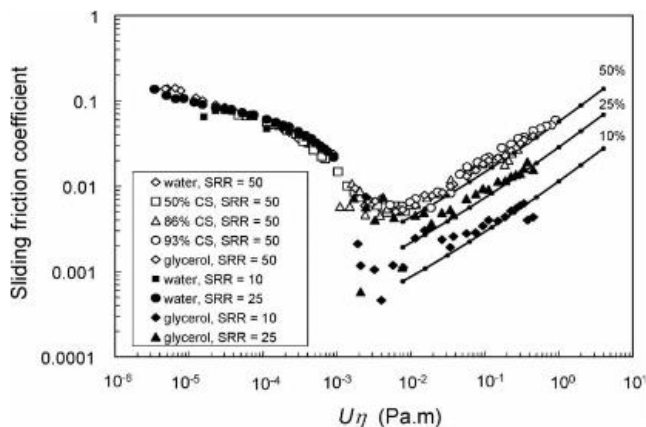
[30] **DE VICENTE, J., J. R. STOKES, H. A. SPIKES.** Rolling and sliding friction in compliant lubricated contact.

Publikácia skúma valivo-kĺzavé trenie mazaného poddajného kontaktu tvoreného oceľovou guľôčkou na silikónovom elastoméri pomocou tribometru MTM (mini traction machine) s meniacim sa SRR (slide-to-roll ratio). Normálová sila mala hodnotu 3 N, SRR 10, 25 a 50 %. Testovacie rýchlosti sa pohybovali v intervale 0,004-1,2 m.s⁻¹. Použité mazivá sú v Tab. 2.

Tab. 2 Použité mazivá v publikácii [30] a ich viskozita pri 35 °C.

| Mazivo | Dyn. viskozita pri 35 °C (Pa.s) |
|--------------------------|---------------------------------|
| Destilovaná voda | 0,000754 |
| 50 wt. % kukuričný sirup | 0,00696 |
| 86 wt. % kukuričný sirup | 0,2335 |
| 93 wt. % kukuričný sirup | 1,141 |
| Glycerol | 0,380 |

Záver: V kontakte, v ktorom sa telesá hýbu rozdielnou rýchlosťou t.j. kĺzavý alebo valivo-kĺzavý kontakt, šmykové trenie dominuje, avšak valivý príspevok trenia je stále prítomný. V kontakte za prítomnosti čistého valenia dominuje valivé trenie, no kĺzavá zložka je prítomná taktiež – vďaka mikropreklzom v medznej vrstve, kde rýchlosť telies nie je úplne zhodná. Toto potvrdzujú aj experimenty. Zaujímavejšie sú však výsledky hovoriace o vplyve SRR na trenie poddajného kontaktu. Ukazuje sa, že šmykové trenie (Obr. 5) je silne závislé na SRR v EHL režime, pričom v medznom a zmiešanom režime tento parameter žiaden vplyv nemá. Valivé trenie je od vplyvu SRR kompletne oslobodené.



Obr. 5 Závislosť šmykového trenia na SRR [30].

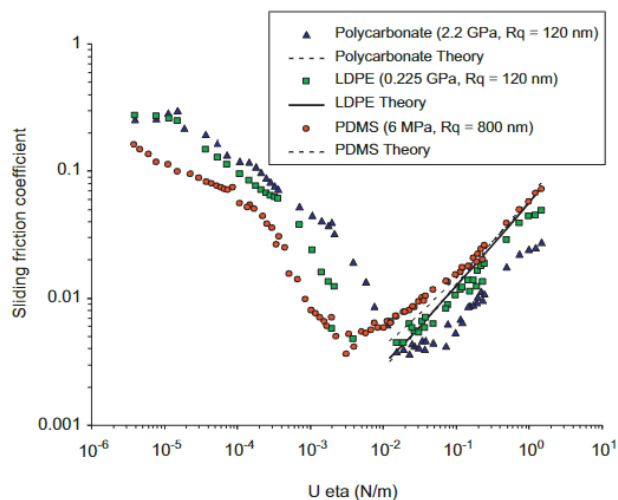
[31] **MYANT, C., H. A. SPIKES, J. R. STOKES.** Influence of load and elastic properties on the rolling and sliding friction of lubricated compliant contacts.

Publikácia skúma vplyv aplikovanej normálovej sily a elastických vlastností materiálu na MTM tribometri s využitím nerezovej guľôčky a polymérneho disku. Kĺzavé a valivé trenie skúma oddelene, následne ich porovnáva s teoretickými modelmi pre poddajný EHL režim a viskoelastické straty prameniace z deformácii v kontakte. Normálová sila mala hodnotu 0,5; 1; 3; 5 N, SRR 50 % a interval rýchlosti 5-1200 mm.s⁻¹.

Tab. 3 Použité mazivá v publikácii [31] a ich viskozita pri 35 °C.

| Mazivo | Dyn. viskozita pri 35 °C (Pa.s) |
|--------------------------|---------------------------------|
| Voda | 0,00075 |
| 75 wt. % glycerol | 0,017 |
| Glycerol | 0,382 |
| 95 wt. % kukuričný sirup | 2,45 |

Záver: Z výsledkov je zrejماً silná závislosť kĺzavého trenia na normálovej sile pre všetky režimy mazania. V medznom a zmiešanom režime trecí súčiniteľ rastie s klesajúcou silou. Keďže pri poddajných kontaktoch je kontaktná oblasť daná elastickou konformitou skôr než plastickými deformáciami nerovností povrchu, je táto závislosť očakávaná. Vplyv elastických deformácií bol skúmaný s troma polymérmi, pričom PDMS má najmenší redukovaný elastický modul G . S klesajúcim G súčiniteľ trenia v hydrodynamickom režime rastie. Keďže sa toto chovanie materiálu odlišuje od predikcie danej príspevkom Couetteovho trenia, autor uvádza vplyv elastických deformácií ako zanedbateľný.



Obr. 6 Závislosť trenia na redukovanom elastickom module elastoméru [31].

[32] **BONGAERTS, J. H. H., K. FOURTOUNI, J. R. STOKES.** Soft-tribology: Lubrication in a compliant PDMS-PDMS contact.

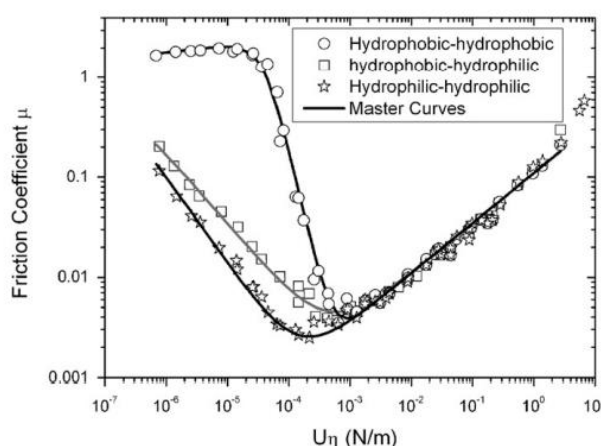
V trecej dvojici PDMS-PDMS je skúmaný vplyv drsnosti povrchu a hydrofóbie na mazanie poddajných kontaktov. Na experimenty je využitý MTM tribometer vykonávajúci valivo-kĺzavý pohyb pri SRR 50 %, s rýchlosťou $0,1-2400 \text{ mm}\cdot\text{s}^{-1}$ a normálovou silou 1,3 N. Testovacím materiálom je PDMS s Youngovým modulom 2,4 MPa. Mazivá a ich viskozity sú uvedené v Tab. 4.

Tab. 4 Použité mazivá v publikácii [32] a ich viskozita pri 35 °C.

| Mazivo | Dyn. viskozita pri 35 °C (mPa.s) |
|-------------------|----------------------------------|
| Voda | 0,725 |
| 30 wt. % glycerol | 1,48 |
| 70 wt. % glycerol | 12,4 |

| | |
|--------------------------|-------------------|
| 90 wt. % glycerol | 87,8 |
| 58 wt. % kukuričný sirup | 14,3 |
| 95 wt. % kukuričný sirup | $2,75 \cdot 10^3$ |
| Sľečnicový olej | 38,6 |

Záver: Namerané Stribeckove krivky pre rôzne drsné povrchy s rôznym hydrofóbnym efektom ukazujú, že ani jeden zo spomínaných vplyvov nemajú účinok v EHL režime. Avšak s rastúcou drsnosťou povrchu sa znižuje súčiniteľ trenia v medznom režime a rozširuje sa interval rýchlosti, v ktorom tento režim spolu so zmiešaným režimom pôsobia. Taktiež, s rastúcou drsnosťou povrchu vykazovali mazivá s vyššou viskozitou nižšie trenie. V medznom a zmiešanom režime mazania má ďalej veľký vplyv hydrofilný charakter mazaného povrchu. Mazivá na báze vody vykazujú menšiu príľnavosť k povrchu, čo vedie na nižší súčiniteľ trenia ako pri mazaní hydrofóbných povrchov. Výsledky ďalej ukázali spojitosť medzi kontaktným uhlom maziva a povrchu – s klesajúcim kontaktným uhlom trecí súčiniteľ klesá.

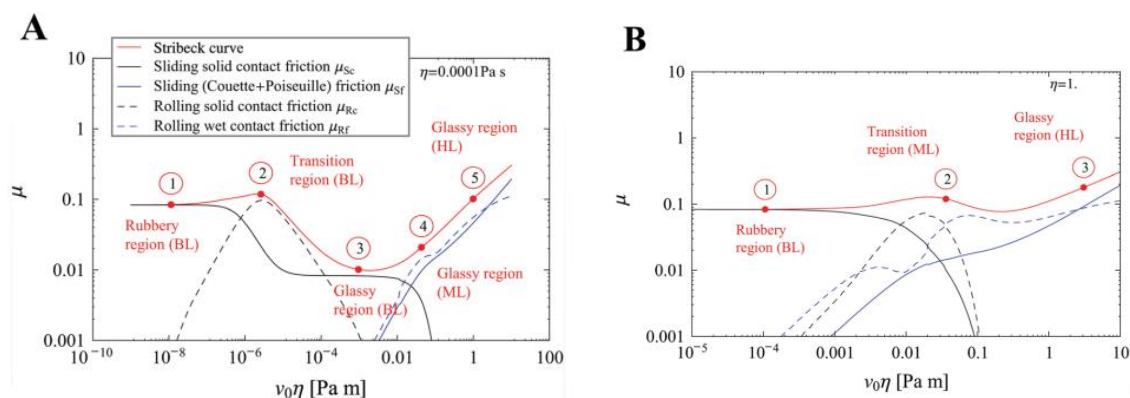


Obr. 7 Závislosť trenia na hydrofóbnom resp. hydrofilnom charaktere povrchu [32].

[27] **SCARAGGI, M., B. N. J. PERSSON.** Theory of viscoelastic lubrication.

Publikácia sa zaoberá mazaným kontaktom hladkého pevného valca na drsnej rovnej podložke s viskoelastickými vlastnosťami. Počíta valivé a šmykové trenie, študuje prechod medzi medzným režimom a EHL a predstavuje tak vplyv viskoelasticity na celú Stribeckovu krivku. Model taktiež predikuje závislosť dominancie jednotlivých zložiek trenia na viskozite maziva. Inak veľký príspevok má valivá zložka v suchom trení pre vysokoviskózne mazivo a inak pre nízkoviskózne mazivo, čo môže meniť tvar Stribeckovej krivky.

Záver: Na základe modelu môžeme povedať, že rastúca viskozita maziva generuje dodatočné hysterézne straty elastoméru vďaka tlaku maziva na vrcholky nerovností povrchu, vedúce k zvýšenému treniu v mazanom kontakte. V prípade drsného povrchu sa tento jav môže objaviť už za nízkych rýchlostí, čo môžeme pozorovať na obrázku modelu, v mieste kde sa zhodujú krivka suchého valivého trenia a mazaného valivého trenia. Práve toto prekrytie mení tvar výslednej Stribeckovej krivky, vrátane posunu bodu najvyššej hodnoty súčiniteľa trenia na vyššie rýchlosti – doprava po ose x .

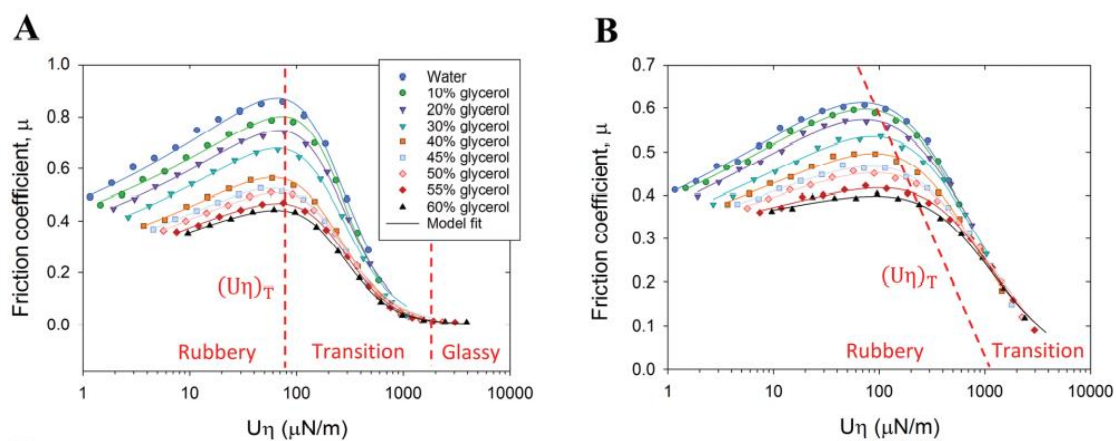


Obr. 8 Predikčný model trecích kriviek pre nízko (A) a vysoko (B) viskózne mazivá rešpektujúca režimy mazania poddajných kontaktov [27].

[29] SELWAY, N., V. CHAN, J. R. STOKES. Influence of fluid viscosity and wetting on multiscale viscoelastic lubrication in soft tribological contacts.

Publikácia používa model Scaraggiho a Perssona k popisu Stribeckových kriviek nameraných v kontaktnej dvojici, s aspoň jedným viskoelastickým hladkým alebo drsným členom. Ako mazivá používa škálu nariedeného glycerolu a vodu čím využíva široké spektrum viskozít. Štúdia využíva tribometer MTM a valivo-kĺzavý pohyb s SRR 50 % pri nízkom zaťažení 2 N.

Záver: Podľa nameraných dát, trenie s rastúcou viskozitou klesá. Za nízkych rýchlostí to znamená, že mazací film je stále v kontakte prítomný, s čím model [27] neráta. Má sa za to, že chybný predpoklad plynie predovšetkým z nedostatku existujúcich fyzikálnych modelov k popisu vytlačania filmu z kontaktu (squeeze out) a odvlhčovania (dewetting) nerovností pre rôzne drsné povrchy. Navyše model nezahŕňa ani závislosť rýchlosti odvlhčovania na viskoelastických hysterézných stratách. Viskozita maziva sa ďalej ukazuje byť kľúčová pri trení drsného verzus hladkého povrchu. Zdrsnený povrch vytvára kanáliky, ktoré umožňujú mazivu rýchly odtok z kontaktnej oblasti na jej hranice, hladký povrch uzamyká mazivo v kontaktnej oblasti a tvorí akýsi rezervoár, ktorý zaručuje prítomnosť maziva v kontakte. Preto je kritická rýchlosť pre hladké povrchy konštantná, pričom pre drsné povrchy sa jej hodnota posúva doprava po ose x s rastúcou viskozitou (Obr. 9).



Obr. 9 Stribeckove krivky pre hladký (A) a drsný (B) povrch elastoméru [29].

[33] **SADOWSKI P., S. STUPKIEWICZ.** Friction in lubricated soft-on-soft, hard-on-soft and soft-on-soft sliding contacts.

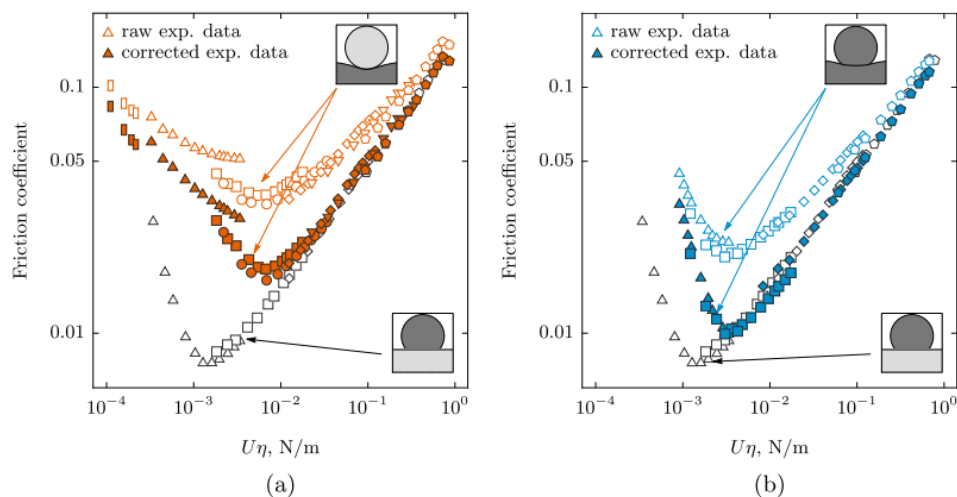
Publikácia porovnáva účinok konfigurácie resp. kombinácie poddajných a tuhých materiálov na trenie. Keďže pri poddajných členoch ovplyvňujú trenie najmä viskoelastické časovo závislé deformácie, autor používa teoretický model na výpočet hysteréznych strát a oslobodzuje tak trecí súčiniteľ od prírastku týchto „parazitných“ javov. Štúdiá využívajú ball-on-disk tribometer a kĺzavý pohyb bez valenia.

Tab. 5 Použité mazivá v publikácii [33], ich označenie a viskozita pri 35 °C.

| Mazivo | Značka | Dyn. viskozita pri 35 °C (Pa.s) |
|------------------|--------|---------------------------------|
| Destilovaná voda | □ | 0,00072 |
| OM 10 | △ | 0,00772 |
| OM 50 | □ | 0,0397 |
| OM 100 | ○ | 0,0785 |
| OM 300 | ◇ | 0,2687 |
| OM 1000 | ▽ | 0,7995 |
| OM 3000 | ◇ | 2,195 |

Záver: Konečný súčiniteľ trenia poddajného kontaktu sa skladá zo súčiniteľa trenia hysteréznych strát a povrchového – adhézneho súčiniteľa trenia. Po korekcii experimentálnych dát, odpočítaním hysteréznej zložky, sa ukázal byť vplyv konfigurácie

v EHL režime zanedbateľný (Obr. 10). Tvar Stribeckových kriviek a vplyv zaťaženia a šmykovej rýchlosti kopírujú klasické EHL teórie. Naopak v zmiešanom režime táto korekcia nefunguje a chová sa prípad od prípadu inak, nie len kvôli rôznej kombinácii materiálov ale aj odlišnej drsnosti. Výsledky skúmajúce vplyv drsnosti povrchu potvrdzujú štúdiu [32]. Prechod z EHL do zmiešaného režimu je daný drsnosťou povrchu. Rastúca drsnosť posúva bod prechodu na krivke smerom po ose x smerom doprava – k vyšším rýchlostiam.



Obr. 10 Závislosť trenia na konfigurácii kontaktnej dvojice (tmavý člen - poddajný, bledý člen tuhý) a korekcia surových dát odpočítaním príspevku od hysterézie [33].

[34] **QUINN, D., D. NEČAS, P. ŠPERKA, M. MARIAN, M. VRBKA, M. HARTL.** Experimental investigation of friction in compliant contact: The effect of configuration, viscoelasticity and operating conditions.

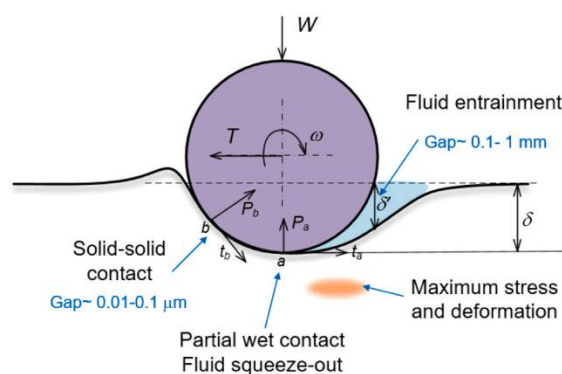
Publikácia skúma vplyv viskoelasticity a experimentálnych podmienok na trenie poddajných kontaktov s dôrazom na konfiguráciu materiálovej dvojice. Použitý je tribometer MTM s SRR 50, 100 a 150 %. Mazivami v publikácii sú 95 % glycerol, a dva minerálne oleje. Použité trecie vzorky pre pin aj disk sú PDMS a oceľ. Normálová sila je 1 N a rýchlosť 10-1500 mm.s⁻¹.

Záver: Skúmané boli tri konfigurácie materiálu kedy pin alebo disk, poprípade oba boli z poddajného materiálu PDMS. Vplyv viskoelasticity materiálu sa ukázal byť prítomný vo všetkých konfiguráciách, kedy v konfigurácii s poddajným diskom bol tento efekt najväčší – významne zvyšoval trenie nezávisle na viskozite maziva a SRR. Hodnoty SRR 50, 100 a 150 % navyšovali súčiniteľ trenia vo všetkých použitých konfiguráciách, pričom SRR ovplyvňovala valivé trenie.

[28] **YUAN X., B. CARTWRIGHT, L. ADVINCULA, C. MYANT, J. R. STOKES.** Generalised scaling law for soft contact tribology: Influence of load and asymmetric surface deformation.

Publikácia nadväzuje na štúdiu [31], ktorá popisuje vplyv elasticity a zaťaženia v trení poddajných kontaktov. Zaoberá sa skúmaním povrchových deformácií poddajných kontaktov spojenými s trakčnou a normálovou silou pomocou MKP analýzy. Model využíva vzťahy Hertzovej teórie pre kontaktnú oblasť pre ktorú platí Trescov trecí zákon.

Záver: Poddajný kontakt sa deformuje asymetricky, čo vytvára kavitu (Obr. 11) vznikajúcu na začiatku kontaktu. Toto umožňuje vťahovanie maziva do kontaktu, tzn. čiastočne mazaný kontakt, aj za podmienok pracujúcich v medznom režime. To znamená, že poddajný tribologický kontakt nie je úplne suchý ani za nízkych rýchlostí. Trenie sa tak stáva závislé nie len na kontakte teleso-teleso ale aj na dynamike vytáčania filmu z kontaktu. Maximálna veľkosť kavity závisí na normálovej sile resp. jej priamej úmere s exponentom vyjadrujúcej predpoklady Hertzovej teórie.



Obr. 11 Schéma silovej deformácie povrchu poddajného kontaktu v medznom režime mazania [28].

[35] **MAHDI D., A. RICHES, M. GESTER, J. YEOMANS, P. SMITH.** Rolling and sliding: Separation of adhesion and deformation friction and their relative contribution to total friction.

Publikácia sa zaoberá určením relatívneho príspevku adhézie a deformácie k celkovému valivému a klzavému treniu na poddajnom materiáli s viskoelastickými vlastnosťami a textúrou ľudskej kože. Použité boli dva piny s bodovým resp. líniovým kontaktom, zaťažené normálovou silou 0,7-1,45 resp. 1-3 N. Použitý m trecím materiálom bol Noryl, PTFE a hliník. Mazivom bol newtonský olej s dynamickou viskozitou 0,3 Pa.s. Klzná rýchlosť sa pohybovala v intervale 10-300 mm.s⁻¹.

Záver: Rozdiel prírastku adhézneho a deformačného trenia nameraného guľôčkovým a valcovým pinom sa ukázal ako zanedbateľný pre mazaný aj suchý kontakt. Dôležitým sa ale ukázal byť vplyv použitého materiálu v kontaktnej dvojici. V suchom trení je

príspevok adhézneho a deformačného trenia rovný 20 % prírastku pre Noryl a hliník a 30 % pre PTFE. V mazanom kontakte sa zdá byť vplyv materiálu zanedbateľný. Z výsledkov ďalej vyplýva, že v suchom kontakte nemá rýchlosť ani normálová sila žiadny vplyv. V mazanom ale naopak narastajúca sila a rýchlosť vedú k príspevku adhézneho a deformačného trenia v takej miere, že tvorí 50 % celkového trenia v kontakte.

3.2 Biologické mazivá a vplyv kyseliny hyalurónovej v medicínskych aplikáciách *in vitro*

Napriek tomu, že kapitola má pojednávať o biologických mazivách a vplyve HA v medicínskych aplikáciách *in vitro*, a bezpochyby bude, bolo by vhodné začať túto kapitolu uvedením pár publikácií, ktoré vykreslia už existujúce biotribologické modely. K tomuto účelu nepôjde priamo o rozbor článkov s výsledkami, skôr ako o ukážku existujúcich možností a práce vedeckých tímov.

[36] **WATRELOT A. A., T. L. KUHL, A. L. WATERHOUSE.** Friction forces of saliva and red wine on hydrophobic and hydrophylic surfaces. 2019.

[37] **EDMONDS. R. S., T. J. FINNEY, R. M. BULL, A. A. WATRELOT, T. L. KUHL.** Friction measurements of model saliva-wine solutions between polydimethylsiloxane surfaces. 2021.

Publikácie pracujú s biotribologickým modelom simulujúcim jazyk a podnebie, V prvej publikácii z roku 2019 simulujú tento kontakt pomocou sľudy, ktorá je tvrdým hydrofilným povrchom alebo sľudy pokrytej tenkým PDMS filmom (výška filmu je 20 nm), čo z nej robí poddajný hydrofóbny povrch. Trecie sily merajú pomocou tribometra SFA Mark II s použitím normálovej sily 0,6 až 18 mN za rýchlosti od 0,124 do 12,4 $\mu\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$. Skúmané mazivo sú mucín a zozbierané sliny od štyroch dobrovoľníkov zmiešané s červeným vínom. Keďže povlakovanie sľudy PDMS ukázalo potenciál priblížiť sa reálnym podmienkam medzi jazykom a podnebí, výskum pokračuje v ďalšej publikácii z roku 2021. Kde je použitá rovnaká kontaktná dvojica, tentokrát je však PDMS leptané rozpúšťadlom, aby sa jeho drsnosť priblížila drsnosti povrchu jazyka.

[38] **DRESSELHUIS, D. M , E. H. A. DE HOOG, M.A. COHEN STUART, G. A. VAN AKEN.** Application of oral tissue in tribological measurements in an emulsion perception context.

Autori používajú biotribologický model využívajúci kontaktnú dvojicu tvorenú prasacím jazykom a PDMS. Aby sa zabránilo rozkladu a degradácii tkaniva po úmrtí prasat'a, bol jazyk uložený vo fyziologickom roztoku a v roztoku Tyrode, ktorý pozostáva z viacerých solí.

Z jazyka bolo vyrezaných 10 krúžkov s polomerom 13 mm a výškou 4 mm, ktoré boli upevnené do aparatury optického tribometra s normálovým zaťažením 0,5 N a rýchlosťou 80 mm.s⁻¹. Keďže tkanivo jazyka aj napriek mazivu rýchlo vysychalo a opotrebovávalo sa, musel byť vymenený po 20 cykloch z pôvodných 50, ktoré sa testovali s technickým materiálom. Mazivo bolo zložené z 1 % pšeničného proteínu a 40 % slnečnicového oleja, zvyšok tvorila voda.

[39] **DERLER S., U. SCHRADE, L. C. GERHARDT.** Tribology of human skin and mechanical skin equivalents in contact with textiles.

Publikácia skúma trenie medzi kožou a textilom. Na prvotné experimenty nepoužíva technický materiál ale priamo prsty 12-tich dobrovoľníkov vo veku 24 až 61 rokov. Prst sa umiestnil na trecí modul Kistler, kde dobrovoľník trel bruškou prsta podložku po dráhe 5 až 10 cm s normálovou silou $1,5 \pm 0,7$ N po dobu 20 s. Následne boli ako model použité vymenované technické materiály: vinylpolysiloxane s rôznymi drsnosťami, silikón, PUR a materiál s označením Lorica, ktorý je technickou kožou. Najviac sa svojimi trecími vlastnosťami priblížila prstom Lorica, následne silikón a PUR, pričom Lorica je overeným a bežne používaným materiálom technickej kože, využívaný ako model kože v biotribológii.

[40] **DABROWSKA A., G. M. ROTARU, F. SPANO, CH. AFFOLTER, G. FORTUNATO, S. LEHMAN, S. DERLER, N. D. SPENCER, R. M. ROSSI.** A water responsive, gelatine-based human skin model.

Publikácia predstavuje materiál na báze želatíny, ktorý tak ako za suchých podmienok, tak aj za prítomnosti maziva, vykazuje dobrú zhodu s reálnou kožou pri trení s textilom za normálovej sily 0,5 až 5 N. Navyše, keďže mechanické vlastnosti kože sú závislé na hydratácii, Youngov modul a povrchová drsnosť tohto materiálu sú taktiež funkciou obsahu vody. Čím menšie množstvo vody materiál obsahuje, tým je jeho Youngov modul menší. Vďaka týmto vlastnostiam sa želatínový model ukazuje byť veľmi dobrou replikou ľudskej kože, ktorý sa dá využiť pri *in vivo* testovaní.

V predchádzajúcej podkapitole boli uvedené štúdie, ktoré nám mali objasniť tribologické chovanie poddajných kontaktov, majú však jednu malú nedokonalosť – ako mazivá používajú newtonovské kvapaliny, ktorých viskozita sa nemení so šmykovým napätím. HA zastupujúca mazivo v medzivrstvách fascie je kvapalinou neneutronovskou – pseudoplastickou [41–45] a teda jej viskozita klesá s rastúcim gradientom rýchlosti. Z toho vyplýva, že pre správne pochopenie trecieho kontaktu fascia-fascia musíme skúmať vplyv viskoelasticity, nie len poddajného materiálu, ale aj maziva.

[45] **COWMAN M. K., T. A. SCHMIDT, P. RAGHAVAN, A. STECCO.** Viscoelastic properties of hyaluronan in physiological conditions.

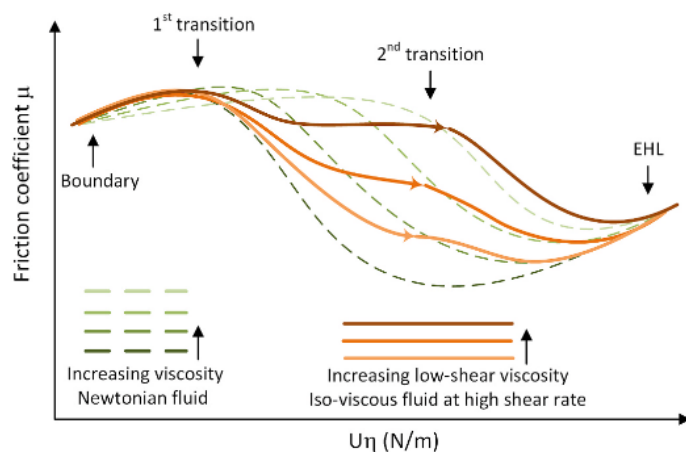
Publikácia je prehľadovým článkom zhrňujúcim podmienky ktoré ovplyvňujú viskoelastické vlastnosti HA.

Záver: HA je glykosaminoglykanový polymér extracelulárnej matrix v tkanive stavovcov. Pre poloflexibilný polymér akým je HA je objem, ktorý zaberá každý reťazec, veľmi veľký. Väčšinu z objemu zaberá voda, ktorá nie je naviazaná na polymér a tvar polyméru sa tak neustále mení. Voda však prispieva k efektívnej veľkosti každej molekuly. Vďaka rýchlym pohybom reťazcov, možno tvar molekuly popísať ako guľu s najväčšou hustotou reťazcov blízko stredu. To znamená, že čím väčší je polymér, tým je priemerná hustota nižšia, pretože objem rastie rýchlejšie ako hmotnosť. Pre HA s vysokou molekulovou hmotnosťou to vedie k extrémne veľkým objemom reťazcov. Vysoká molekulová hmotnosť je teda kľúčovým faktorom vedúcim k vysokej viskozite roztoku. Čím viac je týchto reťazcov v roztoku, tým menej majú priestoru na pohyb. Znížená pravdepodobnosť nájdenia priestoru na pohyb ako funkcia zvýšenej koncentrácie zvyšuje efektívnu koncentráciu HA. Účinná koncentrácia sa exponenciálne zvyšuje so skutočnou koncentráciou HA a s vnútornou viskozitou. Pretože vnútorná viskozita je mierou hydrodynamického objemu, je spojená s molekulovou hmotnosťou. Viskozita roztoku HA by sa potom mala zvyšovať exponenciálne s koncentráciou a molekulovou hmotnosťou. Z publikácie teda jasne vyplýva, že zmeny v koncentrácii a molekulovej hmotnosti môžu mať dramatický dopad na pohyb fascií.

[46] **YUAN X., J.R. STOKES.** Soft lubrication of model shear-thinning fluids.

Publikácia skúma vplyv šmykového stenčovania (shear-thinning) viskozity na Stribeckovu krivku viskoelastického mazania, hlavný dôraz kladie na modelovanie a overovanie dejov v medznom a zmiešanom režime mazania.

Záver: Ukázalo sa, že odozva trenia maziva na HS (high-shear – merané za vysokého šmykového spádu) viskozitu a viskozitu merané za nízkeho šmykového spádu (low-shear tj. LS) sú s vyhovujúcou presnosťou popísané modelmi pre newtonské kvapaliny. Stribeckove krivky sa menili iba pre HS viskozitu s malými odchýlkami pri nízkych rýchlostiach. Naopak, trecia odozva maziva sa mení s LS viskozitou a izo-viskozita pri vysokých šmykových rýchlostiach. Stribeckove krivky sa výrazne líšia pre newtonovské kvapaliny a neškálujú sa s viskozitou do jednej master krivky. Pre drsný povrch elastoméru sa ďalej objavil tzv. druhý bod prechodu. Pozícia a „sila“ tohto bodu závisí na tom ako moc je mazivo pseudoplastické. Čím silnejšie sú jeho pseudoplastické vlastnosti, tým výraznejší je druhý bod prechodu. Ak je však mazivo takmer newtonské, bod sa takmer vytráca (Obr. 12).



Obr. 12 Stribeckove krivky schematicky znázornené podľa trecej odozvy na viskozitu maziva [46].

[47] **SHAH RIVAR K., E. M. ORTIGOSA-MOYA, E. HIDALGO-ALVAREZ, J. DE VICENTE.** Isoviscous elastohydrodynamic lubrication of inelastic Non-Newtonian fluids.

Publikácia sa venuje modelovaniu a následne experimentálnemu overeniu výšky mazacieho filmu tvoreného a ovplyvňovaného nenevtonovskými kvapalinami v bodovom kontakte pre I-EHL režim. Využitý bol tribometer typu guľôčka a tri podložky s normálovou silou 1 N s rýchlosťou 0,1 a 2000 ot.min⁻¹ pri polomere guľôčky 6,35 mm. Ako nenevtonovské mazivo bola použitá xantánova guma zaručujúca pseudoplastické vlastnosti. Testovacím materiálom bolo PDMS-PDMS.

Záver: Výsledky ukázali, že pre pseudoplastické mazivo s rastúcou viskozitou klesá šmyková rýchlosť pri konštantnej rýchlosti pohybu. Väčšia viskozita má ďalej za následok väčšiu výšku mazacieho filmu. Výška mazacieho filmu ďalej rastie s rastúcou kritickou šmykovou rýchlosťou a naopak sa znižuje s rastúcim SRR. Najnižší úbytok bol rovný 15 %. Viskozita ovplyvňovala aj celkový súčiniteľ trenia, kde Poiseuilleova aj Couetteova zložka rástla. Prvá spomínaná zložka rástla priamo úmerne SRR, druhá nepriamo úmerne SRR.

Jedným z často skúmaných problémov v biotribológii je bezpochyby kĺbová chrupavka, ktorá trpí osteoartrózou. Na jej liečbu sa používa viskosuplementácia, čo znamená podávanie HA do kĺbu v snahe obnoviť normálne zloženie synoviálnej kvapaliny. Okrem mechanického viskoelastického efektu má viskosuplement pôsobiť protizápalovo a stimulovať tvorbu endogénnej HA [48].

[49] **HILŠER P., A. SUCHÁNKOVÁ, K. MENDO VÁ, K. ELERŠIČ FILIPIČ, M. DANIEL, M. VRBKA.** A new insight into more effective viscosupplementation based on the synergy of hyaluronic acid and phospholipids for cartilage friction.

Publikácia skúma vplyv pridaných fosfolipidov k HA na trenie kĺbovej chrupavky. Štúdia používa UMT Bruker Tribolab v pin-on-plate konfigurácii. Tretia dvojica je tvorená podložkou zo skla resp. sľudy a pinom z reálnej chrupavky. Kontakt je zaťažený normálovou silou 5 N s rýchlosťou 10 mm.s⁻¹ a dráhou 20 mm, mazaný PBS, HA s molekulovou hmotnosťou 2000-2200 kDa, synoviálnou kvapalinou, fosfolipidmi a kombináciou zmieneného.

Záver: Na základe experimentov bolo zistené, že PBS, HA a modelová synoviálna kvapalina generujú výrazne nižšie trenie na rozhraní chrupavka-sľuda, než na rozhraní chrupavka-sklo. Fosfolipidy v kombinácii s HA, ktoré majú tvoriť novú generáciu viskosuplementu, vykazujú najnižšie hodnoty súčiniteľa trenia na oboch trecích povrchoch z pomedzi použitých mazív. Rozdiely v hodnotách súčiniteľa trenia na skle a sľude sú spôsobené hydrofilnejším, poréznejším a drsnejším povrchom sľudy, ktorá je tak spolu s nižším Youngovým modulom bližšie k chrupavke. Navyše, sľuda vykazuje trecie krivky konštantné v čase, čo naznačuje prítomnosť proteínového medzného mazania. Táto skutočnosť teda potvrdzuje synergický účinok HA s fosfolipidmi a znižuje trenie v kĺbovej chrupavke.

[50] **REBENDA D., M. VRBKA, D. NEČAS, E. TOROPITSYN, S. YARIMITSU, P. ČÍPEK, M. PRAVDA, M. HARTL.** Rheological and frictional analysis of viscosupplements towards improved lubrication of human joints.

Publikácia skúma vplyv viskosuplementu na kĺbovú chrupavku v spojitosti s reológiou viskosuplementu. Použitý je tribometer UMT Bruker TriboLab s pohyblivým pinom a stacionárnou podložkou. Testované sú vzorky piatich komerčne predávaných prípravkov zmiešaných so synoviálnou kvapalinou. Tretia dvojica je tvorená oceľovou guľôčkou obalenou PVA hydrogélom šmýkajúcou sa po skle. Normálová sila je 10 N, šmyková rýchlosť 10 mm.s⁻¹, dĺžka dráhy 20 mm.

Záver: Reológia viskosuplementov nepredikuje ich trecie vlastnosti v použítom modeli, kde hydrogél simuluje chrupavku. Rozdiely v súčiniteli trenia jednotlivých mazív neboli tak veľké ako v nameranej reológii. Zmiešanie osteoartritickej synoviálnej kvapaliny s viskosuplementom vedie k značnému poklesu viskozity a k zhoršeniu viskoelastických vlastností výsledného maziva. Na druhú stranu zhoršenie trecích vlastností, po zmiešaní, pozorované nebolo, v niektorých prípadoch súčiniteľ trenia dokonca poklesol.

Keďže fascia má bližšie k šľachám a sama do šľachy často prechádza, budú v nasledujúcej kapitole uvedené dve publikácie, ktoré skúmajú vplyv viskosuplementácie na šľachy. Dôvodom je častá remodelácia a transplantácia tohto orgánu.

[51] **FORTHOFFER, M. J., K. ARNOLD, R. L. REISDORF, P.C. AMADIO, C. ZHAO.** The Effect of Gelatin Molecular Weight on Tendon Lubrication Utilizing an Extrasynovialized Turkey Flexor Tendon Model.

[52] **ZHAO C., Z. WEI, R. KIRK, A. THORESON, G. JAY, S. MORAN, K. AN, P. AMADIO.** The Effects of Bio-Lubricating Molecules on Flexor Tendon Reconstruction in A Canine Allograft Model In Vivo.

Jednou z metód pri remodelácii šliach okolo kĺbov prstov je transplantácia šľachového štepu. Takéto šľachy sú intrasynoviálne šľachy s nízkym trením vo vnútri ich synoviálnych obalov. Pre účely autotransplantácie sa však často získavajú extrasynoviálne šľachy, kvôli ich lepšej dostupnosti. Extrasynoviálne šľachy však majú v porovnaní s intrasynoviálnymi vyššie trenie, pretože nemajú hladký epitelový synoviálny obal na povrchu. Pri opakovaných cykloch pohybu prsta sa extrasynoviálna šľacha obrusuje v kontakte s kĺbom a okolitými tkanivami. Odhaľujú sa tak kolagénové fibrily, čo vedie k ešte vyššiemu šmykovému treniu a adhézii šliach prsta po rekonštrukcii

Záver: HA v prvej publikácii [51], viazaná s želatínou, pozitívne ovplyvnila trenie a vznik adhézie pri pohybe šľachy, pričom veľmi nezáležalo na molekulovej hmotnosti želatíny.

Pozitívnejší účinok však mala menšia a stredná hodnota veľkosti molekúl. Mazivo dokonca dokázalo zlepšiť výsledky súčiniteľa trenia po poškodení – zdrsnení šliach. V druhej publikácii [52], bola šľacha mazaná na povrchu kde výrazne znižovala adhéziu a trecí súčiniteľ. HA spolu s lubricínom, v zrovnaní s fyziologickým roztokom, taktiež urýchlila čas hojenia po operácii - mazací proces nezasahoval do rany, častice maziva boli pri histológii objavené iba na povrchu šľachy, ktorá má hustú extracelulárnu matrix. Štúdie teda potvrdzujú užitočnosť medicínskych suplementov na báze HA.

4 ANALÝZA, INTERPRETÁCIA A ZHODNOTENIE POZNATKOV ZÍSKANÝCH NA ZÁKLADE REŠERŠE

Zdravé fascie nebolia, keď však nastane zmena - zníži sa šmykové napätie [7] a objaví sa bolesť ako symptóm. Pôvodcov fasciálnych zmien je hneď niekoľko – preťaženie svalovej sústavy [10–14], málo pohybu [15, 16], zranenie [17], starnutie [18, 19] či rôzne choroby ako napr. cukrovka [20, 21]. Každý z nich spravidla vedie k zvýšenej viskozite HA alebo riedkeho spojivového tkaniva [5], ktoré ju produkuje, čo pociťujeme ako stuhnutý chrbát. Zvýšená viskozita maziva a tkaniva znižuje kĺzavý potenciál fascií [8, 9], potencionálne práve kvôli zvýšenému treniu medzi vrstvami. Preto, bola na základe skúseností v oblasti viskosuplementácie šliach a veľkých kĺbov vyslovená myšlienka, že existuje taká externe aplikovaná látka, ktorá dokáže vzniknutý stav zlepšiť či dokonca zvrátiť. Takto podávané liečivo sa nazýva viskosuplement a dokázane znižuje trenie a adhézne účinky napr. pri remodelácii šliach prsta [51, 52]. Keďže HA je vo fasciách prirodzene sa vyskytujúcim mazivom [6], je prvým adeptom na viskosuplement práve táto látka. HA je neneutronovské tixotropné mazivo [41–45] so širokou škálou molekulových hmotností. Aby sme mohli správne určiť kombináciu jej vlastností, ktoré by uľavovali od bolesti a liečili, musíme správne nasimulovať podmienky zdravých a indikovaných fascií. Na toto by nám mal poslúžiť laboratórny biotribologický model, ktorý však zatiaľ nebol vyvinutý. Aj napriek množstvu existujúcich modelov simulujúcich rôzne časti tela ako jazyk či koža, modelu fascií sa podľa dostupnej literatúry doposiaľ nikto nevenoval.



Obr. 13. Impaktná mapa problematiky bolesti spodného chrbta.

Aby sme mohli takýto model vyvinúť je potrebné skúmať fascie nie len z biologického hľadiska, ale najmä toho mechanického. Z pohľadu tribológie sa fascie [22] zaraďujú do problematiky poddajných kontaktov, kedy sa modul pružnosti materiálov v kontaktnej dvojici pohybuje maximálne v jednotkách GPa. Poddajný materiál sa deformuje inak ako pevný materiál a za nízkych rýchlostí má spravidla vyššie trenie vďaka hysteréznym stratám [23]. Pre bližšie objasnenie javov, ktoré ovplyvňujú trenie poddajných kontaktov boli na základe rešerše formulované nasledujúce poznatky:

- model: s rastúcou viskozitou rastú hysterézne straty – jav je výraznejší u drsnejších povrchov [27],
- experiment: trenie s rastúcou viskozitou klesá, zdrsnený povrch má nižšie trenie, pretože mazivo sa drží v nerovnostiach, čo vedie na jav, kedy prechod do EHL nie je na konštantnej kritickej rýchlosti [29],
- poddajný materiál sa deformuje asymetricky – vzniká kavita na začiatku kontaktu, čo vedie k vt'ahovaniu maziva naspäť do kontaktu v medznom režime [28],
- trenie je v medznom a zmiešanom režime kompletne oslobodené od vplyvu SRR [30], v EHL režime mazania má SRR silný vplyv [34],
- trenie je silne závislé na normálovej sile, v medznom a zmiešanom režime trenie rastie s klesajúcou silou [31],
- hydrofóbnosť resp. hydrofilnosť povrchu nemajú na trenie v EHL režime vplyv, v medznom a zmiešanom režime majú mazivá na báze vody pri hydrofilnom povrchu nižšie trenie [32],
- čím menší je kontaktný uhol medzi povrchom materiálu tým menšie je trenie [32],
- zvýšená drsnosť povrchu zväčšuje interval rýchlosti, v ktorom kontaktná dvojica pracuje v medznom a zmiešanom režime [32, 33],
- v EHL režime je trenie zložené s hydrodynamického súčiniteľa trenia s prírastkom hysteréznych strát daných konfiguráciou materiálov v kontaktnej dvojici [33],
- geometria pinu nemá vplyv na trenie poddajných kontaktov, avšak materiál pinu je kľúčový. Čím poddajnejší materiál, tým väčší je príspevok adhézneho trenia 20-30 % pre suchý kontakt [35].

Druhou oblasťou výskumu po modeli fascií, sa stáva HA. Ako už bolo uvedené HA je nenenewtonovské pseudoplastické tixotropné mazivo [41–45] so širokou škálou molekulových hmotností. Keďže potrebujeme nájsť optimálne vlastnosti, ktoré by v kombinácii s fasciami viedli k zníženiu trenia a úľave od bolesti, musíme pochopiť, čo nenenewtonovské pseudoplastické tixotropné mazivo v tribológii poddajných kontaktov znamená. Na základe rešerše boli spísané tieto poznatky:

- pre tixotropné mazivo viskozita klesá s rastúcou šmykovou rýchlosťou, ale jej tlakový odpor zostáva konštantný [15],
- pre drsný povrch elastomeru sa objavil na Stribeckovej krivke ďalší bod prechodu. Pozícia a význam tohto bodu závisí od toho ako moc je mazivo pseudoplastické, kedy ak je newtonské bod sa celkom vytráca [46],
- pseudoplastickému mazivu s rastúcou viskozitou klesá šmyková rýchlosť pri konštantnej rýchlosti pohybu [47],
- s rastúcou viskozitou rastie výška mazacieho filmu [47],
- výška filmu sa znižuje s rastúcim SRR [47],
- výška filmu rastie s rastúcou šmykovou rýchlosťou [47].

Aj keď spomínané štúdie majú pre nás jednoznačne prínos a jasne z nich vyplýva, že znížený klzný potenciál fasciálnych vrstiev môže viesť k bolesti spodného chrbta, je nutné podotknúť, že technický model fascií ani model využívajúci reálne fascie v tribológii neexistuje. Pritom je celkom zásadné simulovať zdravé i patologické podmienky fascií a skúmať ich vplyv na trenie fasciálnych vrstiev, ak sa chceme bolesti pomocou viskosuplementu zbaviť. Keďže využitie reálnych fascií so sebou nesie komplikácie v podobe dostupnosti, ceny, skladovania, prepravy či degradácie materiálu, je nutné položiť si otázku, či existuje technický materiál s takými vlastnosťami aby fascie naplno zastúpil. Ani na to nám však literatúra neodpovedá. Navyše, žiadna z uvedených publikácií neskúma HA ako mazivo v kontaktnej dvojici tvorenej poddajnými materiálmi. Vplyv viskoelastických vlastností poddajných materiálov v kombinácii s viskoelastickými vlastnosťami HA teda zostáva neodhalený, pričom práve táto kombinácia vlastností je celkom zásadná pre fungovanie fascií.

Na Obr. 13 je zobrazený vývoj problematiky bolesti spodného chrbta s čierne vyznačeným návrhom riešenia tohto problému. Na Obr. 14 je potom vývojová schéma riešenia problematiky, ktorá začína priamo problémom bolesti spodného chrbta. Naľavo popisuje mechanizmus vzniku bolesti a pokračuje vpravo, zobrazujúc problematiku dizertačnej práce. Tá rieši resp. simuluje mechanizmy vzniku bolesti a vplyvy týchto mechanizmov na trenie a mazanie fascií HA. Otázky zobrazené v schéme vyplývajú z rešerše a spoločne vedú k cieľu celého projektu a to k zdravotníckemu prostriedku, ktorý bude injekčne aplikovaný do medzivrstiev fascie s úmyslom znížiť trenie chorých fascií a uľaviť tak od bolesti.



Obr. 14. Schéma riešenia bolesti spodného chrbta.

5 VYMEDZENIE CIEĽA DIZERTAČNEJ PRÁCE A NÁVRH SPÔSOBU JEJ RIEŠENIA

5.1 Zameranie dizertačnej práce

Dizertačná práca sa venuje základnému a aplikovanému výskumu, pričom ich podiel je približne 50 % na 50 %. Cieľom základného výskumu je vývoj tribologického modelu, ktorý by simuloval zdravý vs. patologický stav tkaniva fascií, experimentálna analýza súčiniteľa trenia a návrh metodiky vyhodnocovania. Aplikovaný výskum si dáva za cieľ posúdenie vplyvu HA na trenie a mazanie tribologického modelu fascií.

Realizácia hlavného cieľa dizertačnej práce je podmienená týmito dielčimi cieľmi:

- výber technických poddajných materiálov predstavujúcich podkladový sval i fasciu a experimentálne overenie ich kombinácii s dôrazom na tuhosť materiálu,
- posúdenie vplyvu geometrie, zaťaženia a kinematiky na trenie poddajných kontaktov,
- experimentálne overenie trenia technických materiálov voči králičej fascii,
- posúdenie vplyvu molekulovej hmotnosti a koncentrácie HA pomocou vyvinutého modelu,
- vyhodnotenie výsledkov, vyvodenie záverov a kritická diskusia na základe rešerše.

Keďže dizertačná práca vzniká v rámci projektu OP PIK poskytovaný Európskou Úniou s názvom „*Lubrikace a regenerace fascií hyaluronanem*“, ide o predbežné ciele práce, ktoré budú priebežne dopĺňané s ohľadom na plánované výstupy projektu. S uvedenými cieľmi korešponduje plán publikácii uvedený v kapitole 5.4.

5.2 Vedecká otázka a pracovná hypotéza

Vedecké otázky a pracovné hypotézy sú formulované na základe cieľa a kritickej rešerše uvedenej v predchádzajúcich kapitolách.

Prvá vedecká otázka

„Aká je závislosť geometrie kontaktnej dvojice a kinematických podmienok na trení a mazaní fascií?“

Prvé pracovné hypotézy

- *„Vplyv geometrie kontaktnej oblasti nemá na trenie fascií za nízkych rýchlostí žiaden vplyv.“*

Geometria pinu nemá v konfigurácii pin-on-plate žiaden vplyv na trenie kontaktnej dvojice z poddajného materiálu, avšak tuhosť materiálu, ktorý tvorí pin je kľúčový [35].

- *„Za nízkych rýchlostí bude model fascií vykazovať vyšší súčiniteľ trenia ako pri vysokých rýchlostiach pohybu.“*

Pri nízkych rýchlostiach sú hysterézne straty poddajného materiálu výrazne vyššie – podiel adhézneho trenia v celkovom súčiniteli trenia je vyšší, tak ako ukazuje Schallamach, ktorý skúmal tento jav na gume [23].

Druhá vedecká otázka

„Aký vplyv bude mať tuhosť materiálu a ako sa prejaví kombinácia podkladovej vrstvy simulujúcej sval a vrchnej vrstvy simulujúcej fasciu na trenie a mazanie kontaktnej dvojice?“

Druhá pracovná hypotéza

- *„Materiál s menšou tuhosťou bude vykazovať väčší súčiniteľ trenia kvôli významnému príspevku adhézneho trenia.“*

Poddajnejší materiál sa deformuje viac ako materiál tuhší, pričom s deformáciou veľmi úzko súvisia hysterézne straty, ktoré výrazne prispievajú k celkovému treniu v trení poddajnej kontaktnej dvojice [23, 33, 35].

- *„Pri použití rovnako tuhého podkladového materiálu, bude mať nižší súčiniteľ trenia ten model, ktorého vrchný materiál bude mať vyššiu drsnosť a hydrofílny charakter [27, 29, 32].“*

Súčiniteľ trenia v tribológii poddajných kontaktov je závislý na drsnosti povrchu, kedy výbežky materiálových nerovností vytvárajú rezervoár maziva a zabraňujú mazivu vytlačenie z kontaktnej oblasti [29]. S rastúcou drsnosťou povrchu sa však zväčšuje interval rýchlostí kedy kontakt pracuje v medznom a zmiešanom režime [32, 33]. V medznom a zmiešanom režime potom hrá rolu hydrofílnosť a hydrofóbnosť povrchu, kde pri hydrofílnom povrchu majú mazivá menšie trenie [32].

Tretia vedecká otázka

„Aký vplyv má koncentrácia a molekulová hmotnosť HA na trenie fascií pri uvažovaní premenlivej tuhosti fasciálneho tkaniva?“

Tretia pracovná hypotéza

- „Vlastnosti maziva ovplyvňujú hodnotu súčiniteľa trenia vo všetkých režimoch mazania – trenie nie je závislé iba na kombinácii materiálov.“

V poddajnom kontakte sa kontaktná oblasť deformuje asymetricky za vzniku kavity na začiatku kontaktu, ktorá umožňuje vťahovanie maziva do kontaktu aj v medznom režime mazania. Pri medznom mazaní sa bežne predpokladá, že trecí súčiniteľ je v tomto režime závislý hlavne na zvolených materiálových vlastnostiach a vlastnostiach povrchov. Deformačná kavita však umožňuje vznik slabého medzného filmu a preto treba brať ohľad na vlastnosti maziva vo všetkých režimoch mazania v ktorom fascie pracujú [28].

- „Molekulová hmotnosť a koncentrácia určujú viskozitu roztoku na báze HA, kedy sa dá predpokladať, že s rastúcou viskozitou súčiniteľ trenia porastie.“

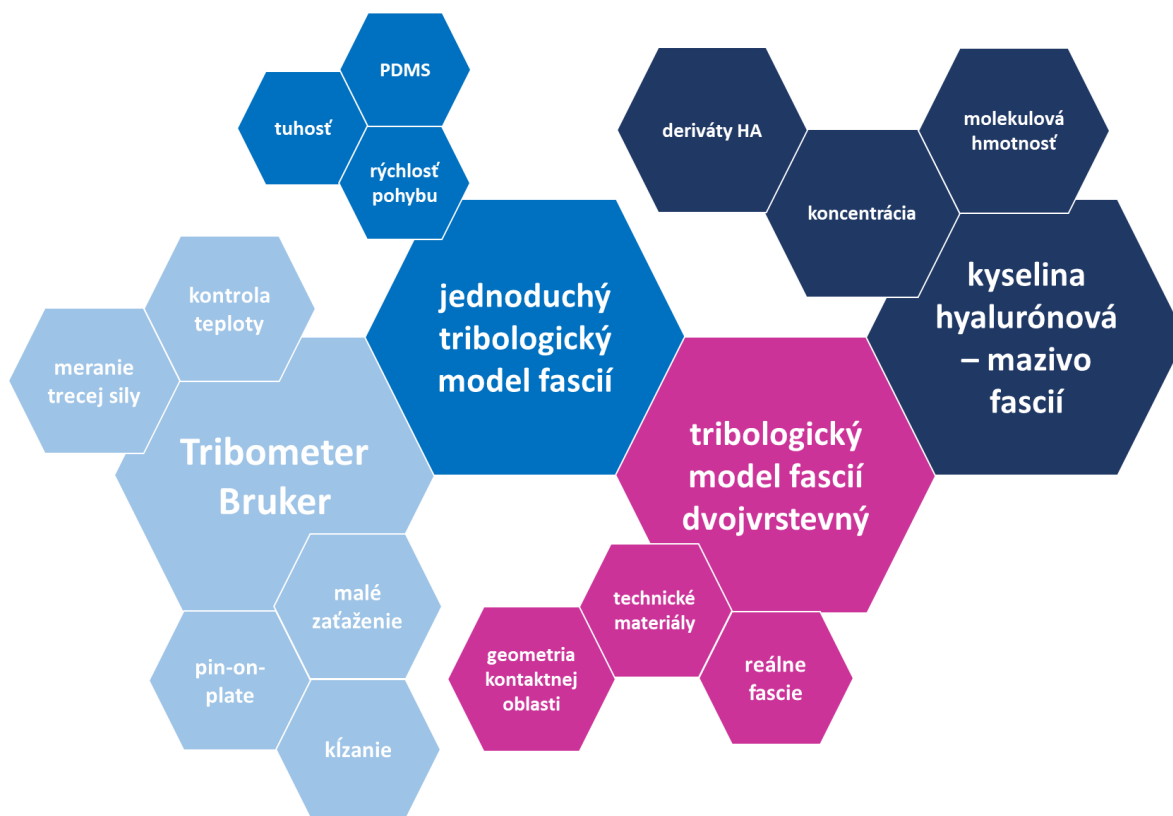
Z reologických meraní publikovaných napr. v štúdiu [50], je zrejmé, že s rastúcou molekulovou hmotnosťou rastie viskozita roztoku, keďže počet a dĺžka polymérových reťazcov narastá. Čím viac je týchto reťazcov v roztoku, tým menej majú priestoru na pohyb a pri pohybe narastá trenie medzi molekulami, ktoré prispieva ku konečnému súčiniteľu trenia [45].

5.3 Spôsob riešenia a použité metódy

Odpovede na vedecké otázky sú závislé na experimentálnych meraniach. Pri experimentoch budú pozorované modelové situácie trenia fascií. Na základe experimentov prebehne analýza získaných dát a následne interpretácia výsledkov. Na analýzu a interpretáciu poslúži matematický software Matlab.

Za účelom tribologických meraní bude použitý tribometer UMT Bruker TriboLab, pričom merania budú realizované v pin-on-plate konfigurácii s vratne lineárnym pohybom. **Kvôli väčšej prehľadnosti práce sú detaily využitia tribometra popísané v kapitole 6.** Na Obr. 15 je zobrazená farebne rozčlenená schéma riešenia experimentu. Bledomodrý blok popisuje zariadenie a metódu experimentu, ktorá je spoločná pre všetky etapy. Ďalšiou časťou je jednoduchý tribologický model fascií, kde slovo jednoduchý vyjadruje prvotný model fascií tvorený jednou vrstvou PDMS pre pin a pre podložku. Dvojvrstevný potom znamená model pokročilejší, ktorý má na pine aj podložke vrstvu poddajného materiálu a na

nej druhú, tenúčku vrstvu poddajného materiálu spravidla o inej tuhosti. Takto poskladaný model má vernejšie simulovať prostredie v ktorom fascia pracuje (sval/tuk a na ňom fascia). Prvotné výsledky z týchto dvoch etáp sú uvedené v práci neskôr, pričom farba schémy kopíruje farebné rozhranie výsledkov. Posledným blokom je práve chystaná etapa, kde bude skúmaný vplyv HA a jej vlastností na trenie a mazanie fascií pomocou vyvinutých tribologických modelov.



Obr. 15. Schéma experimentu.

Dizertačná práca autorky je naviazaná na aplikovaný projekt OP PIK poskytovaný Európskou Úniou s názvom „Lubrikace a regenerace fascií hyaluronanem“. Predmetom tohto výskumu je vývoj zdravotníckeho prostriedku na báze HA, ktorý by po injekčnej aplikácii spolu s rehabilitáciou znížil bolestivosť spodného chrbta. Pri riešení projektu spolupracujeme s biotechnologickou firmou *Contipro a.s.*, ktorá si dlhodobo drží prvé miesto v produkcii a distribúcii HA v Európe. Je držiteľom niekoľkých patentov a v rámci výskumnej skupiny *Biotribology* na *Ústavu konštruování* s touto firmou spolupracujeme ešte na ďalšom projekte zameranom na *syndróm suchého oka*. Kvôli povahe projektu je riešiteľský tím rozšírený ešte o *České vysoké učení technické (ČVUT)*, kde vyvíjajú neuronovú sieť na základe ultrazvukových snímkov s pohybom fascií a *Lekársku fakultu Univerzity Hradec Králové (LF HK)*, kde sa pripravujú králičie fascie a vyhodnocuje ich fyziológia.

5.4 Plán publikácií

Plánované sú tri prvoautorské publikácie zhrňujúce tri hlavné časti dizertačnej práce. Prvá publikácia bude predstavovať základnú štúdiu vývoja tribologického modelu ľudskej fascie, zameranú na podmienky experimentu a vlastnosti poddajného materiálu PDMS, bežne využívaného v biotribologických štúdiách. V druhej publikácii bude predstavený samotný vývoj modelov s použitím rozmanitejších materiálov spĺňajúcich podmienky poddajnosti. Tretia publikácia sa zameria na hľadanie optimálnych vlastností HA pre bolesť spodného chrbta.

Publikácia 1

Cieľom prvej publikácie je popis vplyvu škály tuhosti materiálu PDMS a vplyvu rýchlosti pohybu s využitím vysokoviskózneho HA a nízkoviskózneho oleja v kontakte pin-on-plate. Sledovanou veličinou je súčiniteľ trenia v čase. Na tieto účely je použitý tribometer UMT Bruker TriboLab a pin s malým polomerom predstavujúci bodový kontakt. Ide o jednoduchý jednovrstvový model, kde oba materiály v kontakte tvorí poddajné PDMS o rovnakej tuhosti. Ide o publikáciu zhrňujúcu základnú štúdiu, ktorej cieľom je definovať ako veličiny tuhosť – ktorá definuje rôzne štádia patologicky zmenených fascií a rýchlosť pohybu – simulujúca rôzne aktivity počas dňa ovplyvňujú súčiniteľ trenia vo vrstvách fascií. Článok vyšiel v priebehu prvého štvrťroku 2022 v časopise *Biotribology* (Scopus Cite Score = 2,9).

STREĎANSKÁ, A., D., NEČAS, M. VRBKA, I. KŘUPKA, M. HARTL, E. TOROPITSYN, J. HUSBY. Development of Tribological Model of Human Fascia: The Influence of Material Hardness and Motion Speed. *Biotribology*, Volume 30, 2022, 100209, ISSN 2352-5738. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.biotri.2022.100209>.

Problematika prvej publikácie bola prezentovaná na zahraničnej konferencii ICoBT 2021 formou plagátu. Plagátu bola udelená prvá cena za najlepší plagát konferencie.

Publikácia 2

Druhá publikácia popisuje vplyv geometrie kontaktnej oblasti a sledovanie súčiniteľa trenia v jednotlivých vyvinutých modeloch fascií. Cieľom je predstaviť päť rôznych vyvinutých modelov od základného, tvoreného PDMS a guľôčkovým pinom až po najsofistikovanejší s králičou fasciou. Predstavené sú rôzne konfigurácie materiálov predstavujúce fasciu a podkladový sval. Mazivom je natívna HA s širšou škálou molekulových hmotností a koncentrácií. Použité piny sú tvorené valcovou plochou s dvoma rôznymi polormi a simulujú lineárny kontakt. Plánované odoslanie článku je tretí štvrťrok roku 2022 do časopisu *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* (IF = 4,042). Problematika druhej publikácie bola prezentovaná na konferencii NordTrib 2022.

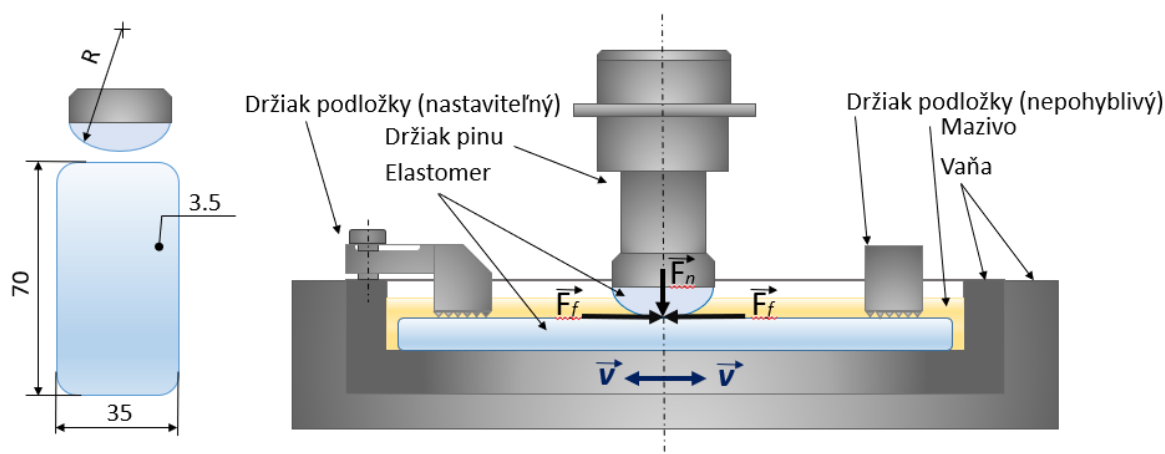
Publikácia 3

Tretia publikácia má za cieľ popísať vplyv rôznych variant HA vo vyvinutom tribologickom modeli s králičími fasciami. Sledovanými faktormi sú molekulová hmotnosť, koncentrácia a rôzne modifikácie - deriváty HA, a ich vplyv na súčiniteľ trenia fascií. Výsledkom by mala byť ideálna kombinácia týchto faktorov vedúca k zníženiu trenia fasciálnych vrstiev. Cieľovým časopisom pre publikáciu je *Acta Biomaterialia* (IF = 8,947) a plánované odoslanie článku je druhý štvrtrok 2023. Problematika tretej publikácie bude prezentovaná na konferencii ICoBT 2023.

6 SÚČASNÝ STAV RIEŠENIA DIZERTAČNEJ PRÁCE

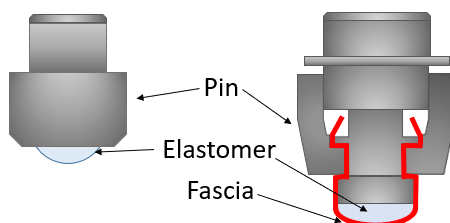
6.1 Experimentálna aparatúra

Za účelom tribologických meraní je použitý tribometer UMT TriboLab od firmy Bruker. Meranie prebieha v konfigurácii pin-on-plate, kedy pin udržiava prítlačnú normálovú silu F_n proti plátu uloženému vo vyhrievanej nerezovej vani na 37 °C a teda teplotu ľudského tela. Pin resp. vaňa koná recipročný, lineárny pohyb o rýchlosti v . Snímač tribometra zaznamenáva normálovú a treciu silu F_f , z ktorých sa dopočíta hodnota súčiniteľa trenia v závislosti na čase.



Obr. 16 Schéma experimentálnej aparatúry.

Na testovanie vplyvu kontaktnej oblasti sú použité dve konštrukcie pinu. Prvý pin je tvorený guľôčkou o polomere 8,6 mm a nerezového držiaku, do ktorého sa vkladá (Obr. 17). Držiak je rozložiteľný, tvorený dvoma časťami spojenými závitom. Druhý pin tvorí odsadená nerezová plocha, na ktorú sa pokladá materiál predstavujúci sval a materiál simulujúci fasciu. Pre predopnutie fascie slúžia dve príklopky priskrutkované k pinu (Obr. 16).



Obr. 17 Typy pinu.

Plát s hrúbkou 3,5 mm je vložený do nerezovej vane, ktorá sa taktiež skladá z dvoch častí. Vonkajšia časť zaisťuje upínanie na tribometer a zaisťuje dvoma držiakmi s drsnou kontaktnou plochou zastabilizovanie plátu vo vani vnútornej. Jeden z držiakov podložky je pohyblivý a umožňuje predopnutie fascie, resp. materiálu ktorý simuluje fasciu. Vnútorňa vaňa slúži k zaisteniu rovinnosti plátu a ako bariéra proti odtoku maziva z kontaktnej oblasti. Použité mazivá, konkrétne materiály a experimentálne podmienky, budú bližšie špecifikované v konkrétnych podkapitolách riešiacich vplyvy týchto premenných.

6.2 Tribologický model fascie: Vplyv rýchlosti pohybu a materiálovej tuhosti

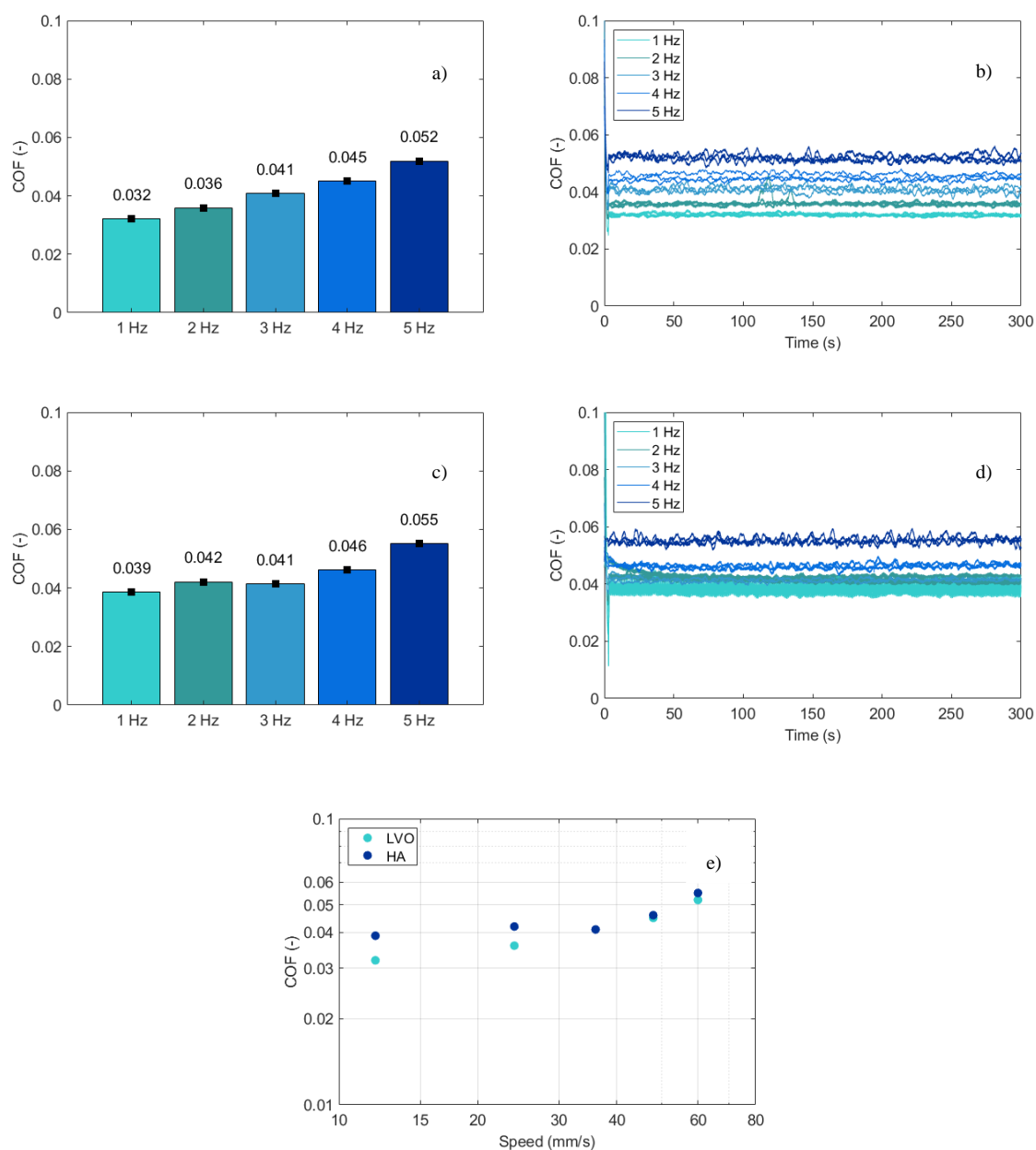
Keďže fascia je jedným z orgánov, ktorý umožňuje pohyb, pričom sa jej vrstvy šmýkajú jedna po druhej, bolo potrebné skúmať vplyv rýchlosti pohybu na trenie v našom modeli. Na základe vytýčenej frekvencie bežnej dennej aktivity, ktorá je v 90 % pod frekvenciou 5 Hz [53, 54], bol určený interval testovacej rýchlosti 1-5 Hz s krokom 1 Hz a amplitúdou 16 mm. Okrem nutnosti skúmať vplyv rýchlosti pohybu na trenie fasciálnych vrstiev, sa ukázalo ako nutné skúmať vplyv materiálovej tuhosti. Patologické zmeny fascie spôsobujú zmenu štruktúry, hustoty a zmenu mechanických vlastností fasciálneho tkaniva. Simulovať tieto zmeny má použité PDMS o tuhostiach 10 až 50 ShA, tak ako v mnohých biotribologických štúdiách riešiacich poddajné kontakty. Na patologické zmeny nervový systém reaguje signálom nadprodukcie HA s väčšou molekulovou hmotnosťou. Z tohto dôvodu bola v prvotnej štúdii použitá ako mazivo vysokomolekulová HA (HHA) s koncentráciou 10 mg/ml. Referenčnou kvapalinou bol zvolený antagonist - nízkoviskózný minerálny olej (NVO). Bližšie podmienky experimentu, použitý materiál a mazivo je možné vidieť v tabuľke (Tab. 6).

Tab. 6 Experimentálne podmienky.

| Testovací čas | Prítláčná sila | Frekvencia vratného pohybu | Dráha pohybu | Počet meraní | Radius pinu |
|---------------|----------------|----------------------------------|--------------|--------------|-------------|
| 300 s | 1 N | 1-5 Hz | ± 16 mm | 3 | 8,6 mm |

Ako prvý bol skúmaný vplyv rýchlosti pohybu. Použitý materiál bol PDMS s tuhosťou 10 ShA ako najpoddajnejší z dostupných. Z výsledkov (Obr. 18) je zrejmé, že trenie rastie s rastúcou frekvenciou pre obe mazivá. Nárast súčiniteľa trenia s rýchlosťou je spojený

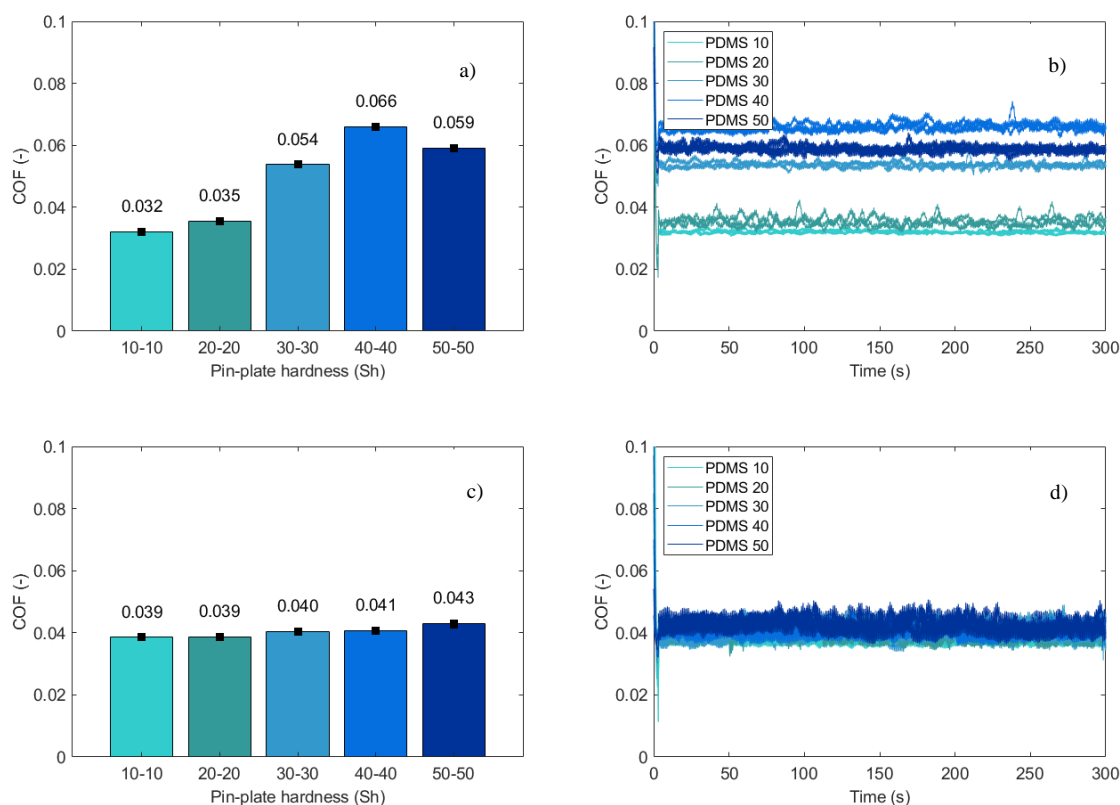
s viskoelastickými vlastnosťami elastomerov. Materiál sa pri pôsobení normálovej sily a pohybu deformuje pričom narastá trecia sila.



Obr. 18 Vplyv kinematických podmienok - a) b) NVO priemerný súčiniteľ trenia a vývoj trenia v čase, c) d) HHA priemerný súčiniteľ trenia a vývoj trenia v čase, e) porovnanie priemerného súčiniteľa trenia medzi NVO a HHA

Druhým skúmaným javom v tejto kapitole bol vplyv tuhosti – poddajnosti materiálu. Z výsledkov je zrejmé, že medzi jednotlivými mazivami nie je žiadna podobnosť. V prípade NVO je nárast trenia s rastúcou tuhosťou materiálu výrazný. Hodnota súčiniteľa trenia sa takmer zdvojnásobila. V prípade HHA má tuhosť materiálu zanedbateľný vplyv, čo evokuje medzný resp. zmiešaný režim mazania. Vzhľadom na princíp výroby PDMS je predpoklad približne rovnakej drsnosti u všetkých vzoriek nezávisle od tuhosti,

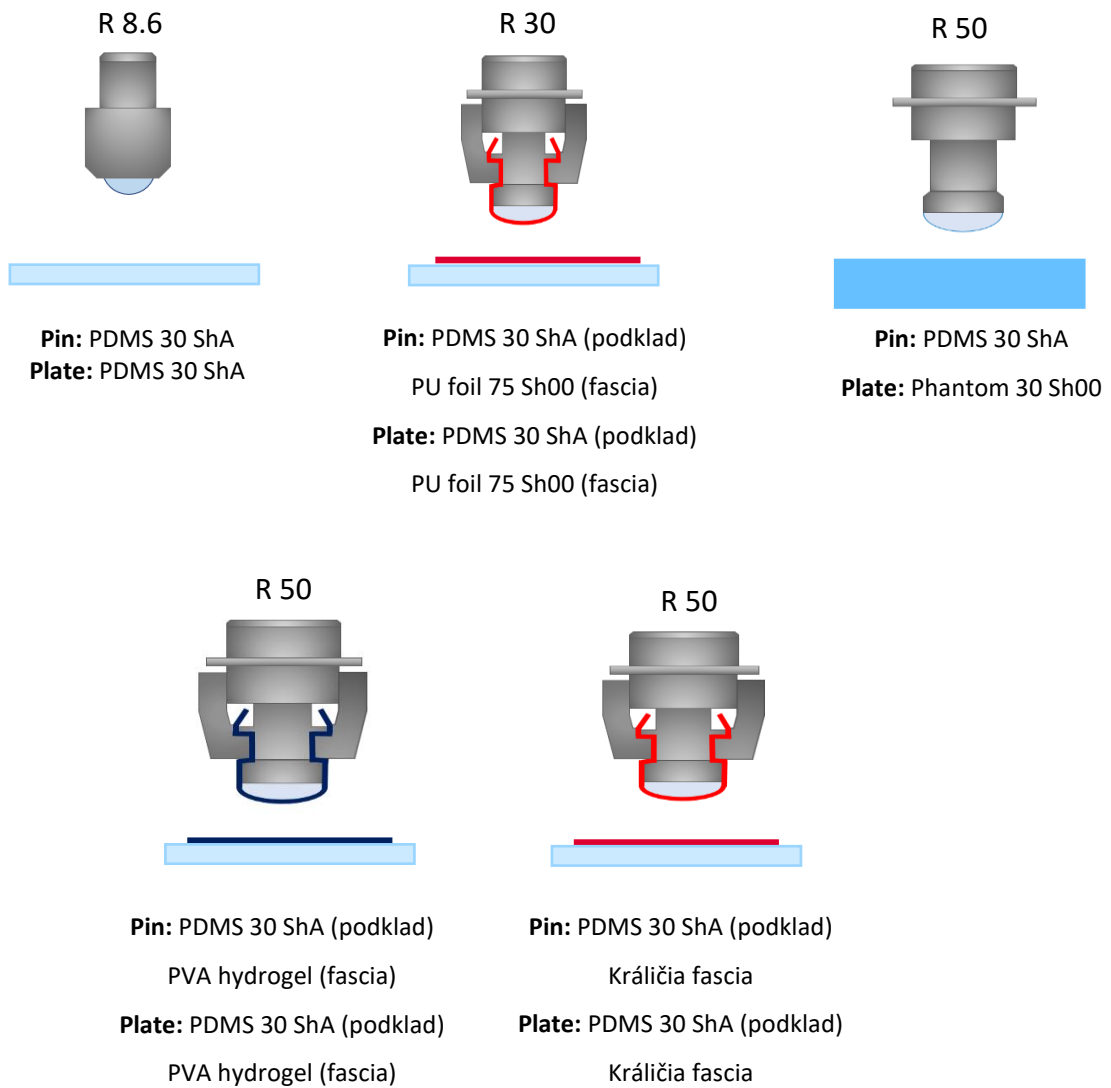
čo korešponduje s konštantnou hodnotou súčiniteľa trenia. Keďže HHA má vysokú viskozitu, je vytlačovaná z kontaktu pri pohybe pinu a obťažne doteká do kontaktu naspäť. Preto je trenie materiálu dané trením suchého kontaktu resp. za prítomnosti slabého mazacieho filmu. Rovnaký režim mazania môžeme predpokladať aj pri mazaní PDMS NVO. Avšak z grafu (Obr. 19) môžeme vidieť, že olej má za nízkej rýchlosti lepšie mazacie vlastnosti a aj vďaka svojej nízkej viskozite sa ho bude v kontakte nachádzať viac. Zároveň je väčšia pravdepodobnosť prítomnosti nízkeho mazacieho filmu. Výsledky z podkapitoly 6.2 boli publikované v časopise *Biotribology*.



Obr. 19 Vplyv tuhosti PDMS - a) b) NVO priemerný súčiniteľ trenia a vývoj trenia v čase, c) d) HHA priemerný súčiniteľ trenia a vývoj trenia v čase,

6.3 Tribologický model fascie: Vplyv geometrie kontaktnej dvojice a modelových materiálov fascií

V nasledujúcej kapitole boli skúmané dva javy – vplyv geometrie kontaktnej dvojice a trenie v jednotlivých modeloch fascií. Modely boli vytvorené z kombinácie elastomeru simulujúceho sval a povrchového materiálu simulujúceho fasciu. Konkrétne modely s popisom sú na obr. (Obr. 20).



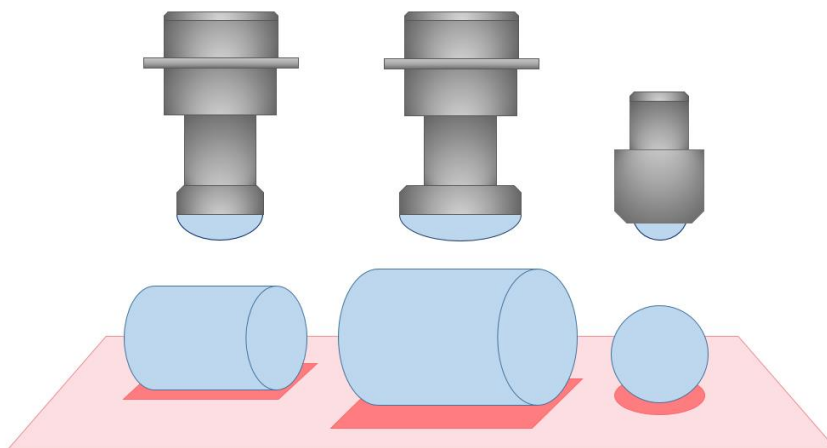
Obr. 20 Analyzované modely fascií

Podmienky experimentu pre oba skúmané javy sú zobrazené v Tab. 7. Ako bolo spomenuté, kontakt fascia-fascia je v ľudskom tele mazaný HA. Tá slúži ako mazivo aj v tejto kapitole. Použitá bola HA s molekulovou hmotnosťou 316 a 610 kDa s koncentráciou 10 mg/ml pri 316 kDa a 20 mg/ml pri 610 kDa.

Tab. 7 Experimentálne podmienky 2

| Testovací čas | Prítlačná sila | Frekvencia vratného pohybu | Dráha pohybu | Počet meraní |
|---------------|----------------|----------------------------|--------------|--------------|
| 300 s | 2 N | 1 Hz | ± 16 mm | 5 |

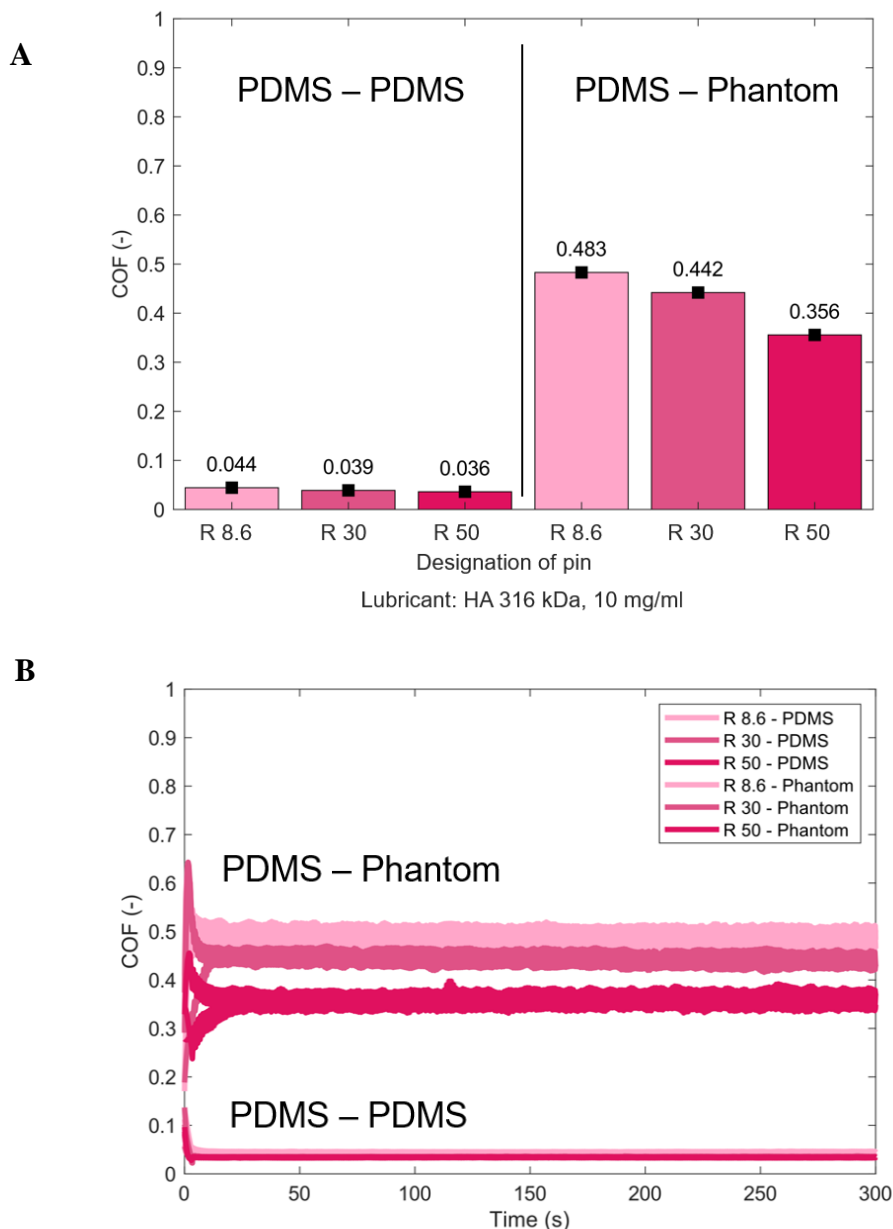
Zvolené modely boli zoskladané s motiváciou priblížiť sa reálnemu kontaktu fascia-fascia. Najskôr pribudla vrchná vrstva na podkladový materiál, pretože takto je fascia uložená v našom tele. Prvý je sval, na ňom vrstva fascie, ďalšia vrstva fascie a následne sval alebo tuk. Keďže skutočný kontakt fascie sa blíži skôr konfigurácii plate-on-plate než pin-on-plate, boli použité v nasledujúcej kapitole piny z Obr. 21 s polomerom 8,6; 30 a 50 mm. Ako ďalšie sme sa zamerali na testovanie elastomeru poddajnejšieho ako PDMS ako Phantom a PVA hydrogel a napokon pridali do modelu reálnu fasciu z králik.



Obr. 21 Vizualizácia kontaktnej oblasti medzi rôznymi kontaktnými dvojicami

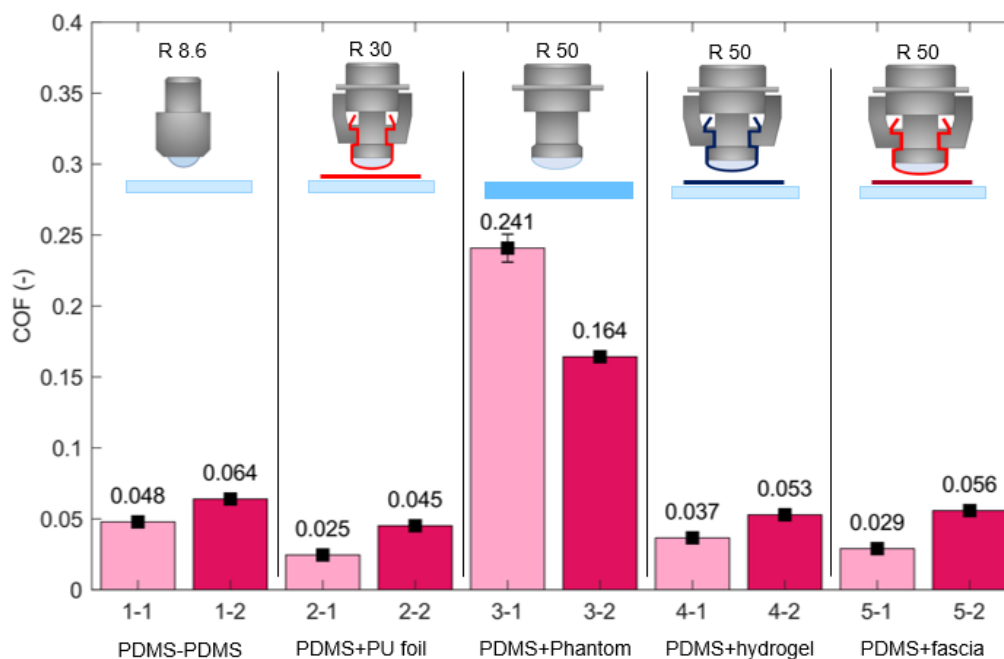
Na testovanie vplyvu geometrie kontaktnej oblasti, kde premennou bol polomer pinu, boli použité všetky tri vyvinuté piny s polomerom 8,6; 30 a 50 mm a dva modely – najjednoduchší model PDMS-PDMS a najpoddajnejší model PDMS-Phantom. Modeli boli mazané

HA 316 kDa 10 mg/ml. Z výsledkov na Obr. 22A je zrejmé, že súčiniteľ trenia klesá s rastúcou kontaktnou plochou o 22 % v PDMS modeli resp. o 36 % v Phantom modeli. Na Obr. 22B sú zobrazené trecie krivky v čase. Všetky krivky majú konštantný vývoj počas celého testu.



Obr. 22 Závislosť trenia modelu PDMS a Phantom na geometrii kontaktnej dvojice

Z Obr. 23 zhrňujúceho trenie vo vyvinutých modeloch je zrejmé, že po aplikovaní PU fólie na PDMS a rozšíreného pinu trenie, voči základnému PDMS modelu, kleslo. V treťom uvedenom modeli tvoreného Phantomom je súčiniteľ trenia o rád vyšší ako v ostatných modeloch. Tuhosť Phantomu je veľmi nízka a pripomína želé, prítlačná normálová sila a pohyb spôsobujú oveľa väčšie hysterézne straty ako v PDMS modeloch, čo vedie na vysoký trecí súčiniteľ. A napokon, trenie PVA hydrogelu a králičej fascie je veľmi podobné. Keďže získať, previesť a uchovať fasciu je dosť komplikované, kvôli degradácii tkaniva a zmene jeho mechanických vlastností, z výsledkov sa zdá, že PVA hydrogel ponúka vhodnú a dostupnú alternatívu.



Obr. 23 Varianty tribologického modelu fascií. Mazivo x-1: HA 316 kDa 10 mg/ml, x-2: HA 610 kDa 20 mg/ml

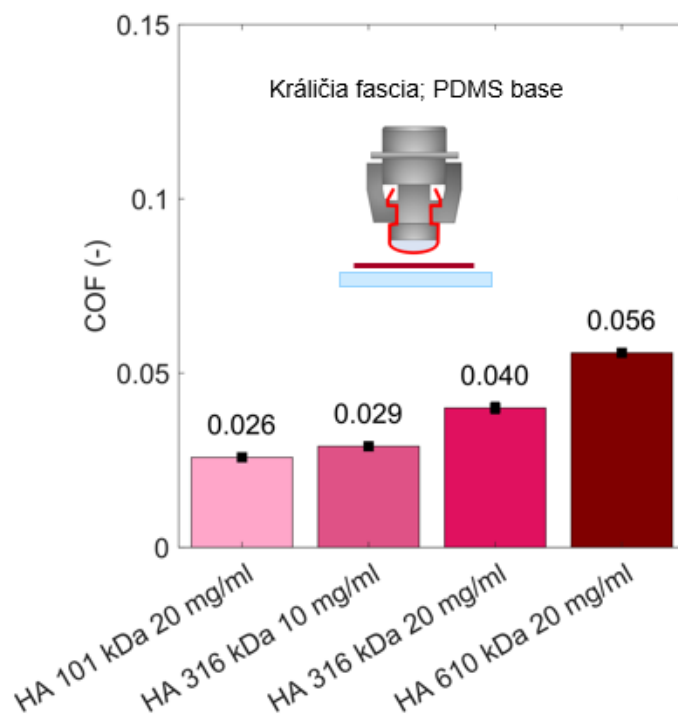
6.4 Tribologické vlastnosti kyseliny hyalurónovej ako maziva

S vyvinutým modelom prichádza priestor na skúmanie vplyvu HA na trenie v kontakte fascia-fascia. Podmienky experimentu zostávajú zachované s [kapitoly 6.3](#) a sú uvedené v Tab. 7. Použitý je najsofistikovanejší model s PDMS ako podkladovým materiálom a králičou fasciou. Modelový kontakt bol mazaný väčším spektrom HA uvedených v Tab. 8.

Tab. 8 Použitá kyselina hyalurónová

| Molekulová hmotnosť | Koncentrácia |
|---------------------|--------------|
| 101 kDa | 20 mg/ml |
| 316 kDa | 10 mg/ml |
| 316 kDa | 20 mg/ml |
| 610 kDa | 20 mg/ml |

Z Obr. 24 vyplýva, že trenie rastie s rastúcou molekulovou hmotnosťou a koncentráciou HA. S rastúcou molekulovou hmotnosťou a koncentráciou narastá taktiež viskozita, pretože narastá počet a dĺžka molekulových reťazcov, s čím s pohybom rastie trenie medzi molekulami. Výsledky z podkapitoly 6.3 a 6.4 budú obsahom druhej publikácie.



Obr. 24 Závislosť trenia na koncentrácii a molekulovej hmotnosti HA

7 ZÁVER

Zdá sa, že bolesť spodného chrbta sa stáva fenoménom novej doby. Čoraz viac ľudí má sedavé zamestnanie, alebo miesto aktívneho odpočinku volí radšej sedenie pri televízii. Životný štýl tohto typu sa odzrkadľuje na našich fasciách, čo je tkanivo, ktoré plní dôležitú úlohu pri pohybe. Fasciálne tkanivo sa mení a medzi jeho vrstvami, ktoré po sebe kĺzajú, rastie trenie a objavuje sa bolesť. Tí šťastnejší sa bolesti zbavia, nemalému počtu pacientov však bolesť, ktorá sa stane dlhodobou, bráni pracovať a normálne fungovať. Na prvý pohľad sa teda môže zdať, že bolesť spodného chrbta ovplyvňuje trh práce a znižuje kvalitu života, no a bez pochyby to tak je. Keď ešte uvážime náklady spojené s liečbou, stáva sa z bolesti vážny socioekonomický problém, na ktorý je potrebné hľadať riešenie. Toto riešenie ponúka firma Contipro a.s., ktorá je biotechnologickou firmou vyrábajúcou produkty na báze HA. V rámci svojho vývojárskeho tímu prišlo Contipro a.s. s nápadom vytvoriť viskosuplement, ktorý by sa pomocou ultrazvuku injekčne aplikoval medzi vrstvy fascie a znížil v nej trenie. Nebolo by tak dôvodu, aby sa bolesť naďalej objavovala. Aby však liečivo pri pohybe skutočne fungovalo, musí mať presne definované trecie vlastnosti.

Do tejto chvíle bolo v rámci dizertačnej práce navrhnutých niekoľko tribologických modelov, na ktorých môžu byť trecie vlastnosti HA skúmané. Od prvotného jednovrstevného modelu z poddajného elastoméru PDMS, na ktorom bol skúmaný vplyv tuhosti materiálu a kinematických podmienok, sa model posunul k sofistikovanejším materiálom, ktoré vernejšie definujú technické fascie. Pokročilejší tribologický model je dvojvrstevný, pretože tak je fascia situovaná v ľudskom tele. Fascia leží medzi svalmi alebo medzi svalom a tukom, zatiaľ čo jej vrstvy sa voči sebe pohybujú. Ako sval boli použité veľmi poddajné silikóny Phantom a už spomínané PDMS. Vrstva na svaľe, predstavujúca fasciu, bola simulovaná tenkým silikónom Phantom a PVA hydrogélom. Najpokročilejší model doposiaľ, tvorila králičia fascia na podkladovej vrstve PDMS. Využitie králičích fascií je bezpochyby najideálnejšou variantou zo spomínaných, nesie so sebou však niekoľko nepríjemností. Králičie fascie je potrebné vypreparovať a transportovať, čo je finančne náročné a nie vždy možné. Navyše, tkanivo nie je možné zmraziť kvôli zmene mechanických vlastností. Chladené fascie však podliehajú rýchlej degradácii a skaze, preto je potrebné transport a experimenty vykonať do niekoľkých hodín po preparácii. Z tohto dôvodu je aj naďalej potrebné zdokonaľovať tribologický model technických fascií, pričom najväčší potenciál doposiaľ ukazuje fascia tvorená PVA hydrogélom. Výsledky boli úspešne vydané v prvej publikácii a druhá je krátko pred dokončením. Zároveň bola problematika dizertačnej práce prezentovaná na dvoch zahraničných konferenciách.

Budúci vývoj dizertačnej práce smeruje k použitiu ďalších technických materiálov, ktoré by sa dali využiť ako tribologický model fascie so zameraním hlavne na poddajnejšiu podkladovú vrstvu tak, aby bol predstavený finálny technický tribologický model

čo najvernejší. Aj naďalej sa budú experimenty zameriavať na použitie králičích fascií, hlavne na neskoršiu verifikáciu technického modelu. Najväčšiu časť zvyšku práce však bude tvoriť dôraz na definovanie vlastností HA vedúcim k nízkemu treniu v tribologickom modeli fascií. K tomuto účelu nebudú ďalej používané len natívne roztoky HA ale aj jej deriváty.

V pojednaní k štátnej doktorskej skúške boli detailne rozobrané fasciálne zmeny ako príčina bolesti spodného chrbta a najvýznamnejšie publikácie definujúce fasciálne vrstvy ako poddajný kontakt mazaný neneutonským mazivom. Na základe poznatkov z uvedeného boli definované tri vedecké otázky s odpovedajúcimi pracovnými hypotézami. Na základe vedeckej otázky dizertačnej práce a výskumného projektu s ktorým je spätá, bol v práci navrhnutý metodický prístup riešenia a prezentovaný plán publikácii pre obdobie doktorského štúdia. V poslednej časti pojednania je predstavený súčasný plán riešenia dizertačnej práce, kde sú popísané jednotlivé už riešené etapy práce a prvé výsledky a závery experimentálneho výskumu. Pri riešení práce už boli čiastočne splnené dĺžkové ciele, ktoré tvoria predpoklad úspešného splnenia primárneho cieľa dizertačnej práce.

8 SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ

- [1] BALAGUÉ, Federico, Anne F MANNION, Ferran PELLISÉ and Christine CEDRASCHI. Non-specific low back pain. *The Lancet*. 2012, vol. 379, no. 9814, pp. 482–491. ISSN 01406736.
- [2] HARTVIGSEN, Jan, Mark J HANCOCK, Alice KONGSTED, Quinette LOUW, Manuela L FERREIRA, Stéphane GENEVAY, Damian HOY, Jaro KARPPINEN, Glenn PRANSKY, Joachim SIEPER, Rob J SMEETS, Martin UNDERWOOD, Rachelle BUCHBINDER, Dan CHERKIN, Nadine E FOSTER, Chris G MAHER, Maurits VAN TULDER, Johannes R ANEMA, Roger CHOU, Stephen P COHEN, Lucíola MENEZES COSTA, Peter CROFT, Paulo H FERREIRA, Julie M FRITZ, Douglas P GROSS, Bart W KOES, Birgitta ÖBERG, Wilco C PEUL, Mark SCHOENE, Judith A TURNER and Anthony WOOLF. *What low back pain is and why we need to pay attention*. B.m.: Lancet Publishing Group. 2018.
- [3] CHEN, Sheng, Mingjue CHEN, Xiaohao WU, Sixiong LIN, Chu TAO, Huiling CAO, Zengwu SHAO and Guozhi XIAO. *Global, regional and national burden of low back pain 1990–2019: A systematic analysis of the Global Burden of Disease study 2019*. B.m.: Elsevier (Singapore) Pte Ltd. 1. January 2022. ISSN 2214031X.
- [4] HOY, Damian, Christopher BAIN, Gail WILLIAMS, Lyn MARCH, Peter BROOKS, Fiona BLYTH, Anthony WOOLF, Theo VOS and Rachelle BUCHBINDER. A Systematic Review of the Global Prevalence of Low Back Pain. *ARTHRITIS & RHEUMATISM*. 2012, vol. 64, no. 6, pp. 2028–2037.
- [5] PAVAN, Piero G, Antonio STECCO, Robert STERN and Carla STECCO. *Painful connections: Densification versus fibrosis of fascia*. B.m.: Current Medicine Group LLC 1. 2014.
- [6] STECCO, Carla, R STERN, A PORZIONATO, V MACCHI, S MASIERO, A STECCO and R DE CARO. Hyaluronan within fascia in the etiology of myofascial pain. *Surgical and Radiologic Anatomy*. 2011, vol. 33, no. 10, pp. 891–896.
- [7] LANGEVIN, Helene M, James R FOX, Cathryn KOPTIUCH, Gary J BADGER, Ann C GREENAN-NAUMANN, Nicole A BOUFFARD, Elisa E KONOFAGOU, Wei-Ning LEE, John J TRIANO and Sharon M HENRY. *Reduced thoracolumbar fascia shear strain in human chronic low back pain*. 2011.
- [8] CHEN, Chee Kean and Abd Jalil NIZAR. Myofascial pain syndrome in chronic back pain patients. *Korean Journal of Pain*. 2011, vol. 24, no. 2, pp. 100–104. ISSN 20059159.

- [9] GANJAEI, Kimia Grace, Jeremiah W RAY, Brandee WAITE and Kevin J BURNHAM. *The Fascial System in Musculoskeletal Function and Myofascial Pain*. B.m.: Springer Science and Business Media B.V. 2020. ISSN 21674833.
- [10] PIEHL-AULIN, Karin, Claude LAURENT, Anna ENGSTROM-LAURENT, Sten HELLSTROM, Jan HENRIKSSON, Anna ENG-STROM-LAURENT, Ten HELLSTR and And JAN HENRIKSSON. *Hyaluronan in human skeletal muscle of lower extremity: concentration, distribution, and effect of exercise*. 1991. Available at: www.physiology.org/journal/jappl
- [11] TADMOR, Rafael, Nianhuan CHEN and Jacob N ISRAELACHVILI. *Thin film rheology and lubricity of hyaluronic acid solutions at a normal physiological concentration*. 2002.
- [12] PIPELZADEH, Mohammad H and Ian L NAYLOR. *The in vitro enhancement of rat myofibroblast contractility by alterations to the pH of the physiological solution*. 1998.
- [13] TRABOLD, Odilo, Silvia WAGNER, Corinna WICKE, Heinz SCHEUENSTUHL, M ZAMIRUL HUSSAIN, Noah ROSEN, Alan SEREMETIEV, Horst D BECKER and Thomas K HUNT. Lactate and oxygen constitute a fundamental regulatory mechanism in wound healing. no date. ISSN 1067-1927.
- [14] GATEJ, Iuliana, Marcel POPA and Marguerite RINAUDO. Role of the pH on hyaluronan behavior in aqueous solution. *Biomacromolecules*. 2005, vol. 6, no. 1, pp. 61–67. ISSN 15257797.
- [15] DINTENFASS, L. Rheology of complex fluids and some observations on joint lubrication. *Federation proceedings*. vol. 25, no. 3, pp. 1054–60. ISSN 0014-9446.
- [16] BISHOP, James H., James R. FOX, Rhonda MAPLE, Caitlin LORETAN, Gary J. BADGER, Sharon M. HENRY, Margaret A. VIZZARD and Helene M. LANGEVIN. Ultrasound evaluation of the combined effects of thoracolumbar fascia injury and movement restriction in a porcine model. *PLoS ONE*. 2016, vol. 11, no. 1. ISSN 19326203.
- [17] SLIMANI, Lamia, Didier MICOL, Julien AMAT, Geoffrey DELCROS, Bruno MEUNIER, Daniel TAILLANDIER, Cécile POLGE, Daniel BÉCHET, Dominique DARDEVET, Brigitte PICARD, Didier ATTAIX, Anne LISTRAT and Lydie COMBARET. The worsening of tibialis anterior muscle atrophy during recovery post-immobilization correlates with enhanced connective tissue area, proteolysis, and apoptosis. *American Journal of Physiology - Endocrinology and Metabolism*. 2012, vol. 303, no. 11. ISSN 01931849.

- [18] TRINDADE, V. L.A., P. A.L.S. MARTINS, S. SANTOS, M. P.L. PARENTE, R. M. NATAL JORGE, A. SANTOS, L. SANTOS and J. M. FERNANDES. Experimental study of the influence of senescence in the biomechanical properties of the temporal tendon and deep temporal fascia based on uniaxial tension tests. *Journal of Biomechanics*. 2012, vol. 45, no. 1, pp. 199–201. ISSN 00219290.
- [19] WOJTYSIAK, Dorota. Effect of age on structural properties of intramuscular connective tissue, muscle fibre, collagen content and meat tenderness in pig longissimus lumborum muscle. *Folia Biologica (Poland)*. 2013, vol. 61, nos. 3–4, pp. 221–226. ISSN 00155497.
- [20] ARKKILA, P E T, T RO, P J KOSKINEN², I M KANTOLA, E SEPPA, È NEN³ and J S A VIIKARI. *Biochemical markers of type III and I collagen: association with retinopathy and neuropathy in Type 1 diabetic subjects*. 2001.
- [21] LI, Yu, Shanqin XU, Bingbing JIANG, Richard A. COHEN and Mengwei ZANG. Activation of Sterol Regulatory Element Binding Protein and NLRP3 Inflammasome in Atherosclerotic Lesion Development in Diabetic Pigs. *PLoS ONE*. 2013, vol. 8, no. 6. ISSN 19326203.
- [22] MCKEE, Clayton T., Julie A. LAST, Paul RUSSELL and Christopher J. MURPHY. Indentation versus tensile measurements of young’s modulus for soft biological tissues. *Tissue Engineering - Part B: Reviews*. 2011, vol. 17, no. 3, pp. 155–164. ISSN 19373368.
- [23] SCHALLAMACH, A. How does rubber slide? *Wear*. 1971, vol. 17, no. 4, pp. 301–312.
- [24] FLOM, D. G. and A. M. BUECHE. Theory of Rolling Friction for Spheres. *Journal of Applied Physics*. 1959, vol. 30, no. 11, pp. 1725–1730. ISSN 0021-8979.
- [25] LUDEMA, K.C. and D. TABOR. The friction and visco-elastic properties of polymeric solids. *Wear*. 1966, vol. 9, no. 5, pp. 329–348. ISSN 00431648.
- [26] GROSCH, K. A. The relation between the friction and visco-elastic properties of rubber. *Proceedings of the Royal Society of London. Series A. Mathematical and Physical Sciences*. 1963, vol. 274, no. 1356, pp. 21–39. ISSN 0080-4630.
- [27] SCARAGGI, M. and B. N.J. PERSSON. Theory of viscoelastic lubrication. *Tribology International*. 2014, vol. 72, pp. 118–130. ISSN 0301679X.
- [28] XU, Yuan, Ben CARTWRIGHT, Lian ADVINCULA, Connor MYANT and Jason R. STOKES. Generalised scaling law for soft contact tribology: Influence of load and asymmetric surface deformation. *Tribology International*. 2021, vol. 163. ISSN 0301679X.

- [29] SELWAY, Nichola, Vincent CHAN and Jason R. STOKES. Influence of fluid viscosity and wetting on multiscale viscoelastic lubrication in soft tribological contacts. *Soft Matter*. 2017, vol. 13, no. 8, pp. 1702–1715. ISSN 17446848.
- [30] DE VICENTE, J., J. R. STOKES and H. A. SPIKES. Rolling and sliding friction in compliant, lubricated contact. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part J: Journal of Engineering Tribology*. 2006, vol. 220, no. 2, pp. 55–63. ISSN 13506501.
- [31] MYANT, C., H. A. SPIKES and J. R. STOKES. Influence of load and elastic properties on the rolling and sliding friction of lubricated compliant contacts. *Tribology International*. 2010, vol. 43, nos. 1–2, pp. 55–63. ISSN 0301679X.
- [32] BONGAERTS, J. H.H., K. FOURTOUNI and J. R. STOKES. Soft-tribology: Lubrication in a compliant PDMS-PDMS contact. *Tribology International*. 2007, vol. 40, nos. 10-12 SPEC. ISS., pp. 1531–1542. ISSN 0301679X.
- [33] SADOWSKI, Przemysław and Stanisław STUPKIEWICZ. Friction in lubricated soft-on-hard, hard-on-soft and soft-on-soft sliding contacts. *Tribology International*. 2019, vol. 129, pp. 246–256. ISSN 0301679X.
- [34] QUINN, Cheney, David NEČAS, Petr ŠPERKA, Max MARIAN, Martin VRBKA, Ivan KŘUPKA and Martin HARTL. Experimental investigation of friction in compliant contact: The effect of configuration, viscoelasticity and operating conditions. *Tribology International*. 2022, vol. 165. ISSN 0301679X.
- [35] MAHDI, Duale, Alison RICHES, Matthias GESTER, Julie YEOMANS and Paul SMITH. Rolling and sliding: Separation of adhesion and deformation friction and their relative contribution to total friction. *Tribology International*. 2015, vol. 89, pp. 128–134. ISSN 0301679X.
- [36] WATRELOT, Aude A., Tonya L. KUHL and Andrew L. WATERHOUSE. Friction forces of saliva and red wine on hydrophobic and hydrophilic surfaces. *Food Research International*. 2019, vol. 116, pp. 1041–1046. ISSN 18737145.
- [37] EDMONDS, Ryan S., Tanner J. FINNEY, Michael R. BULL, Aude A. WATRELOT and Tonya L. KUHL. Friction measurements of model saliva-wine solutions between polydimethylsiloxane surfaces. *Food Hydrocolloids*. 2021, vol. 113. ISSN 0268005X.
- [38] DRESSELHUIS, D. M., E. H.A. DE HOOG, M. A. COHEN STUART and G. A. VAN AKEN. Application of oral tissue in tribological measurements in an emulsion perception context. *Food Hydrocolloids*. 2008, vol. 22, no. 2, pp. 323–335. ISSN 0268005X.
- [39] DERLER, S., U. SCHRADE and L.-C. GERHARDT. Tribology of human skin and mechanical skin equivalents in contact with textiles. *Wear*. 2007, vol. 263, nos. 7–12, pp. 1112–1116. ISSN 00431648.

- [40] DAŹBROWSKA, A., G. M. ROTARU, F. SPANO, Ch AFFOLTER, G. FORTUNATO, S. LEHMANN, S. DERLER, N. D. SPENCER and R. M. ROSSI. A water-responsive, gelatine-based human skin model. *Tribology International*. 2017, vol. 113, pp. 316–322. ISSN 0301679X.
- [41] FRASER, J.R.E.; T.C.; LAURENT and U.B.G. LAURENT. *The nature of hyaluronan*. 1997. ISBN 0954-6820
- [42] COWMAN, Mary K and Shiro MATSUOKA. *Experimental approaches to hyaluronan structure*. B.m.: Elsevier BV. 2005.
- [43] FRASER, J. R.E., T. C. LAURENT and U. B.G. LAURENT. Hyaluronan: Its nature, distribution, functions and turnover. *Journal of Internal Medicine*. 1997, vol. 242, no. 1, pp. 27–33. ISSN 09546820.
- [44] KOBAYASHI, Takashi, Theerawut CHANMEE and Naoki ITANO. *Hyaluronan: Metabolism and function*. B.m.: MDPI AG. 2020.
- [45] COWMAN, Mary K, Tannin A SCHMIDT, Preeti RAGHAVAN and Antonio STECCO. *Viscoelastic Properties of Hyaluronan in Physiological Conditions*. B.m.: F1000 Research Ltd. 2015.
- [46] XU, Yuan and Jason R. STOKES. Soft lubrication of model shear-thinning fluids. *Tribology International*. 2020, vol. 152. ISSN 0301679X.
- [47] SHAHRIVAR, K., E. M. ORTIGOSA-MOYA, R. HIDALGO-ALVAREZ and J. DE VICENTE. Isoviscous elastohydrodynamic lubrication of inelastic Non-Newtonian fluids. *Tribology International*. 2019, vol. 140. ISSN 0301679X.
- [48] ŹABKA MARTIN. Viskosuplementácia v liečbe osteoartrózy kolena. *Farmakoterapia*. 2014, vol. 4, no. 1, pp. 46–50
- [49] HILŠER, P., A. SUCHÁNKOVÁ, K. MENDO VÁ, K. Eleršič FILIPIČ, M. DANIEL and M. VRBKA. A new insight into more effective viscosupplementation based on the synergy of hyaluronic acid and phospholipids for cartilage friction reduction. *Biotribology*. 2021, vol. 25, no. January. ISSN 23525738.
- [50] REBENDA, David, Martin VRBKA, David NEČAS, Evgeniy TOROPITSYN, Seido YARIMITSU, Pavel ČÍPEK, Martin PRAVDA and Martin HARTL. Rheological and frictional analysis of viscosupplements towards improved lubrication of human joints. *Tribology International*. 2021, vol. 160. ISSN 0301679X.
- [51] FORTHOFER, Michael J, Katherine M ARNOLD, Ramona L REISDORF, Peter C AMADIO and Chunfeng ZHAO. The Effect of Gelatin Molecular Weight on Tendon Lubrication Utilizing an Extrasynovialized Turkey Flexor Tendon Model. *MILITARY MEDICINE*. no date, vol. 186, p. 2021.

- [52] ZHAO, Chunfeng, Zhuang WEI, Ramona L KIRK, Andrew R THORESON, Gregory D JAY, Steven L MORAN, Kai-Nan AN and Peter C AMADIO. The Effects of Bio-Lubricating Molecules on Flexor Tendon Reconstruction in A Canine Allograft Model In Vivo.
- [53] JAGOS, Harald, Johannes OBERZAUCHER, Martin REICHEL, Wolfgang L. ZAGLER and Walter HLAUSCHEK. A multimodal approach for insole motion measurement and analysis. *Procedia Engineering*. 2010, vol. 2, no. 2, pp. 3103–3108. ISSN 18777058.
- [54] PLASQUI, G., A. G. BONOMI and K. R. WESTERTERP. Daily physical activity assessment with accelerometers: New insights and validation studies. *Obesity Reviews*. 2013, vol. 14, no. 6, pp. 451–462. ISSN 14677881.

9 ZOZNAM OBRÁZKOV A GRAFOV

| | |
|---|----|
| Obr. 1. Štandardizované odhady výskytu bolesti krížov na 100 000 obyvateľov podľa krajiny v roku 2019 [3]. | 7 |
| Obr. 2 TLF – zelená časť je vyznačená fascia pripomínajúca diamant. | 10 |
| Obr. 3 Fascia a jej vrstvy. I. Uloženie fascie pod kožou, tukom, superfaciálnou fasciou a znova tukom. II. Vrstvy hlbokjej fascie. III. Kĺzavý potenciál vrstiev hlbokjej fascie. | 11 |
| Obr. 4 Konceptuálny model trecích mechanizmov pre poddajné kontakty [29]. | 14 |
| Obr. 5 Závislosť šmykového trenia na SRR [30]. | 15 |
| Obr. 6 Závislosť trenia na redukovanom elastickom module elastoméru [31]. | 16 |
| Obr. 7 Závislosť trenia na hydrofóbnom resp. hydrofilnom charaktere povrchu [32]. | 17 |
| Obr. 8 Predikčný model trecích kriviek pre nízko (A) a vysoko (B) viskózne mazivá rešpektujúca režimy mazania poddajných kontaktov [27]. | 18 |
| Obr. 9 Stribeckove krivky pre hladký (A) a drsný (B) povrch elastoméru [29]. | 19 |
| Obr. 10 Závislosť trenia na konfigurácii kontaktnej dvojice (tmavý člen - poddajný, bledý člen tuhý) a korekcia surových dát odpočítaním príspevku od hysterézie [33]. | 20 |
| Obr. 11 Schéma silovej deformácie povrchu poddajného kontaktu v medznom režime mazania [28]. | 21 |
| Obr. 12 Stribeckove krivky schematicky znázornené podľa trecej odozvy na viskozitu maziva [46]. | 25 |
| Obr. 13. Impaktná mapa problematiky bolesti spodného chrbta. | 28 |
| Obr. 14. Schéma riešenia bolesti spodného chrbta. | 30 |
| Obr. 15. Schéma experimentu. | 34 |
| Obr. 16 Schéma experimentálnej aparatury. | 37 |
| Obr. 17 Typy pinu. | 37 |
| Obr. 18 Vplyv kinematických podmienok - a) b) NVO priemerný súčiniteľ trenia a vývoj trenia v čase, c) d) HHA priemerný súčiniteľ trenia a vývoj trenia v čase, e) porovnanie priemerného súčiniteľa trenia medzi NVO a HHA | 39 |
| Obr. 19 Vplyv tuhosti PDMS - a) b) NVO priemerný súčiniteľ trenia a vývoj trenia v čase, c) d) HHA priemerný súčiniteľ trenia a vývoj trenia v čase, | 40 |
| Obr. 20 Analyzované modely fascií. | 41 |
| Obr. 21 Vizualizácia kontaktnej oblasti medzi rôznymi kontaktnými dvojicami | 42 |

| | |
|--|----|
| Obr. 22 Závislosť trenia modelu PDMS a Phantom na geometrii kontaktnej dvojice | 43 |
| Obr. 23 Varianty tribologického modelu fascií. Mazivo x-1: HA 316 kDa 10 mg/ml, x-2: HA 610 kDa 20 mg/ml | 44 |
| Obr. 24 Závislosť trenia na koncentrácii a molekulovej hmotnosti HA | 45 |

10 ZOZNAM TABULIEK

| | |
|--|----|
| Tab. 1 Porovnanie Youngovho modulu meraného v ťahu a indentačne [22]..... | 12 |
| Tab. 2 Použité mazivá v publikácii [30] a ich viskozita pri 35 °C. | 14 |
| Tab. 3 Použité mazivá v publikácii [31] a ich viskozita pri 35 °C. | 15 |
| Tab. 4 Použité mazivá v publikácii [32] a ich viskozita pri 35 °C. | 16 |
| Tab. 5 Použité mazivá v publikácii [33], ich označenie a viskozita pri 35 °C. | 19 |
| Tab. 6 Experimentálne podmienky..... | 38 |
| Tab. 7 Experimentálne podmienky 2 | 41 |
| Tab. 8 Použitá kyselina hyalurónová | 44 |

11 ZOZNAM PUBLIKÁCIÍ

STREĎANSKÁ, A., D., NEČAS, M. VRBKA, I. KŘUPKA, M. HARTL, E. TOROPITSYN, J. HUSBY. Development of Tribological Model of Human Fascia: The Influence of Material Hardness and Motion Speed. *Biotribology*, Volume 30, 2022, 100209, ISSN 2352-5738. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.biotri.2022.100209>.

