

2025 年度 傾斜的研究費（全学分）
研究センター対象国際研究集会等開催支援 研究報告書

【研究費区分】： 国際研究集会等開催支援

【所属】： システムデザイン研究科・機械システム工学領域

【氏名】： 藤江裕道

【氏名フリガナ】： フジエ ヒロミチ

【職】： 教授・医工連携研究センター長

【国際研究集会等の概要（イベント概要が分かる資料を添付）】

*複数開催した場合は、そのすべてについて記載すること。

1.

・ 名称：第 1 回国際シンポジウム「TMU International Symposium: Multi-Scale Biomechanics, Nano- to Macro-Scale 2025-1

・ 日時：2025 年 12 月 8 日（月）16：00～18：00

・ 場所：東京都立大学南大沢キャンパス 12 号館 106 室

2.

・ 名称：第 2 回国際シンポジウム「TMU International Symposium: Multi-Scale Biomechanics, Nano- to Macro-Scale 2025-2」（第 46 回バイオトライボロジシンポジウム内の共催セッション）

・ 日時：2026 年 3 月 17 日（火）9：00～18：00

・ 場所：東京都立大学南大沢キャンパス国際交流会館大会議室

3.

・ 名称：バイオトライボロジ研究会・特別講演会（北里大学医学部）

・ 日時：2026 年 3 月 18 日（水）13：00～15：20

・ 場所：北里大学相模原キャンパス医療衛生学部 A1 号館 3 階ヒュッゲ 1

他の活動

・ 名称：米国機会学会の夏季講演会（SBC）における研究者招聘・研究拠点形成に関する打ち合わせ

・ 日時：2025 年 6 月 21 日～27 日

・ 場所：アルバカーキー，ニューメキシコ

・ 備考：研究集会開催の打ち合わせが目的であり，日野事務に確認のうえ出張した。

【招聘した外国人研究者（イベント概要が分かる資料を添付）】

1.

Prof. Neil YC Lin, Henry Samueli School of Engineering, University of California Los Angeles, USA

2.

Prof. Junyan Li, School of Mechanical Engineering, Southwest Jiaotong University, China & Department of Orthopedics, Shanghai University of Medicine & Health Sciences Affiliated Zhoupu Hospital, China

Prof. Kanao Fukuda , Malaysia-Japan International Institute of Technology, Universiti Teknologi Malaysia

3.

Prof. Junyan Li, School of Mechanical Engineering, Southwest Jiaotong University, China & Department of Orthopedics, Shanghai University of Medicine & Health Sciences Affiliated Zhoupu Hospital, China

【報告（実施後の成果）】

（国際研究集会等の参加者数）

1.

38 名（内、海外研究者 4 名）

2.

74 名（内、海外研究者 7 名）

3.

27 名（内、海外研究者 2 名、整形外科医 4 名）

（成果の概要）

1 はセンター教員と本学学生を中心とした勉強会的位置付けで、活発な議論が交わされた。2 は招聘者の講演だけでなく、本学の教員や学生の発表も多数行われ、バイオトライボロジに関連する様々な研究について議論が交わされた。また、多くの研究者の親睦を深めると同時に、本研究センターの活動を学外にアピールする絶好の機会となった。3 は前年度に引き続き、研究代表者の人的繋がりを利用して、招聘研究者を伴って医学系研究機関を訪問して講演会を開催した。研究内容について議論すると同時に、本研究センターの活動を医学系研究者にアピールする絶好の機会になった。4 は関連学会である SBC の Workshop 招待講演の機会を捉え、2024 年度までに本研究費で招聘した Prof. Debski, Prof. Maiti, Dr. Mattar をはじめ、多くの学会参加者を対象に情報交換と研究集会招聘等について打ち合わせを行った。上記研究集会 2 には Prof. Debski と Dr. Mattar にオンラインで参加いただいた。



TMU International Symposium: Multi-scale Biomechanics, Nano- to macro-scale **2025**

Organized by
TMU Research Center for Medicine-Engineering Collaboration
(<https://www.tmu-beyond.tokyo/medicine-engineering-collaboration/areas-of-focus.html?lang=en>)

Date: December 8th, 2025 (15:00-17:00)

Venue: Building No. 12, Room 106, Tokyo Metropolitan University, Hachioji, Tokyo, Japan

Registration fee: Free

Inquiry: fujie@tmu.ac.jp

Invited Speakers:

Prof. Neil (Yen-Chih) Lin,

Henry Samueli School of Engineering,

University of California Los Angeles (UCLA), CA, USA

Conference Organizing Committee:

Chairpersons:

Prof. Hiromichi Fujie, Tokyo Metropolitan University, Japan

Director of TMU Research Center for Medicine-Engineering Collaboration

Prof. Nobuyasu Fujii, Tokyo Metropolitan University, Japan

Prof. Ming Yang, Tokyo Metropolitan University, Japan

Members:

Prof. Richard Debski, University of Pittsburgh, USA

Prof. Zhengyi Jiang, University of Wollongong, Australia

Prof. Jiro Nagatomi, Clemson University, USA

Prof. Norimasa Nakamura, Osaka University, Japan

Prof. Atsushi Teramoto, Sapporo Medical University, Japan

Dr. Keitaro Tahara, Tokyo Metropolitan Tama Medical Center, Japan

Prof. Arata Kaneko, Tokyo Metropolitan University, Japan

Prof. Hiromi Miyoshi, Tokyo Metropolitan University, Japan

Prof. Norio Tagawa, Tokyo Metropolitan University, Japan

Prof. Yasuko Manabe, Tokyo Metropolitan University, Japan

Assoc. Prof. Yasuro Furuichi, Tokyo Metropolitan University, Japan

Assoc. Prof. Naoya Sakamoto, Tokyo Metropolitan University, Japan

Assoc. Prof. Norio Sekine, Tokyo Metropolitan University, Japan

Assis. Prof. Masashi Yamazaki, Tokyo Metropolitan University, Japan

第46回

バイオトライボロジシンポジウム

原点回帰と未踏探究



東京都立大学正門脇の“光の塔”

開催日： 2026年 3月 17日（火）

会場： 東京都立大学・国際交流会館

〒192-0397 東京都八王子市南大沢 1-1

主催： バイオトライボロジ研究会

共催： 東京都立大学・医工連携研究センター

実行委員長： 藤江 裕道

東京都立大学医工連携研究センター

同大学システムデザイン研究科

第46回バイオトライボロジシンポジウムの開催にあたって

原点回帰と未踏探究

実行委員長：藤江 裕道

このたび、バイオトライボロジ研究会が主催する“バイオトライボロジシンポジウム”の第46回会議を受け持つことになりました。このシンポジウムはバイオトライボロジに関する世界最古の学術会議で、1981年の第1回会議以降、連年、開催されています。同研究会が主催するバイオトライボロジ（夏の）研究会と合わせ、関連領域の発展、普及に貢献してきました。そのような歴史ある会議を開催する機会を頂きましたことに、厚く御礼申し上げます。本会議のテーマを「原点回帰と未踏探究」としました。

トライボロジーが研究領域として確立された6年後の1972年に、リーズ大学のDuncan Dowson教授により、「生物に関係するトライボロジー」として、バイオトライボロジーが創始されました。その時にDowson先生は、右図に示すような関節機能や人工骨頭・人工関節の潤滑学的研究を含む9つの研究課題を挙げています。また、本邦においてバイオトライボロジーに先鞭をつけた東京工業大学の笹田直教授は、1981年発行の著書の中で、先の9つの研究課題に加え、バイオトライボロジーの臨床医学的な課題として、皮膚や腱・腱鞘の摩擦と潤滑、生体内の力学的つりあいにおける摩擦問題、治療機器の摩擦問題などを挙げています。また、基礎医学あるいは生物学的な課題としては、生体器官の発生・成長・代謝・病変・治療に対する摩擦刺激の影響を中心とした4つの研究課題を提示しています。

研究目標に向かって突き進むと、自分の得意な戦法に話を持ち込みがちで、視野が狭くなり、大局を見誤る危険が生じます。そして、小峰を頂上と勘違いして、そのルートの探索に明け暮れているだけ、ということが意外に多いように思います。そうやって登頂しても、

バイオトライボロジー創設時の9つの研究課題

1. 潤滑剤に対する微生物の影響
2. 歯のアブレシブ摩耗
3. カミソリの低摩擦保護被膜の作用
4. 人体内の流体輸送
5. 赤血球の運動と血漿による潤滑作用
6. 静圧機体軸受的浮遊による火傷治療
7. 唾液の潤滑作用
8. 関節機能の潤滑学的研究
9. 人工骨頭・人工関節の潤滑学的検討

臨床医学的な課題

10. コンタクトレンズと眼球の摩擦問題
11. 皮膚の摩擦
12. 腱と腱鞘の摩擦と潤滑
13. 生殖器や避妊具の摩擦
14. 生体内の力学的つりあいにおける摩擦問題
15. 人工臓器の摩擦問題
16. 生体用インプラント材料の摩擦による表面変化
17. 治療機器の摩擦問題

基礎医学あるいは生物学的な課題

18. 生体器官の発生・成長・代謝・病変・治療に対する摩擦刺激の影響
19. 摩擦の生体機能における役割
20. 生物の進化過程での機能変化に対する潤滑論的アプローチ
21. 細胞間の摩擦問題

喜ぶのは束の間で、はるか遠くの高いところに聳える主峰を目撃することになります。ここでその景色を満喫して下山するか、下方に降りて稜線を探し、ふたたび主峰を目指すか。私自身は還暦を過ぎ、過去の登頂に満足している部分もあります。しかし、実は前者を何度か経験しただけのようにも思います。若い研究者や学生の皆さんには、是非、後者であってほしい。指導教員の言うことを100%鵜呑みにするのではなく、信念や哲学をしっかりとさせ、高い志を持って、自分のルートを突き進んで欲しいと思います。

そのための準備、知識として、Dowson 先生や笹田先生が残した上記の課題を吟味し、ある意味、原点回帰して想いを巡らせるのは決して無駄ではないと信じます。原点に戻れば、主峰の位置を再確認し、それに至る稜線を思い描くことができます。

本シンポジウムでは、特別講演に、東京理科大学の佐々木信也先生をお招きしました。佐々木先生は笹田先生門下のご出身で、言わずと知れたトライボロジー領域の大重鎮。現在、日本トライボロジー学会の会長をつとめられています。また、海外からの基調講演者として、Shanghai University of Medicine & Health Science の Prof. Junyan Li をお招きしました。Li 先生は、Dowson 先生の孫弟子にあたられます。リーズ大学で学位取得後、Jin 先生の研究室で研鑽を積み、昨年、上記の医学系研究機関に移られて、バイオトライボロジーに関する新領域にチャレンジされています。さらに、バイオトライボロジー領域、あるいはトライボロジー領域で著名な北里大学名誉教授の馬淵先生、Universiti Teknologi Malaysia 教授の福田応夫先生、九州大学教授の澤江先生にも基調講演をお願いしています。これらの5名の先生方はいずれもトライボロジーを基幹学理とし、これまでに未踏峰をいくつも制覇されてきた方々です。「原点回帰と未踏探究」にふさわしい話が拝聴できるはずです。

一般演題のセッションも「原点回帰と未踏探究」に絡みます。かいつまんで申し上げれば、関節潤滑のメカニズムは課題8、9に原点があります。伝統的テーマでありながら、中身は最新の話題に満ちています。細胞・生体分子のトライボロジーは課題21に原点があり、近年興隆のメカノバイオロジーにも関係する新領域の内容を含みます。

たった1日の小さな会議ですが、どの講演も重要な情報やメッセージが盛り込まれています。どうぞ、ご堪能いただき、「原点回帰と未踏探究」の道標としてください。

2026年2月10日

会場案内

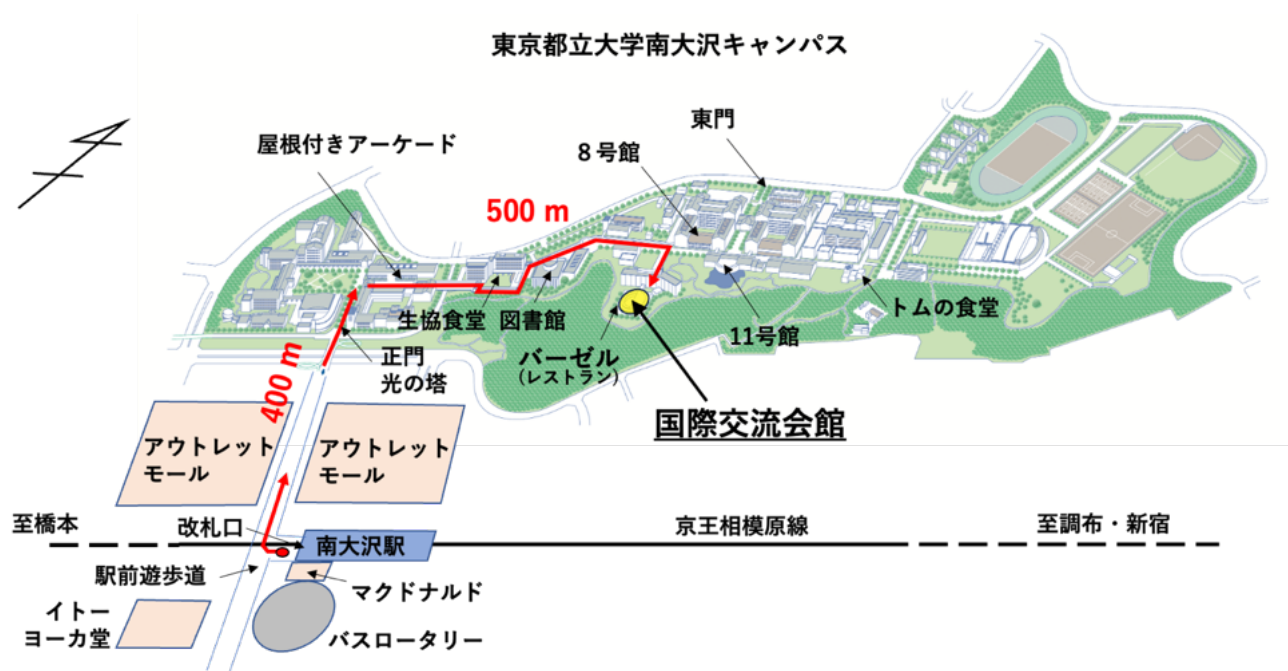
会場：東京都立大学南大沢キャンパス・国際交流会館・大会議室

住所：東京都八王子市南大沢 1-1

電話：042-677-1111（大代表）

アクセス：

京王相模原線・南大沢駅から徒歩 10 分。南大沢駅改札を出て、右手にお進みください。すぐに、大学正門のシンボル塔（光の塔（本抄録表紙））が見えてきます。



参加費

- ・バイオトライボロジ研究会員 3,000 円
- ・学生 1,000 円
- ・その他の方 4,000 円

発表者へのお知らせ

PC、プロジェクタ、レーザーポインターをご用意致します。PC あるいは USB メモリをご持参ください。一般講演の講演時間は討論を含めて 12 分です。

研究会事務局

〒192-0397 東京都八王子市南大沢 1-1

東京都立大学・医工連携研究センター

システムデザイン研究科・機械システム工学域・バイオメカニクス研究室

TEL&FAX: 042-677-2480

E-mail: fujie@tmu.ac.jp

https://fujielab.fpark.tmu.ac.jp/biotra/Biotribology_2022/Biotra2023.html

第46回バイオトライボロジシンポジウム プログラム

1. 開会の辞 9:00- 9:05 藤江裕道 (東京都立大学)

2. 細胞・生体分子のトライボロジー 9:10-10:10 座長：山本 浩司 (同志社大)
山崎 雅史 (東京都立大)

1) 前十字靱帯エンテシスの繰り返し圧縮力による非石灰化線維軟骨の維持・生成
松井萌菜, 井上 隼, 石井大地, 山崎雅史, 藤江裕道 (東京都立大学システムデザイン学部)

2) ヒアルロン酸存在下における軟骨表層 lubricin ドメインの局在評価
福屋美咲, 小林 永, 森田有亮, 山本浩司 (同志社大学生命医科学部)

3) 前十字靱帯のルブリシンの分布
井上 隼, 藤江裕道 (東京都立大学システムデザイン学部)

4) 噴流環境下で壁せん断応力が血管内皮細胞形態へ及ぼす影響
坂元尚哉 (東京都立大学システムデザイン学部)

5) AFM 探針による摩擦刺激が子宮頸癌細胞に及ぼす影響
島村龍汰, 佐藤魁星, 金 スヨン, 元祐昌廣, 佐々木信也 (東京理科大学工学部)

2. 東京都立大学医工連携研究センターシンポジウム

10:20-11:20 座長：坂元 尚哉 (東京都立大)

6) Prediction of Anisotropic Cartilage Wear Using a Finite Element Musculoskeletal Model: An Experimental and Computational Study
Dangdang Wang, Zhongmin Jin, Junyan Li (School of Mechanical Engineering, Southwest Jiaotong University, China & Department of Orthopedics, Shanghai University of Medicine & Health Sciences Affiliated Zhoupu Hospital, China)

7) Tribology Research Activities in Malaysia-Japan International Institute of Technology
Kanao Fukuda, Shahira Liza Kamis (Malaysia-Japan International Institute of Technology, Universiti Teknologi Malaysia)

3. 生体関節・人工関節の評価

11:30-12:06

座長：迫田 秀行（国立医薬品食
品衛生研究所）

8) 人工股関節シェルの初期固定性に対する歩行荷重および CUP-CE 角の影響分析とモデル構築
吉田和弘, 福島健介, 酒井利奈, 内山勝文, 高平尚伸, 氏平政伸（北里大学医療衛生学部, 同医学部）

9) 後捻設置リバース型人工肩関節置換術後の初期安定性

力石温太, 佐々木大空, 酒井利奈, 見目智紀, 田澤 諒, 吉田和弘, 氏平政伸（北里大学医療衛生学部, 同医学部）

10) A Novel Robotic System for Hip Joint Biomechanical Testing: Visualization of Articular Contact

Ryui Kumagai, Yuta Sakamoto, Daisuke Suzuki, Atsushi Teramoto, Hiromichi Fujie (Faculty of Systems Design, Tokyo Metropolitan University, Department of Rehabilitation, Hokkaido Chitose College of Rehabilitation, School of Medicine, Sapporo Medical University)

4. 特別講演

13:10-13:40

座長：藤江 裕道（東京都立大学）

11) バイオトライボロジーからの学びとその還元

佐々木信也（東京理科大学工学部）

5. 基調講演

13:45-14:45

座長：酒井 利奈（北里大学）

12) 再考：関節の潤滑機構

馬淵清資（北里大学）

13) 軟骨表面とハイドロゲル表面でのバイオトライボロジー

澤江義則, 新盛弘法, 鎗光清道, 李 文肖（九州大学工学部）

6. 関節潤滑メカニズム

14:55-15:55

座長：坂井 伸朗（九州工業大学）

14) Friction of Articular Cartilage Surface Lubricated by Synovial Fluid Constituents against Glass and Hydrogel Counterfaces

Wenxiao Li, Seido Yarimitsu, Yoshinori Sawae (Faculty of Engineering, Kyushu University)

15) 高含水ハイドロゲルの摩擦特性に対する関節液成分の影響

新盛弘法, 鎗光清道, 澤江義則（九州大学工学研究院）

16) 摩擦刺激によるアルブミン吸着膜の表面自由エネルギーの変化

中嶋和弘（東洋大学理工学部）

17) 物理架橋 PVA ハイドロゲルの微結晶構造と摩擦特性の関係

鎗光清道, 渡邊嵩士, 土居飛陽, 新盛弘法, 澤江義則（九州大学工学研究院）

18) ポリビニルアルコールハイドロゲルの摩擦界面における間質流体挙動の推定

荒川 景, 藤江裕道（東京都立大学システムデザイン学部）

7. 臨床機器のトライボロジー

16:05-16:53

座長：中西 義孝（熊本大）

19) 血管内治療機器に施された親水性コーティングの剥離に関する評価法の開発に向けた取り組み

迫田秀行, 山家弘雄, 坪子侑佑, 山本栄一（国立医薬品食品衛生研究所医療機器部, 昭和医科大学横浜市北部病院）

20) 軟性内視鏡ロボットにおけるゼリー拭き取りのための PVA クリーナーの開発

上村成範, 橋爪 彰, 寺尾誠吾, 坂井伸朗, 久米恵一郎, 村上輝夫（九州工業大学工学部, 産業医科大学医学部, 九州大学工学研究院）

21) 水和境界潤滑による軸封機構

内園晴登, 鈴木 遼, 中西義孝（熊本大学自然科学教育部, 同先端科学研究部）

22) 自然滴下輸液における設定流量と実流量の乖離に関する定量的検討

原田悠愛, 酒井利奈, 相馬邦造, 吉田和弘, 氏平政伸（北里大学医療衛生学部, (株)マーク電子）

8. 閉会の辞

16:55-17:00

村上 輝夫（九州大学）

前十字靱帯エンターシスの繰り返し圧縮力による非石灰化線維軟骨の維持・生成

松井萌葉¹, 井上隼¹, 石井大地¹, 山崎雅史^{1,2}, 藤江裕道^{1,2}

¹ 東京都立大学システムデザイン研究科 ² 同大学医工連携研究センター

Abstract

It is believed that the uncalcified fibrocartilage (UF) plays an important role in avoiding stress concentration and preserving the ligament's functions. Ishi et al indicated that an anterior force of 200 N applied to the porcine knee caused not only a tension of 190 N in the ACL but also a compression of 100 N to the ACL enthesis. This study, therefore, aims to investigate the response of the UF to cyclic compressive loadings in the anterior cruciate ligament (ACL) enthesis. An ex vivo organ culture of the ACL entheses from rats was performed under cyclic compressive loading of either 0.5 N (moderate loading) or 1.0 N (intense loading) for a period of 6 seconds, four hours a day, in total period of 1 week. The results indicate that moderate compressive loading helps maintain the UF structure and composition, while intense or no loading leads to its degradation. The obtained results showed that appropriate compressive loading promotes the maintenance and formation of the UF layer in the ACL enthesis.

Keywords: Anterior cruciate ligament (ACL), Enthesis, Ex-vivo, Compressive forces, Uncalcified fibrocartilage (UF)

1, 緒言

前十字靱帯 (ACL) の大腿骨付着部 (ACL 大腿骨エンターシス) は、長期間にわたり、大きさや作用方向が目まぐるしく変化する ACL 張力を受け止め、膝関節機能を根底から支えている (図 1)。先行研究では、実験動物の強制運動や関節固定により、ACL エンターシスの構造や機能が変化することが示されている⁽¹⁾⁽²⁾。しかし、これらは in vivo の実験であったため、定量的な因果関係は不明であった。一方、我々はこれまでに、ACL 付着部近傍の非石灰化軟骨 (UF) 層で ACL 線維が屈曲し、その屈曲が関節荷重下でも維持されること⁽³⁾、UF 層により ACL 線維の引張応力が低減し、応力集中が緩和されること⁽⁴⁾、および、線維屈曲により、膝前方荷重の半分程度の大きさの圧縮力が付着部に作用すること⁽⁴⁾⁽⁵⁾、を突き止めている。そこで、本研究ではラットの ACL エンターシスの器官培養系を構築し、大きさと作用頻度を制御したくり返し圧縮力が ACL エンターシスの構造、特に UF の維持・生成に及ぼす影響について検討した。

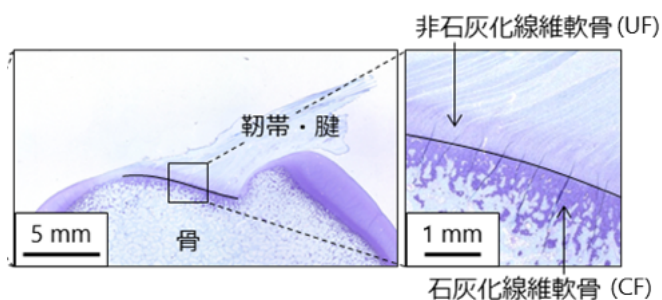


図 1 エンターシスの構造

2, 方法

4 週齢の SD ラット (雌, n=4) を安楽死させ、左右の膝関節を摘出した。ACL および ACL エンターシスを含む長さ約 10mm の大腿骨遠位端 (図 1) を用意し、治具を介して荷重負荷装置 (ST-1401, ストレックス) に固定した⁽⁴⁾。1 週間の培養期間中、ACL 大腿骨付着部に最大圧縮荷重 1 日あたり 0.5N または 1N の繰り返し荷重を 4 時間、周期 6s であたえた (図 2)。圧縮荷重の 1N は、荷重解析により、ブタ膝関節に前方力を 200N 負荷した際、約 100N の圧縮力が ACL 大腿骨エンターシスに作用していた。ブタ膝関節 ACL 大腿骨エンターシスの領域は直径約 10mm の円形状であり、ラット膝関節 ACL 大腿骨エンターシスの領域は直径約 1mm の円形状であった。このことから、同等の圧縮応力が作用するように 1N の圧縮荷重を決定し、その半分の大きさである 0.5N の圧縮荷重を負荷させる条件も設けた。圧子は、直径 1mm の円形平端圧子を用いた。比較対照の圧縮荷重をあたえない無負荷の群も用意した。培養終了後に ACL 大腿骨エンターシス構造を観察するために HE 染色と、トルイジンブルー (TB) 染色による組織観察、および TUNEL 法によるアポトーシス評価を実施した。TB 染色の結果に対して ImageJ (NIH) を用いて画像解析を実施し、維持された UF 層を評価した。さらに、構造評価だけでなく動的粘弾性試験も行い、力学評価も行った。なお、以上の動物実験は、東京都立大学研究倫理委員会で審査・承認され (A6-5)、東京都立大学動物実験管理規定に基づいて実施された。

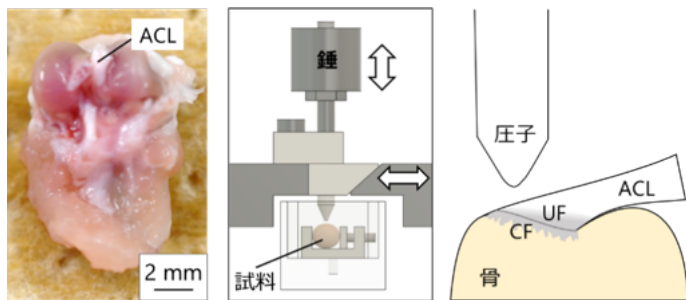


図2 ラットの ACL エンテシス (左図) 圧縮荷重装置の概略 (中図) 圧縮荷重作用の様子 (右図)

3, 結果

培養前群では, ACL-UF-石灰化線維軟骨 (CF) -骨の明瞭な傾斜構造が確認され, UF は CF と同程度に濃染された (図 3). 無負荷群では, わずか1週間の負荷停止により UF が消失し, ACL 線維内の細胞が比較的少ない傾向があり, 傾斜構造が崩壊した. これに対し, 低負荷群ではやや薄染ではあるが UF が残存し, 軟骨様細胞も確認ができ, 傾斜構造が保たれた. 一方, 高負荷群では UF がほぼ消失していたが, 軟骨様細胞も一部確認ができ, 傾斜構造は一部のみ確認ができた.

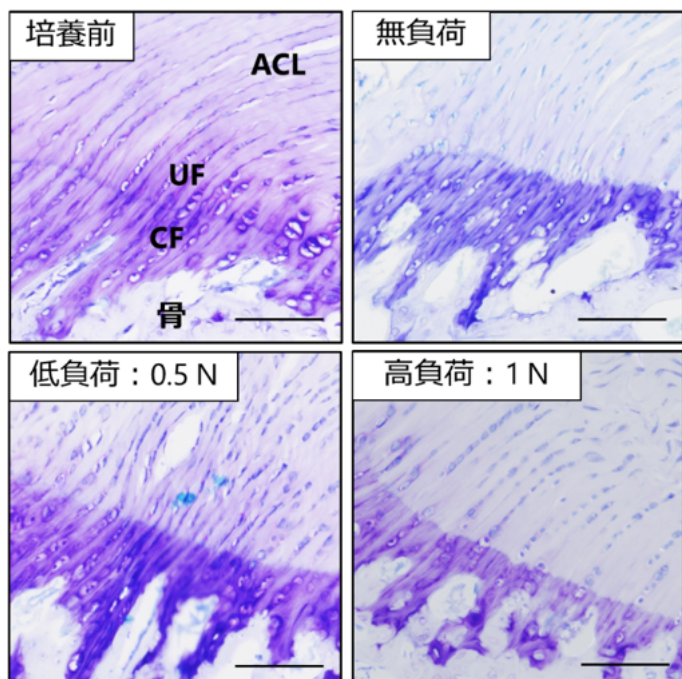


図3 TB 染色の結果 (Scale bars = 100 μ m)

また, TB 染色の結果に対して画像解析を実施し, UF 層の面積を比較した図を示す (図 4). このことから無負荷の群では UF 層が最も少なく, 0.5N が最も多いことが分かった.

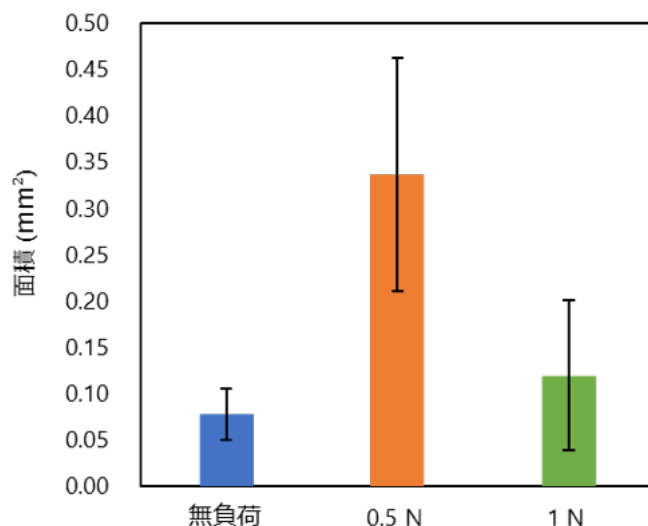


図4 TB 染色による UF 層の面積

4, 考察

無負荷の器官培養では, わずか1週間で UF 層が消失し, エンテシスの傾斜構造が崩壊することが分かった. それに対し, 最大 0.5 N のくり返し圧縮荷重を1日4時間あたえることで, UF 層が残存し, エンテシスの傾斜構造が保たれることが分かった. このことから, くり返し圧縮荷重負荷により, UF 層が維持または生成され, ACL 大腿骨エンテシスの機能が正常レベルに保たれることが推測された. ただし, 最大荷重 1 N では無負荷群とほぼ同様の結果となったため, 荷重には適正な大きさがあることが分かる. さらに画像解析を行ったことにより, 無負荷よりも 0.5N のほうが UF 層の面積が大きいなどの傾向があることが分かった. この結果から, ACL 大腿骨エンテシスへ圧縮力を与えると UF 層が維持されていることが定量的に示された.

5, 結言

ラットの ACL 大腿骨エンテシスに対して 0.5N の繰り返圧縮力を与えると, UF 層の構造が維持される.

参考文献

- (1) Thomopoulos S., J Orthop Res, 2007.
- (2) Ozone K., J Orthop Res, 2022.
- (3) Ishii D., ABME, 2024.
- (4) 井上ら, 臨床バイオメカニクス, 2026.
- (5) 石井ら, 臨床バイオメカニクス, 2024.

ヒアルロン酸存在下における軟骨表層lubricinドメインの局在評価

○福屋 美咲 (同志社大院) 小林 永 (同志社大院)
森田 有亮 (同志社大) 山本 浩司 (同志社大)

1. 諸 言

軟骨表層はコラーゲン構造やヒアルロン酸(HA)を基盤とした水和層により、優れた潤滑機能を有している。この表層機能は、軟骨の表層特異的に発現する糖タンパク質の一種である lubricin が欠損すると失われることから⁽¹⁾, lubricin の発現や局在・相互作用と強く関連していると考えられる。一般に、タンパク質はN末端からC末端に翻訳され、局在制御や立体構造、他分子との相互作用においてはN末端およびC末端の遊離構造が重要であることが知られている。しかし、lubricin におけるこれらの末端ドメインがどのように表層機能の形成に関与しているか明らかになっていない。本研究では、表層基盤となるコラーゲンやHA存在下における lubricin N末端やC末端ドメインの局在を評価することで、表層機能形成について知見を得ることを目指した。

2. 方 法

2.1 遺伝子組換え lubricin (rLUB)の開発

大腸菌発現系を用いて lubricin N末端(rLUB-N)と lubricin C末端(rLUB-C)を作製した。配列は *Mus Musculus* の *Prg4* 配列を使用し、プラスミドベクターには $6 \times \text{Histidine tag}$ が組み込まれた *pET30a(+)*を使用した。構築したベクターは BL21(DE3)を用いて発現させ、発現状態は Western blot と SDS-PAGE を用いて評価した。

2.2 HA と rLUBs の蛍光染色

HA は 960 kDa 以上のものを使用し、Ryan ら⁽²⁾の手法を参考に 5-aminofluorescein を用いて染色し、終濃度 3.5 mg/mL に調整した。rLUBs は Harmanson ら⁽³⁾の手法を参考に、Rhodamine B isothiocyanate を用いて染色し、全長 lubricin において水和層形成が報告されている 10 $\mu\text{g/mL}$ を参考にモル濃度を算出した。豚膝関節より直径 5 mm、厚み 2 mm の関節軟骨組織を採取後、4 時間浸漬させた。

3. 結果及び考察

図 1 に rLUBs と外来性 HA を吸着させた共焦点/多光子励起マルチイメージング画像を示す。画像より、rLUB-N は外来性 HA と同一箇所に局在する様子が確認された。一方で rLUB-C は外来性 HA 局在に依存せず、軟骨表層全体

に吸着している様子が確認された。Lubricin の末端ドメインはいずれも HA と疎水性相互作用を示すことが報告されているが、本研究の結果から、生体組織上においては N 末端が HA に対してより選択的に局在することが示唆された。このことは、N 末端ドメインが表層機能形成の初期において足場となる表層 HA と直接的に相互作用する可能性を示唆している。一方で、C 末端のヘモペキシン様ドメインは相同性を有する MMP ファミリーにおいて、コラーゲンとの相互作用を担うことが知られている。このことから、HA との疎水性相互作用に加え、コラーゲンや他の表層分子との相互作用を介して lubricin を表層に留め、表層の水和能や境界潤滑能の安定化に寄与している可能性がある。摩擦環境下におけるこれらの分子動態を評価することで、分子配置や水和状態の動的な変化について考慮できるようになり、表層水和機能に関する知見が深まると期待できる。

4. 結 言

Lubricin の N 末端ドメインは表層 HA と直接的に相互作用し、C 末端はコラーゲンや他の表層分子との相互作用を介して、表層機能の安定化に寄与する可能性が示唆された。

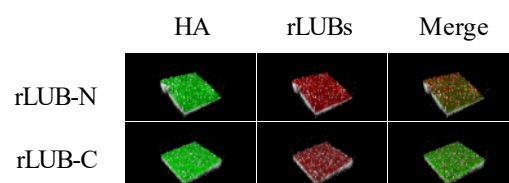


図 1. コラーゲンと HA・rLUBs の三次元画像
(Green: HA, Red: rLUBs, White: Collagen)

謝辞

本研究は JSPS 科研費 25K01150 の助成を受けたものです。
参考文献

- (1) Stefan Z., et al., Arthritis and Rheumatology, Vol. 62, No. 6, (2010), pp.1666-1674.
- (2) Rich RM, et al., Journal of Photochemistry and Photobiology B: Biology, Vol.116, (2012), pp. 7-12.
- (3) Greg T. Hermanson., Bioconjugate techniques 2nd Edition, Elsevier, (2008), p. 419.

前十字靱帯のルブリシンの分布

井上 隼¹, 藤江 裕道^{1,2}

¹ 東京都立大学システムデザイン研究科 ² 同大学医工連携研究センター

【背景】

滑らかな関節運動を実現するため、生体組織の接触部では、摩擦力を低減する仕組みが備わっている必要がある。靱帯も例外ではなく、前十字靱帯（ACL）は後十字靱帯（PCL）、半月、軟骨と接触している⁽¹⁾。靱帯・腱の摩擦特性において、境界潤滑性能を向上させるタンパク質であるルブリシンが議論されている⁽²⁾が、ACL のルブリシンの分布は明らかではない。そのため、本研究では組織染色により、ACL のルブリシンの分布について検討する。

【方法】

試料には、未成熟ブタ ACL ($n = 1$) を用いた。ACL は解剖学的に別線維束とされる前内側線維束（AMB）と後外側線維束（PLB）に分けた。試料をパラフィン固定し、薄切後、クエン酸緩衝液（武藤化学）と 0.1 % ヒアルロニダーゼ（Merck）でそれぞれ抗原賦活化をした。その後、Anti-Lubricin/MSF 抗体（Merck）、Alexa Fluor 555（Invitrogen）にて免疫組織化学染色を実施した。対比染色として、DAPI を用い、正立顕微鏡（Olympus BX53）で観察を実施した。画像解析には、ImageJ（NIH）を使用した。

事前に行ったブタ膝関節の受動屈曲中の観察で ACL と PCL、半月、大腿骨軟骨との接触が確認された。そこで、これらの接触部位 (1) AMB-PCL 近位接触部、(2) AMB-PCL 遠位接触部、(3) AMB-半月接触部、(4) PLB-大腿骨軟骨接触部と、比較対照用の非接触部位 (5) AMB-大腿骨付着部近傍を定義し（図 1）、ルブリシンの分布を評価した。

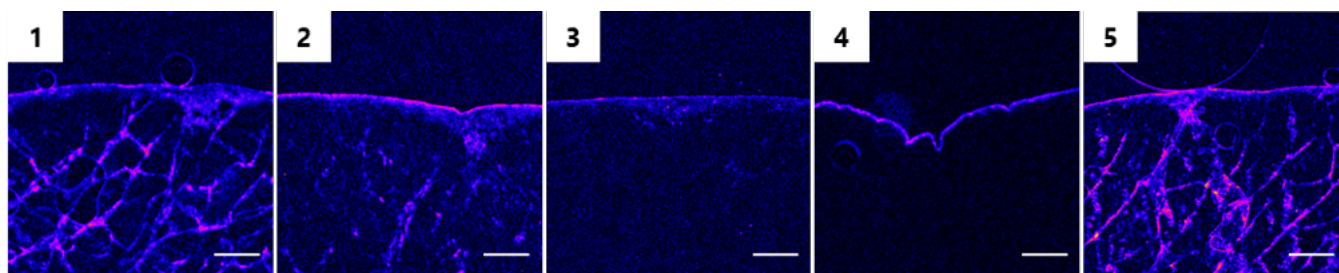


図2 ACLの (1) PCL近位接触部 (2) PCL遠位接触部 (3) 半月接触部 (4) 大腿骨軟骨接触部 (5) 大腿骨付着部近傍におけるルブリシンの免疫組織化学染色の結果 (Scale bars=200 μ m, 紫色: ルブリシン)。

【結果】

(1) AMB-PCL 近位接触部、(2) AMB-PCL 遠位接触部、(5) AMB-大腿骨付着部近傍部の表面にルブリシンが多く観察された。また、(1) AMB-PCL 近位接触部、(5) AMB-大腿骨付着部近傍部では内部にもルブリシンが分布し、一

辺 150-300 μ m の網目構造をとっていた（図 2）。それに比べ、(3) AMB-内側半月接触部、(4) PLB-大腿骨軟骨接触部ではルブリシンは微量であった。

【考察】

ACL のルブリシンの分布には部位依存性があることが分かった。ACL のアルミナセラミックス球を相手材とした摩擦計測において PCL 接触部は他の部位と比較して動摩擦係数が低いことが明らかとなっている⁽³⁾。本研究の結果を踏まえると、ルブリシンにより動摩擦係数が低くなつたと推察される。また、ACL の大腿骨付着部近傍から中間あたりまで、内部線維の隙間を埋めるように分布していた。ACL の大腿骨付着部近傍部分には、膝屈曲時に大きなねじりが発生することが報告されている⁽⁴⁾。その際に生じる線維間の摩擦を低減するために、ルブリシンが生成されている可能性がある。

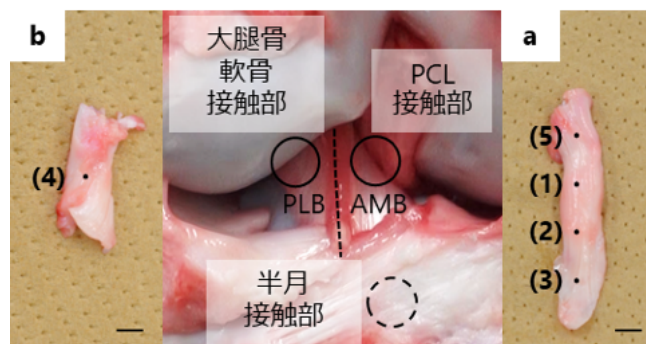


図1 ACLの各接触部とAMB (a), PLB (b)の測定箇所, Scale bars=5 mm.

【文献】

- (1) Kropf EJ., et al., KSSTA., 2013.
- (2) Sun Y., et al., Connect Tissue Res., 2006.
- (3) 井上ら, 臨床バイオメカニクス, 2025.
- (4) 山川, 首都大学東京学位論文, 2018.

噴流環境下で壁せん断応力が血管内皮細胞形態へ及ぼす影響

坂元 尚哉

東京都立大学・システムデザイン学部・機械システム工学科

1. 緒言

血管内膜に単層で存在する血管内皮細胞は、血流に伴う壁せん断応力 (Wall shear stress; WSS) を感知し、流れの方向に伸長・配向した形状へと形態を変化させ、同時に細胞骨格の一つアクチンフィラメントも流れの方向に発達させる。このような形態変化と共に内皮細胞は機能を変化させ、血管壁の機能と恒常性維持において重要な役割を果し、一方で内皮細胞の形態・機能障害は血管疾患に関与することが知られている。

これまでの報告において、大動脈弁狭窄症に伴い、非生理的な高い流速を持った血流が動脈壁へ衝突するような血流が発生し、このような血流環境と大動脈拡張や解離といった血管疾患との関係が指摘されている。血流に直接さらされる内皮細胞の機能障害が衝突する血流力学環境によって引き起こされ、疾患発症に関わっている可能性が考えられている。しかし、生体内で衝突血流と細胞機能との関係を確認することは困難であり、培養内皮細胞を用いた生体外実験による基礎的検討が求められている。

本研究では、内皮細胞培養面において衝突流を作用させ、衝突流に伴う高い WSS と動圧が内皮細胞の形態およびアクチンフィラメント構造におよぼす影響を調べた。

2. 実験方法

カバーガラス上に播種したヒト大動脈内皮細胞がコンフルエントに達したことを確認し実験に用いた。培養内皮細胞に対して、垂直もしくは傾いた衝突流れを付加できるフローチャンバを用いて 2 時間の流れ負荷を行った。垂直な衝突流 (垂直衝突流) では高い WSS と動圧が同時に、また垂直から 15 度傾いた衝突流 (傾斜衝突流) では高い WSS と動圧が異なる領域で生じる。これにより内皮細胞に対する WSS と動圧それぞれの影響の分離を図った。チャンバ内の流れを予め数値流体解析により算出した。衝突流負荷後、細胞核と細胞骨格の一つアクチンフィラメントの蛍光顕微鏡像を取得し、細胞形態を評価した。

3. 結果および考察

垂直および傾斜衝突流負荷後、顕著な剥離は見られず内皮細胞は単層を維持したままであった。垂直衝突流を負荷した内皮細胞では、約 20Pa の高い WSS と動圧が同時に生じる領域において、細胞核の長軸が流れに対して直交方向に配向する傾向がみられた。アクチンフィラメントにも同様に直交配向が認められた。一方で、傾斜衝突流を負荷した内皮細胞において、WSS と動圧それぞれが単独で高くなる箇所を観察した結果、流れ方向に対する細胞核およびアクチンフィラメントの配向性変化は見られなかった。

生理的な範囲の 2Pa 程度からより高い 8Pa 程度の WSS に対して通常内皮細胞は流れの方向に配向した形態および流れの方向にアクチンフィラメントを発達させることが知られている⁽¹⁾。しかし、流れ方向に対する内皮細胞の配向現象では、持続的な WSS 負荷に対して 3~6 時間くらいから形態応答が認められるようになる⁽²⁾。また、6~10Pa 以上の高い WSS にさらされた内皮細胞が流れに対して一時的に直交方向に内皮細胞が配向する現象も示されているが、これらも 24 時間程度の刺激負荷後の結果として示されている⁽³⁾。本研究では 2 時間の流れ負荷により細胞およびアクチンフィラメント構造の特定方向に対する配向性が顕在化する傾向が認められた。従来の WSS 刺激に比べ、非常に早い内皮細胞の形態的変化が得られており、この現象は WSS と動圧が同時に作用した環境によって引き起こされる特異的な現象であると考えられる。

参考文献

- (1) Kataoka, et al, *Med Biol Eng Comput* (1998), **36**(1): 122-128.
- (2) Sakamoto, et al, *Biochem Biophys Res Commun* (2010), **398**(3): 426-432.
- (3) Sakamoto, et al, *Biochem Biophys Res Commun* (2010), **395**(2): 264-269.

AFM 探針による摩擦刺激が子宮頸癌細胞に及ぼす影響

The effects of shear stress by AFM probe on cervical cancer cells

東理大・院 島村 龍汰 東理大・工 佐藤 魁星

東理大・院 金 スヨン 東理大・工 元祐 昌廣 東理大・工 佐々木 信也

Ryuta Shimamura**, Kaisei Sato*, Kim Sooyoung**, Masahiro Motosuke*, Shinya Sasaki*

*Tokyo University of Science, ** Graduate School of Tokyo University of Science

1. 緒言

癌治療の更なる高度化に向け、細胞に与えられた外力に対して細胞が応答するシステムである、メカノトランスダクションに関する研究が注目されている。メカノトランスダクションの研究対象としては、多岐にわたり、癌細胞の機械的特性と悪性度の関係についての詳細な理解が求められている。先行研究では、癌細胞の弾性率が增加することで、転移能が消失し悪性度が下がること、また、転移能が低いがん細胞は、凝着力が大きいことが報告されている^{1,2)}。しかしながら、圧縮や引張応力が癌細胞の転移能に与える影響は調査されているが、機械的な刺激である摩擦刺激が癌細胞の悪性度に与える影響についての調査事例はない。本研究では、原子間力顕微鏡 (AFM) を用い、AFM 探針による摩擦刺激が癌細胞の機械的特性に及ぼす影響について調査した。

2. 実験概要

2.1 実験材料

実験サンプルには子宮頸癌細胞である HeLa 細胞を用いた。細胞は、MEM (Minimum Essential Medium) 培地にストレプトマイシンとペニシリンの混合物、ならびにウシ胎児血清を混合し、温度 37 °C、CO₂ 濃度 5~6 % の条件下で培養を行った。測定する細胞は、全て播種してから 48~72 時間経過したものを用いた。

2.2 実験方法

摩擦刺激が細胞の弾性率に及ぼす影響を調査するため、培養液中の細胞表面の ZX 面のフォースカーブ測定を行った。AFM は SPM-8100FM (SHIMADZU, JP) を使用した。フォースカーブ測定は、摩擦試験前後および紫外線照射前後で測定を行った。式(1)に、弾性率の算出理論である JKR2 点法の式を示す。

$$K \approx \frac{1.27F_1}{\sqrt{R(\delta_0 - \delta_1)^3}} \quad (1)$$

ここで、 K は弾性定数、 F_1 は最大凝着力、 R はカンチレバー先端の直径、 $\delta_0 - \delta_1$ は押し込み量である。上記の式を用いて、AFM 測定で得られたフォースカーブをもとに、弾性率を算出した。凝着力は、フォースカーブの引き離し時に取得される最大引き離し力が相当する。細胞膜を覆う柔らかくブラシ状の糖鎖構造であるグリコカリック (EGL) の厚さを調査のため、フォースカーブにおける立ち上がりの傾きを二種類に分け、斥力層の厚さをグリコカリックの層厚さと定義した。また、硬さの指標として、フォースカーブの傾きを細胞本体の剛性として算出した。フォースカーブ測定は、温度 37 °C、走査荷重 2.61 nN、走査速度 16 Hz で行った。また、摩擦試験は、温度 37 °C、走査速度 6 Hz、走査荷重 2.61 nN、スキャン領域 30×30 μm、走査時間 30 min で行った。カンチレバーには、直径 6 μm のポリスチレン球をチップレスカンチレバーの先端に取り付けた自作のコロイダルカンチレバーを使用した。使用したカンチレバーのばね定数は、0.12 N/m であった。

3. 実験結果

3.1 弾性率

Figure 1 に、摩擦試験前後の HeLa 細胞の弾性率の測定結果を示す。摩擦試験前の弾性率は 1.24 kPa、摩擦試験後の弾性率は 1.61 kPa となり、弾性率が大きくなることが確認された。

3.2 凝着力

Figure 2 に、摩擦試験前後の HeLa 細胞の凝着力の測定結果を示す。摩擦試験前の凝着力は 1.64 nN、摩擦試験後は 2.39 nN となり、摩擦試験後に凝着力が大きくなることが確認された。

3.3 剛性

Figure 3 に、摩擦試験前後の HeLa 細胞の剛性の測定結果を示す。摩擦試験前の剛性は 10.2 pN/nm、摩擦試験後は 11.1 pN/nm となり、摩擦試験後に剛性が大きくなることが確認された。

3.4 EGL 厚さ

Figure 4 に、摩擦刺激前後の HeLa 細胞の EGL 層変化の測定結果を示す。摩擦試験前は 0.43 μm、摩擦試験後は 0.31 μm となり、摩擦試験後に EGL 層が減少することが確認された。

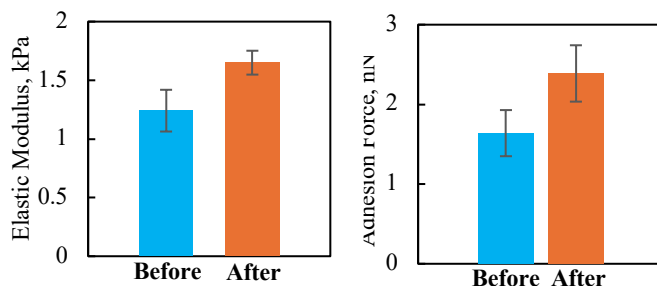


Fig.1 Elastic modulus of HeLa

Fig.2 Adhesion force of HeLa

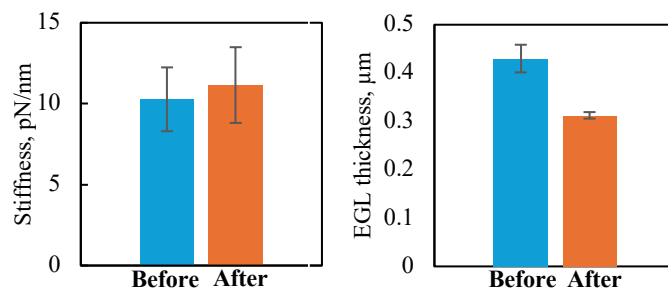


Fig.3 Stiffness of HeLa

Fig.4 EGL thickness of HeLa

4. 考察

4.1 弾性率

細胞の機械的強度を担う細胞骨格タンパク質の一つとして、細胞内にはアクチンフィラメントというタンパク質の重合体が存在する。先行研究により、細胞に機械的刺激が加わると、Fig. 5 のように新たなアクチンフィラメントの重合反応が生じること、アクチンの重合が起きる際には細胞膜が伸び細胞膜張力が増加すること、細胞の弾性率は細胞膜の張力に依存することが報告されている^{1,3,4)}。本実験においては、摩擦により細胞の弾性率が増加することが確認された。これは、機械的刺激の一種である摩擦によってアクチンの重合反応が生じたことで、細胞膜の伸長と細胞膜の張力増加が発生したためと考えられる。

4.2 凝着力と EGL の関係

凝着力の支配要因としては、共有結合、金属結合などの一次結合と、分子間力による二次結合の二種類に大きく分けられる。カンチレバーと細胞間の凝着においては、一次結合可能なイオン、電子が存在しない為、二次結合の分子間力が支配的と考えられる。また、固体同士の接触においては、真実接触部のすき間が完全にゼロになることはなく、原子の電子雲同士の反発等によりすき間が発生する。この為、分子間力が支配的な凝着では、二固体間の最接近距離を考慮する必要がある。分子間力が支配的なソフトマテリアルにおける凝着力 F は、二球間に生じる分子間力から凝着エネルギーを算出し、JKR 理論を用いて、以下の式(2)で示せると考えられる⁵⁾。

$$F = \frac{3\pi}{2} \times \frac{R_1 R_2}{R_1 + R_2} \times \frac{A}{12\pi D^2} \quad (2)$$

ここで、 R_1 , R_2 は二固体の半径、 A は媒質依存の定数、 D が接近距離であり、 D が小さくなるほど凝着力 F は大きくなる。本実験では Fig.6 の様に、摩擦刺激により EGL が摩耗したことが考えられる。EGL が摩耗したことにより、Fig.7 の様にカンチレバーと細胞間が接近しやすくなり、式(2)における D が小さくなり、結果的に凝着力 F が増加したことが考えられる。

5. 結言

AFM 探針による摩擦刺激が、子宮頸癌細胞の弾性率、EGL 層厚さ、凝着力に与える影響を調査した結果、以下の知見を得た。

- (1) 摩擦刺激により、細胞の弾性率が上昇することが確認された。この原因は、細胞への機械的刺激により新たなアクチン重合が促進され、細胞膜の張力が増加したためと考えられる。
- (2) 摩擦刺激により、細胞の剛性が上昇することが確認された。
- (3) 摩擦刺激により、細胞の EGL 層が減少することが確認された。これは、摩擦刺激によって EGL 層が摩耗したためと考えられる。
- (4) 摩擦刺激により、細胞の凝着力が上昇することが確認された。この原因は、EGL が摩耗したことによる最接近距離の減少により、凝着エネルギーが上昇したためだと考えられる。

文献

- 1) K. Tsujita, R. Satow, S. Asada, Y. Nakamura, L. Arnes, K. Sako, Y. Fujita, K. Fukami & T. Itoh: Homeostatic membrane tension constrains cancer cell dissemination by counteracting BAR protein assembly, Nature Communications, 12, 1 (2021) 5930.
- 2) M. Kane, P. Beri, J. Tuler, I. L. Williams, A. Kumar, S. Klein, P. Katira, and A. J. Engler: Adhesion strength of tumor cells predicts metastatic disease in vivo, Cell Reports, 44, 3 (2025) 5930.
- 3) C. Higashida, T. Kiuchi, H. Mizuno, M. Maruoka, S. Narumiya, K. Mizuno, N. Watanabe: F-and G-actin homeostasis regulates mechanosensitive actin nucleation by formins, Nature Cell Biology, 15, 4(2013) 395–405.
- 4) K. Tsujita, T. Takenawa, T. Itoh: Feedback regulation between plasma membrane tension and membrane-bending proteins organizes cell polarity during leading edge formation, Nature Cell Biology, 17, 6 (2015) 749-758.
- 5) H.C. Hamaker: Vander waals attraction between spherical particles, Physica IV, 4,10 (1937) 1058-1072.

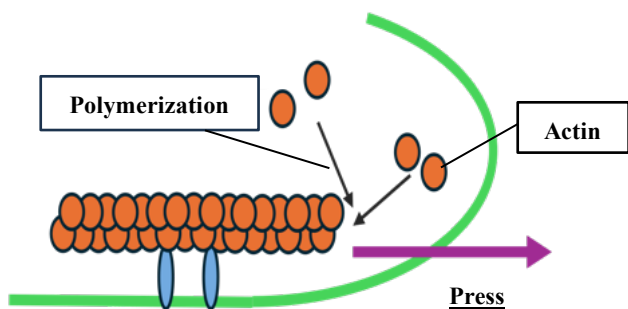


Fig. 5 Actin polymerization

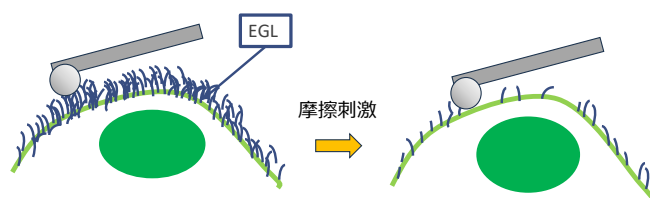


Fig. 6 Wear mechanisms of EGL

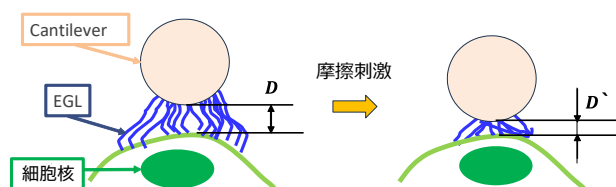


Fig.7 Change in minimum distance due to EGL wear

Prediction of Anisotropic Cartilage Wear Using a Finite Element Musculoskeletal Model: an Experimental and Computational Study

Dangdang Wang¹, Zhongmin Jin¹, Junyan Li^{2,3*}

1. School of Mechanical Engineering, Southwest Jiaotong University, Chengdu, China

2. Department of Orthopedics, Shanghai University of Medicine & Health Sciences Affiliated Zhoupu Hospital, Shanghai, China

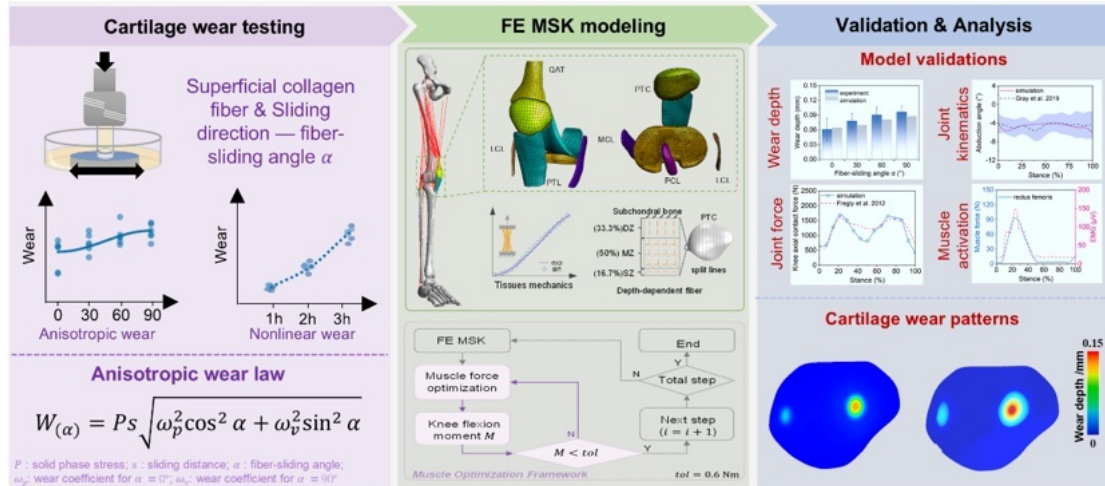
3. School of Medical Instrument, Shanghai University of Medicine & Health Sciences, Shanghai, China

Background: Mechanical wear of articular cartilage is one of the primary causes of joint pain and revision surgery in hemi-hip and patella-retaining total knee arthroplasty. The superficial zone of cartilage exhibits unidirectional collagen fibre alignment, resulting in anisotropic mechanical properties. Consequently, cartilage wear may also exhibit anisotropy depending on fibre orientation. However, *in vivo* wear testing is invasive, highlighting the need for computational musculoskeletal (MSK) models capable of predicting cartilage wear under physiological conditions. Current studies remain limited in this regard. Quantitative experimental data describing the relationship between cartilage wear and fibre orientation are scarce, and existing wear laws seldom consider cartilage anisotropy. Moreover, conventional MSK models based on multibody and hinge-type joints cannot accurately capture articular contact mechanics. Although prosthetic wear has been coupled with MSK simulations, *in vivo* cartilage wear prediction during physiological activities has not yet been reported.

Methods: A series of cartilage–CoCrMo wear tests were conducted under four fibre sliding angles (0°, 30°, 60°, and 90°) to evaluate the effect of collagen fibre orientation on wear behaviour. Based on the experimental findings, a novel anisotropic wear law for articular cartilage was formulated and implemented into a finite element (FE) model via custom MATLAB coding to compute wear depth. Furthermore, a validated FE–MSK model of the lower limb—including cartilage, ligaments, and menisci—was developed to represent deformable joint contact. The anisotropic wear law was then coupled with the FE–MSK model to create an integrated simulation framework OptiMyo that is capable of dynamically predicting joint kinematics, contact mechanics, and cartilage wear progression throughout the gait cycle. Additionally, the influence of postoperative patellar height on cartilage wear was assessed to elucidate the combined effects of multiple biomechanical factors during gait.

Results: Cartilage exhibited pronounced anisotropic wear behavior against CoCrMo. Wear depth increased progressively as the sliding direction changed from parallel to perpendicular relative to the collagen fibres. The proposed FE wear model accurately captured this anisotropic wear pattern. The FE–MSK model shows good agreement with experimental measurements of knee contact forces and muscle activations. During gait simulation, patellar height markedly influenced patellofemoral contact forces and cartilage stresses. After one million gait cycles, the pseudo–patella baja configuration resulted in the lowest cumulative cartilage wear.

Conclusion: A novel and effective FE–MSK wear-coupling framework was developed, incorporating both joint contact mechanics and anisotropic cartilage wear characteristics. This framework provides a powerful tool for investigating the *in vivo* progression of cartilage wear and offers valuable insights for optimising joint prosthesis design and intraoperative positioning strategies.



Tribology Research Activities in Malaysia-Japan International Institute of Technology

Kanao Fukuda (*e-mail: fukuda.kl@utm.my), Shahira Liza Kamis

Malaysia-Japan International Institute of Technology, Universiti Teknologi Malaysia
Jalan Sultan Yahaya Petra, 54100 Kuala Lumpur, Malaysia

The Malaysia-Japan International Institute of Technology (MJIIT) was established in 2011 at the Universiti Teknologi Malaysia with the goal of introducing Japanese-style engineering research and education methods in Malaysia. Since its inception, MJIIT has focused on research and education in the field of tribology. From the beginning, tribology was made a compulsory subject for undergraduate students (it is currently an elective but will be reinstated as a compulsory subject in 2027). Since its establishment, the institute has also focused on research by establishing a Tribology and Precision Machining i-Kohza (TriPreM). In keeping with the founding purpose of MJIIT, TriPreM has hosted the Malaysia-Japan Tribology Symposium (the first was called the Malaysia-Japan Tribology Meeting) with the help of Kyushu University six times since 2012, providing a forum for exchange between Malaysian and Japanese tribology researchers. The seventh symposium is scheduled to be held in Kuala Lumpur, Malaysia, in July 2026.

From the outset, TriPreM has focused on research and development in technology and human resource development, placing emphasis on collaboration with universities, national research institutes, and companies, from the perspective of tribology as an engineering field contributing to human society. As a result, the TriPreM has co-authored papers with many universities (Kyushu University, Institute of Science Tokyo, University of Malaya, Universiti Putra Malaysia, Imperial College London, etc.), has conducted faculty and graduate student exchange programs (Kyushu University, National Institute of Advanced Industrial Science and Technology, Nagaoka University of Science and Technology, University of Hyogo, Tokyo City University, etc.), and has also undertaken commissioned research mainly to Japanese companies, and promoted students' internships and employment by many companies regardless of nationalities.

TriPreM's tribology research spans a wide range, from fundamental research into friction and wear phenomena to applied research geared toward commercialization. However, we always strive to balance our interest in practical applications, including the usage environment, with a scientific understanding and analysis of phenomena. Research themes include: 1) elucidation of tribological phenomena and their influencing factors [1-6], 2) development of tribological materials [7-12], 3) development of lubricating materials [13], 4) application of tribology to biomedical engineering [14-15], and 5) development of new transmission mechanisms. Regarding 1), we focus on elucidating the effects of the atmosphere, particularly humidity, on tribological phenomena, and we are characterized by methods for controlling trace humidity levels and the quantitative evaluation of water adsorbed on solid surfaces. Regarding 2), we are developing composite materials using plant-derived fibers with environmental considerations, developing environmentally friendly hard metal plating, modifying aluminum surfaces through anodizing, and performing surface modification of nanomaterials. Regarding 3), our main focus is the development of greases and additives using waste cooking oil and natural materials. Regarding 4), we are analyzing the causes of damage to resin materials used in artificial joints and examining ways to improve their performance, an area we plan to strengthen in the future. Regarding 5), we have devised a new speed-reduction mechanism that has a simple structure and is space-saving, and are currently working on understanding its characteristics and improving its efficiency. On the day of the presentation, we would like to introduce more specific details of our research and development.

References

- 1) K. Fukuda, Z. A. Subhi and T. Morita, "Analytical Study on the Growth and Transfer of Adhesive Substance Generated on the Surface in the Early Stage of Sliding", *Wear*, 330-331 (2015) 64-69.
- 2) K. Fukuda and T. Morita, "Physical model of adhesive wear in early stage of sliding," *Wear*, 349-377, Part B (2017) 1528-1533.
- 3) N. D. A Manaf, K. Fukuda, Z.A. Subhi, M. F. Mohd Radzi, "Influences of surface roughness on the water

adsorption on austenitic stainless steel,” *Tribology international*, 136, (2019) 75-81.

- 4) K. Yap, K. Fukuda, J. R. Vail, J. Wong, M. A. Masen, “Spatiotemporal mapping for in-situ and real-time tribological analysis in polymer-metal contacts,” *Tribology International*, July 2022, 171, 107533.
- 5) Q. Chen, T. Morita, Y. Sawae, K. Fukuda, J. Sugimura, “Effects of trace moisture content on tribofilm formation, friction and wear of CF-filled PTFE in hydrogen,” *Tribology International*, 188(2023)108905.
- 6) K. Yap, K. Fukuda, L. Amspacher, R. Pero, N. Randall, M. A. Masen, “Humidity-induced tribofilms of unfilled PTFE,” *Wear* 584-585 (2025) 206-424.
- 7) N. A. Mat Tahir, S. Liza, K. Fukuda, S. Mohamad, M. Z. Fathi Hashimi, M. S. Mohd Yunus, Y. Yaakob, I. S. Othman, “Surface and Tribological Properties of Oxide Films on Aluminium Alloy through Fly-Ash Reinforcement,” *Coatings*, 12 (2022) 256,
- 8) N. A. Mohd Rawian, H. Akasaka, S. Liza, K. Fukuda, N. A. Zulkifli, N. A. Mat Tahir, Y. Yaakob, “Surface and tribological characterization of anodic aluminum oxide coating containing diamond-like carbon flakes,” *Diamond & Related Materials*, 132 (2023) 1096.
- 9) N. A. Zulkifli, S. Liza, H. Akasaka, K. Fukuda, N. A. Mohd Rawian, N. A. Md Ghazazi, N. A. Mat Tahir, Y. Yaakob, “Surface and tribology characterization of diamond-like carbon flakes reinforced oxide film by pulse anodizing,” *Ceramics International*, 49,21(2023)34205-34222.
- 10) N. A. Mat Tahir, S. Liza, K. Fukuda, Y. Yaakob, N. A. Zulkifli, N. A. M. Rawian, N. A. M. Ghazazi, “Influence of humidity on the tribological performance of graphite reinforced aluminium anodic oxide coating,” *Tribology International*, 197(2025)109752.
- 11) N. Mustapar, S. Liza, K. Fukuda, N. A. Mat Tahir, J. Ishimatsu, Y. Yaakob, I. S. Othman, “Enhanced mechanical properties and tribological performance of anodic oxide coating by using thermal power plant waste material,” *Ceramics International*, 50,20(2025)38372-38390.
- 12) N. Mustapar, S. Liza, K. Fukuda, N. A. Mat Tahir, J. Ishimatsu, Y. Yaakob, I. S. Othman, “Influence of quartz–mullite synergy from fly ash and quarry dust on the hardness and tribological behavior of anodic oxide coatings,” *Ceramics International*, in Press.
- 13) N. N. Daswarman, S. Liza, K. Fukuda, N. A. Mat Tahir, M. A. A. M. Zamri, Y. Yaakob, “Effect of ultrasonication time on the dispersion stability and morphology of functionalized MWCNTs for conductive lubricating grease. *Diamond and Related Materials*,” 161 (2024) 113033.
- 14) S. M. P. Khadijah, S. Liza, A. A. Abbas, A. M. Merican, A.A. Abbas, K. A. Ayob, “Surface analysis of retrieved bilateral UHMWPE tibial inserts under varus malalignment condition,” *Engineering Failure Analysis*, 118 (2020) 104850.
- 15) N. Hidayah, S. Liza, A.M. Merican, A.A. Abbas, K.A. Ayob, “Surface analysis of bilateral tibial inserts retrieved due to polyethylene wear and PCL-deficiency,” *Engineering Failure Analysis*, 167 B (2025) 109066.

8) 人工股関節シェルの初期固定性に対する歩行荷重および CUP-CE 角の影響分析とモデル構築

吉田和弘^{*1}, 福島健介^{*2}, 酒井利奈^{*1}, 内山勝文^{*2}, 高平尚伸^{*2}, 氏平政伸^{*1}

^{*1} 北里大学医療衛生学部医療工学科, ^{*2} 北里大学医学部整形外科学

1. 序論

人工股関節全置換術において、寛骨臼シェルの緩みは再置換の主な原因として挙げられる。寛骨臼の形状は個人差があることから、シェルを固定した際にシェルに対する寛骨臼の被覆度も個人差が現れることとなる。また、日本人の人工股関節置換術の症例の多い年代(60~70代)の体重は30 kg 後半~90 kg 後半と個人差が大きく、それに伴い歩行荷重も大きく異なる。本研究は寛骨臼被覆度の指標の一つである CUP-CE 角と歩行荷重がセメントレスシェルの初期固定性に及ぼす影響を定量的に評価し、得られたデータに基づいて初期固定力を予測可能な力学的モデルを構築することを目的とした。

2. 方法

人工股関節シェル(Continuum acetabular shell)は外径 50 mm のもの、模擬骨として 20 pcf のブロック(SAW 1522-03)を用いた。模擬骨に対して 1 mm アンダーリーミングを行い、CUP-CE 角が 10°, 20°, 30°, 50°となるよう斜めに切断することで寛骨臼モデルを作製した。作製された寛骨臼モデルへシェルを 5 kN で加えることでプレスフィット固定した。

本研究で使用した初期固定力評価装置の概略図を Fig. 1 に示す。シェル設置角を外方開角 40°, 前方開角 20°になるように模擬骨のホルダを作製した。一定の垂直荷重を加えた状態で、伸展方向に 5°/min でモーメントを付加し、得られたピークトルクを初期固定性の指標とした。なお、垂直荷重の条件は 300 N, 1500 N, 3000 N の 3 条件で行った。

セメントレスシェルのピークトルクは、プレスフィットによる嵌合力、およびシェルと骨間の摩擦力によって生じているため、以下のモデル式で表現できると仮定した。実験結果に対して重回帰分析を行うことで各係数を得た($\alpha = 0.05$)。

$$T = (T_{30} + \Delta T_{10}X_{10} + \Delta T_{20}X_{20} + \Delta T_{50}X_{50}) + (\mu_{30} + \Delta\mu_{10}X_{10} + \Delta\mu_{20}X_{20} + \Delta\mu_{50}X_{50})rN$$

ここで、T: ピークトルク, T₃₀: CUP-CE 角 30°のプレスフィットによる嵌合力, ΔT₁₀, ΔT₂₀, ΔT₅₀: CUP-CE 角 10°, 20°, 50°の時のプレスフィットによる嵌合力の差分(CUP-CE 角 30°基準), μ₃₀: CUP-CE 角 30°のプレスフィットによる摩擦係数, Δμ₁₀, Δμ₂₀, Δμ₅₀: CUP-CE 角 10°, 20°, 50°の時の摩擦係数の差分(CUP-CE 角 30°基準), r: シェルの外半径, N: 垂直荷重, X₁₀, X₂₀, X₅₀: CUP-CE 角 10°, 20°, 50°のダミー関数を示す。

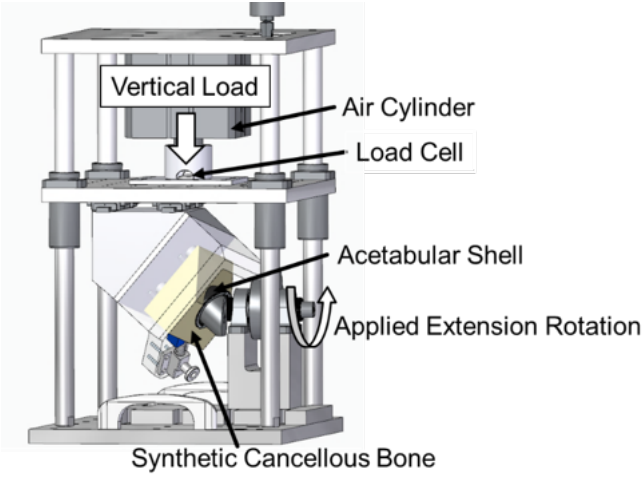


Fig. 1 Primary stability test apparatus

Table 1 Results of multiple regression analysis

	Coefficient	p-value
T ₃₀ , Nm	15.02	< 0.001
ΔT ₁₀ , Nm	-7.44	< 0.001
ΔT ₂₀ , Nm	-0.95	0.570
ΔT ₅₀ , Nm	10.97	< 0.001
μ ₃₀	0.71	< 0.001
Δμ ₁₀	-0.12	0.084
Δμ ₂₀	-0.06	0.387
Δμ ₅₀	0.10	0.155

3. 結果および考察

実験結果を Table 1 に示す。CUP-CE 角 10°のプレスフィットによる嵌合力は 30°に対して有意に低値を示し、50°は有意に高値を示した。摩擦係数は CUP-CE 角に対して有意差は認められなかった。日本人の CUP-CE 角は平均でおよそ 30°と報告されており、平均的な被覆度から寛骨臼形成不全と診断される 20°の範囲では影響は大きくないことが確認された。しかし、この値を下回ると初期固定性が低下することからスクリー固定なども積極的に検討する必要性が示唆された。

4. 結論

本研究で提案した初期固定性の重回帰モデルの妥当性が示され、CUP-CE 角と垂直荷重の影響度を明らかにすることが可能となった。

謝辞

本研究は北里大学医療衛生学部特別研究補助 No.2025-034 の助成を受けたものです。

後捻設置リバース型人工肩関節置換術後の初期安定性

力石温太^{*1}, 佐々木大空^{*2}, 酒井利奈^{*1*2}, 見目智紀^{*1*3}, 田澤諒^{*1*3}, 吉田和弘^{*1*2}, 氏平政伸^{*1*2}

^{*1} 北里大学大学院 医療系研究科

^{*2} 北里大学 医療衛生学部 医療工学科 臨床工学専攻

^{*3} 北里大学病院 整形外科

1. 序 論

リバース型人工肩関節置換術 (Reverse Shoulder Arthroplasty: RSA) は上腕骨コンポーネント, 関節窩コンポーネントを反転し設置する. RSA は三角筋の力のみで挙上可能なため, 肩のあがらない腱板断裂症変形性肩関節症で有効であり, 適応は拡大している.

後捻は肩甲骨関節窩が後方に傾いた状態を意味し, 6°まで正常とされる. 15°以上では脱臼リスクが増加するため補正が検討される. RSA の後捻設置も同様に, 脱臼リスクの増加および内旋可動域の低下があるが先天的に後捻している場合は後捻設置する必要となる.

後捻角の増加に伴う力学的影響については十分に解明されていない (Markes et al. 2020). そこで本研究では, 後捻設置した RSA の初期安定性について検討することを目的にマイクロモーション及び von Mises 応力を指標とし評価した.

2. 方 法

DICOM データから肩甲骨と SMR ショルダーシステム (Lima) の 3D 有限要素モデルを作成した. モデルは肩甲骨, グレノスフィア, ベースプレート, ペグ, 上部ボーンスクリュー, 下部ボーンスクリューの 6 つのパートから成る (図 1).

要素数と節点数はそれぞれ 58,450 と 243,966 で構築した. 材料はグレノスフィア, ベースプレート, ペグが CoCrMo, 上部, 下部ボーンスクリューが Ti-6Al-4V, 材料定数は文献に基づき仮定し物性値を表 1 に示した (Sanjay et al., 2004).

境界条件として肩甲骨内側縁を固定した. 荷重条件として上腕の重さ 30 N をグレノスフィアに負荷した. 外転及び屈曲角度はベースプレートの設置面を基準に 0°, 45°, 90°, 135°で負荷した.

後捻角を 0°, 10°, 20°の 3 つの条件を仮定した. 24 条件それぞれにおいて変位および von Mises 応力を解析した. マイクロモーションの算出はベースプレート側の変位から肩甲骨側の変位を引いた相対的な値とした. 有限要素解析は LS-DYNA ver.R11.1 (LSTC), 静的陰解法を使用した.

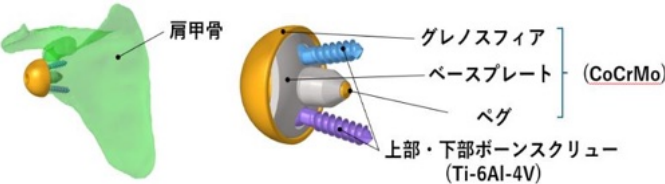


図 1 解析モデルと材料

表 1 材料定数

	CoCrMo	Ti-6Al-4V	肩甲骨
密度(kg/m ³)	8.30×10 ³	4.40×10 ³	1.80×10 ³
ヤング率 (MPa)	2.15×10 ⁵	1.00×10 ⁵	1.70×10 ⁴
ポアソン比 (-)	0.30	0.34	0.40

Sanjay et al. 2004, Anglin et al. 1999

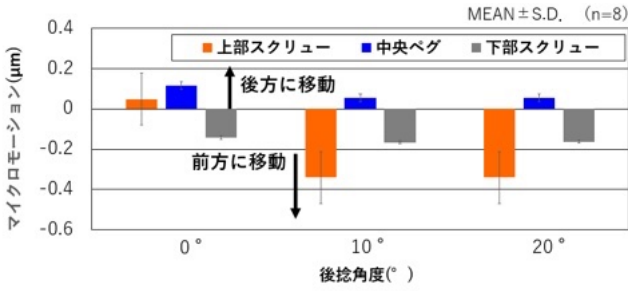


図 2 各後捻角度における外転 135° y 軸のマイクロモーション

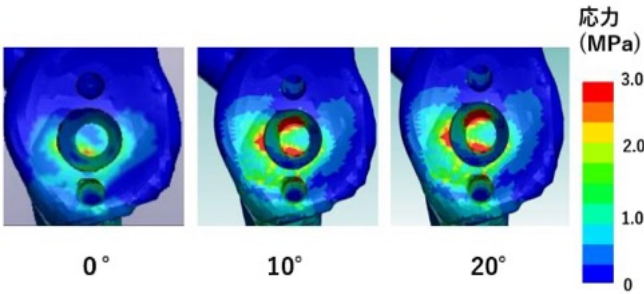


図 3 外転 135° における関節窩の von Mises 応力

3. 結 果

外転および屈曲 135°における y 軸のマイクロモーションは後捻角の増加に伴い上部スクリューが前方に移動した (図 2). 挙上とともに上部スクリューが肩甲骨関節窩に対し押し込まれる方向ヘシフトすることが明らかになった.

最大 von Mises 応力は外転において 4.4MPa, 屈曲において 5.0MPa と低値を示し, 後捻 20°かつ 135°まで挙上しても骨の降伏応力を超えないことが明らかとなった (図 3).

4. 考 察

術後 135°までの挙上可能な場合, 予後が良好であることが報告されている (見目ら, 2025). 後捻によりベースプレートの前後方向にせん断力が生じると考え, y 軸に焦点を当てた.

マイクロモーションは 150 μm を超えるとルースニングが危惧される (Formaini et al., 2015). 本研究において最大マイクロモーションは 3 μm であり, 報告された値を下回るためルースニングの可能性は低いと推察した.

後捻角の増加に伴い応力が後方に分布したことは他の報告と照らしあわせて矛盾しない (Farron et al., 2006). メカノスタット理論 (Frost., 2003) より 3~10MPa で骨形成が生じること, 降伏応力より von Mises 応力が小さい値であったことを踏まえ, 骨折には至らないと推察した.

5. 結 論

後捻した肩甲骨関節窩に対するベースプレートのマイクロモーションおよび von Mises 応力の値から, 後捻 20°までは外転および屈曲動作において初期安定性が得られると推察した.

A novel robotic system for hip joint biomechanical testing: Visualization of articular contact

Ryui Kumagai ¹, Yuta Sakamoto ², Daisuke Suzuki ³, Atsushi Teramoto ⁴, Hiromichi Fujie ^{1,2,4,5,6}

¹ Department of Mechanical Systems Engineering, Faculty of Systems Design, Tokyo Metropolitan University

² Division of Mechanical Systems Engineering, Graduate School of Systems Design, Tokyo Metropolitan University

³ Department of Rehabilitation, Hokkaido Chitose College of Rehabilitation

⁴ Department of Orthopaedic Surgery, School of Medicine, Sapporo Medical University

⁵ Medicine-Engineering Collaborative Research Center, Tokyo Metropolitan University

⁶ School of Medicine, Kitasato University

Introduction

Internal rotation in flexion is believed to increase the loads applied to the acetabular labrum and induce labral tears and subsequent osteoarthritis in the hip joint ^{1,2}. Quantitative evaluation of labral loading and subluxation is essential for the prevention and treatment of these problems. This study aimed to develop a framework combining robotic testing with visualization of articular contact to assess acetabular labral load and stress in porcine hip joints.

Methods

A 6-degree of freedom (DOF) robotic system, originally developed for knee joint testing (FRS-2015, Technology Service, Japan) ³, was used for the present study. The hip joint coordinate system, recommended by the International Society of Biomechanics (ISB) (Fig.1) ⁴, is kinematically analogous to the knee joint coordinate system used as the reference coordinate system in the robotic system. Therefore, the joint motion and load control algorithms, based on kinematic and kinetic descriptions ^{5,6}, were adapted from the original knee system ³ for the hip joint application in this study.

To establish the hip joint coordinate system in the experiment, we developed the following procedure. 1) Acquire the 3-D geometry of the intact pelvis, including bony landmarks, using the 3-D scanner prior to specimen preparation. 2) Fix the specimen to the robotic system (where some landmarks are osteotomized off) and scan the geometry of the mounted pelvis. 3) Perform image registration using Random Sample Consensus and Iterative Closest Point algorithms to align the intact pelvis geometry to the mounted geometry. This allows us to virtually restore and determine the 3-D position of the pelvis landmarks. 4) Utilize force control for passive femur rotation (pivot motion) to determine the hip joint's rotational center. 5) Define the pelvis coordinate system with the origin at the rotation center and the orientation determined from the restored pelvis landmarks following ISB recommendations. 6) Define the femoral coordinate system similarly. 7) Establish the hip joint coordinate system describing the relative motion between the pelvis and femoral systems.

Custom fixation clamps were developed, and a 3-D scanner (EinScan Pro HD, SHINING 3D, China) was employed for digitization. After fixing an immature porcine hip joint (11 weeks old, 35 kg) to the robotic system, internal/external rotation tests were performed on the joint up to ± 600 Nmm of torque, at flexion angles of 0° , 20° , and 40° (Fig.2).

For visualization, the hip joint was separated into the pelvis and femur. The geometry of the acetabular and bony surfaces was captured using the 3-D scanner to develop detailed 3-D computational models of the pelvis, femur, and articular surfaces of the femoral head and acetabulum. These models were subsequently aligned with the robot-acquired scan data through registration algorithms identical to those used in actual joint testing, thus preserving the exact

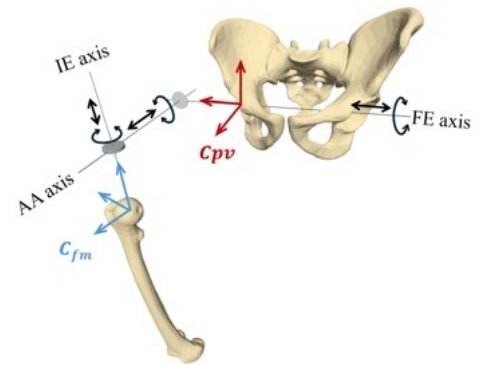


Fig. 1 Hip Joint Coordinate system. C_{pv} : Pelvic coordinate system, C_{fm} : Femoral Coordinate system. Rotational axes are defined as Flexion-Extension (FE), Adduction-Abduction (AA), and Internal-External (IE).

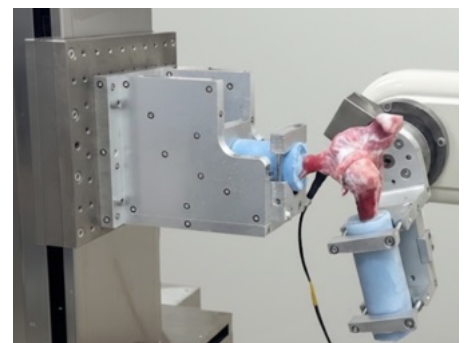


Fig. 2 The 6-DOF robotic system with a porcine hip joint mounted.

coordinate systems defined by the robot. Ultimately, the relative motion observed during the rotation tests was visualized on these computational models, with articular contact quantitatively represented via a heat map illustrating the surface-to-surface distance between the articular surfaces.

Results

The internal/external rotation tests were successfully completed at the three different flexion angles without any technical complications. The internal rotation increased with flexion, measuring 8.8° at 0° flexion and 20.5° at 40° flexion. The contact area, defined as the portion with a gap distance of less than 0.0 mm, was in the inferior area of the acetabular articular surface at 0° of flexion (Fig.3). The contact area shifted anteriorly with the increase of the flexion angle. The gap distance remained positive in the mid-range of rotations but decreased to negative values when the femur was situated close to the maximum-range of rotation. This was probably due to the rigid body assumption for the femur and pelvis in the visualization. The maximum penetration depth was 6.53 mm (gap distance: -6.53 mm), observed in response to 600 Nmm of internal torque at 40° of flexion.

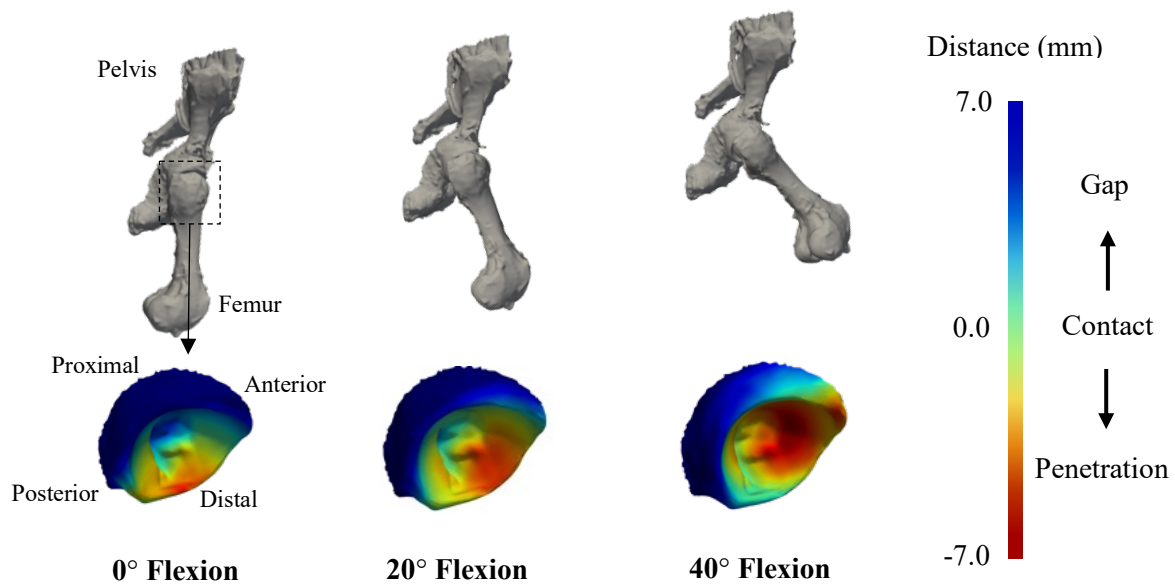


Fig. 3 Visualization of hip joint motion and contact distribution. **(Top)** Reconstructed 3D kinematics of the hip joint. **(Bottom)** Contact heat maps on the acetabular surface. Red indicates penetration, while blue indicates a gap.

Discussion

We developed a novel robotic system for hip joint biomechanics to improve the understanding of the joint biomechanics and potential injury risks. This system can conduct a hip joint loading test with respect to the hip joint coordinate system and visualize the articular contact between the femoral head and acetabulum. The obtained results revealed that internal rotation combined with increased flexion poses the greatest risk to the porcine hip joint, highlighting the importance of this system in biomechanical and bio-tribological research.

References

- [1] Beck M, J Bone Joint Surg (Br), 2005.
- [2] Klaue K, J Bone Joint Surg (Br), 1991.
- [3] Kimura K, and Fujie H, JSME Journal (Jp), 2015.
- [4] Wu G, et al, J Biomech, 2002.
- [5] Fujie H, et al, J Biomech, 1996.
- [6] Fujie H, et al, J Biomech, 2004.

Acknowledgment

This research was supported by TERUMO life Science foundation 2025-2029.

バイオトライボロジーからの学びとその還元

東京理科大学 工学部 機械工学科 佐々木信也

1. はじめに

バイオメティックスは、「生物に学ぶ」という理念のもと、自然界に存在する構造・機能、およびその発現メカニズムを工学的に抽象化し、人工物への知の還元を目指す学際的研究分野である。生物は数十億年にわたる進化の過程において、限られたエネルギーと材料を用いながら、高度に最適化された機能を獲得してきた。とりわけ、摩擦・摩耗・潤滑を扱うトライボロジーは、生体表面が外界と接触し続ける以上、生命活動の根幹を支える要素であり、バイオメティックスとの親和性が極めて高い分野である。

生体関節に代表される生物の摩擦界面は、超低摩擦と高耐久性を同時に実現しているだけでなく、自己修復性、環境応答性、異物排出機構など、多様な機能を内包している。皮膚や鱗、昆虫の脚部、植物表面に見られる微細構造も、単なる表面粗さ制御にとどまらず、濡れ性、付着、摩擦方向依存性といった複合的機能を発現している。これらの現象は、材料物性や幾何構造といった静的要因のみでは説明できず、化学反応、流体挙動、外部刺激が相互に影響し合う複雑系として理解する必要がある。

特に生体トライボロジーにおいて重要な概念が「動的平衡」である。生体の摩擦界面は、摩耗や損傷が生じて、潤滑分子の供給、表面化学反応、組織再構築を通じて機能を維持・回復する。このような動的な機能維持機構は、従来の工業材料における「摩耗を極力起こさせない」という静的設計思想とは本質的に異なる。すなわち、生体では摩耗や変化を前提とした設計思想が内在しており、この点にバイオメティックスの本質的価値がある。

近年、こうした生体模倣トライボロジー研究を新たな段階へと押し上げる概念として、「フィジカル AI」が注目されている。フィジカル AI とは、単なるデータ駆動型の機械学習ではなく、物理法則や力学モデルを基盤としつつ、センサデータやその場計測情報を用いて現象を理解・予測・制御する知能体系である。摩擦・摩耗現象は再現性が低く、環境依存性が高いという特徴を有するが、これは裏を返せば、学習と適応によって最適状態へと進化可能な対象であることを意味する。

生体が有する摩擦制御機構は、環境条件や負荷状態に応じて表面状態や潤滑様式を変化させる適応的システムであり、これはフィジカル AI が目指す自律最適化システムと強く共鳴する。摩擦面のその場観察技術と AI 解析の融合は、人工システムにおいても生体に類似した動的平衡状態を実現する可能性を示している。

バイオメティックスとトライボロジーの融合は、次世代変速機、医療デバイス、ソフトロボティクスなど、多様な応用分野において重要性を増している。今後は、生物に内在する動的かつ複雑な摩擦制御原理を、材料設計、表面改質、さらにはシステム制御へと体系的に落とし込むことが求められる。生物に学び、知を抽象化し、再び人工物へと還元する循環的研究フレームワークこそが、次世代トライボロジーの中核を成すと考えられる。

2. 学ぶ：観察・計測によるメカニズム解明

学ぶためには、まず「知る」ことから始める必要がある。本節では、バイオトライボロジーの現象解明に有効な手法として、原子間力顕微鏡（AFM）を用いた観察例を紹介する。図 1 は、未成熟ブタの大腿骨軟骨表面に形成された水和層が、摩擦により変化する様子を、振幅変調原子間力顕微鏡（AM-AFM）を用いて観察した結果である¹⁾。摩擦試験は生理食塩水中において骨試料を平板ガラスと接触させ、荷重 49 N、速度 20 mm/s、摩擦距離 16 m および 60 m の条件で実施した。摩擦前の正常軟骨では約 6 μm の水和層が観察されたのに対し、60 m 擦過後の軟骨では水和層がほぼ消失していることが確認できる。この結果は、摩擦距離の増加に伴い摩擦係数が増加する傾向とも良く一致している。

AFM は LFM（Lateral Force Microscopy）モードを用いることで、ナノスケールでの摩擦計測も可能である。血管内皮細胞表面における摩擦係数の変化を、内皮糖鎖層（endothelial glycocalyx layer : EGL）の有無によって比較した結果を図 2 に示す²⁾。薬品処理によりあらかじめ EGL を除去した細胞表面では、摩擦係数は摩擦開始時から高い値を示し、摩擦回数の増加に伴う顕著な変化は観察されなかった。一方、正常細胞では、摩擦回数の増加に伴って摩擦係数が増加する挙動が確認された。この要因として、摩擦による EGL の脱離が考えられ、弾性率や凝着力の変化、さらには赤血球の吸着特性の変化などからも、これを支持する結果が得られている。

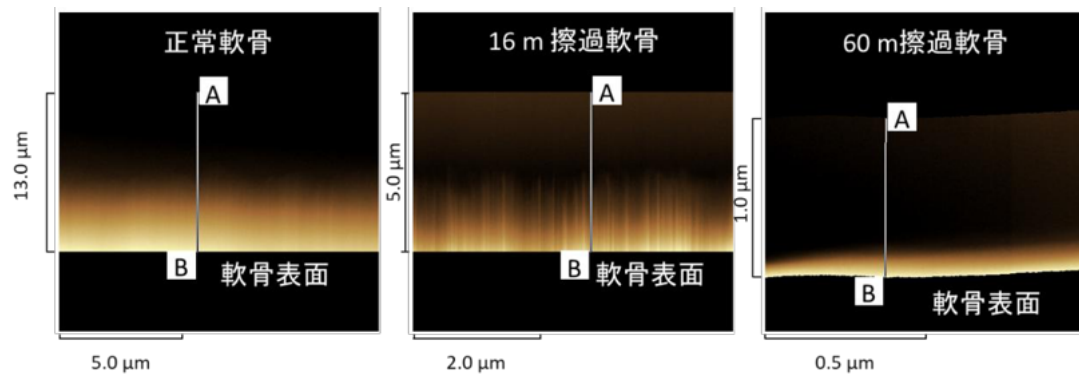


図1 FM-AFMを用いた軟骨表面水和層の摩擦に伴う変化の観察

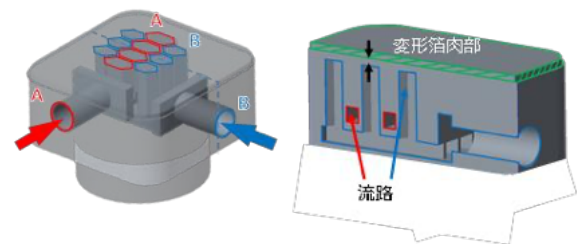
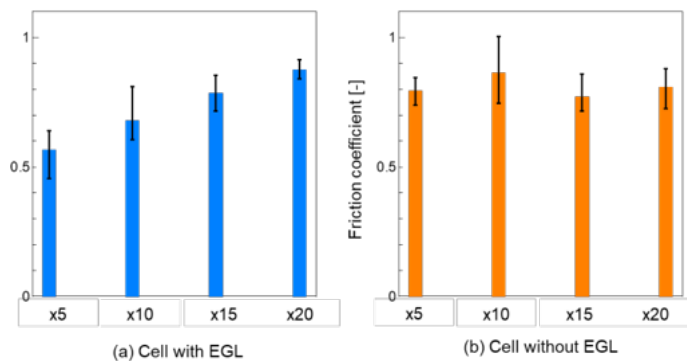


図2 EGLの有無による血管内皮細胞表面の摩擦係数の変化 図3 3Dプリンタによる表面形状可変構造の創製

3. 還元：知の抽象化と人工物への応用

生体の摩擦面が有する動的な機能維持機構を人工物で再現するためには、摩擦界面への物質供給機構に加え、表面状態を能動的に変化させる機能を発現可能な構造を、表面下に組み込む必要がある。そのような微細三次元構造を有する表面創製技術の一つとして、近年、3Dプリンティング技術が注目されている。

蛇の腹部の鱗構造に着想を得て、図3に示すような、表面形状を能動的に変化させることが可能な構造体を金属3Dプリンタによって作製した。内部流路の油圧制御により表面形状を変化させることで、摩擦特性を制御できることが示されている³⁾。また、生体関節に見られる水和層形成による潤滑メカニズムは、コンタクトレンズ⁴⁾やポリマーブラシを用いた超低摩擦表面の創製⁵⁾など、すでに人工材料への応用も進められている。

4. おわりに

バイオトライボロジーは、単に低摩擦や高耐久性を実現するだけでなく、摩耗や損傷を前提としながら機能を維持・回復する動的平衡システムとして成立している点に本質的特徴があり、時間変化や環境応答を含む複雑系として摩擦現象を捉える新たな設計思想を提供するものと考えられる。その場観察技術の進展により、これまでブラックボックスであった生体摩擦界面の動的挙動が可視化されつつあり、フィジカルAIとの融合は、その理解と制御をさらに加速すると期待される。生物に学び、知を抽象化して人工物へと還元する循環的プロセスを通じて、トライボロジーの新たな展開が拓かれることを期待したい。

参考文献

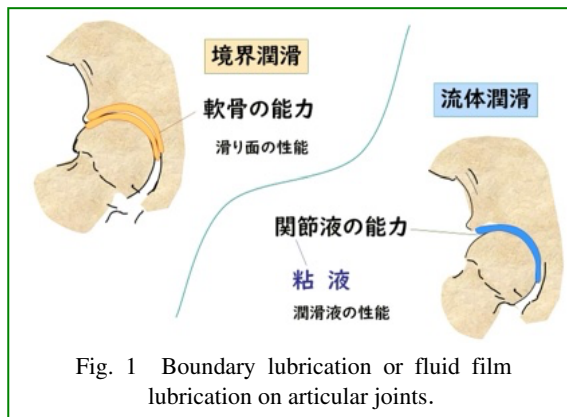
- 1) 三浦ほか “関節軟骨水和層の構造と潤滑特性”, 臨床バイオメカニクス, 40, 259-263 (2019)
- 2) H.Gato et.al., "The Effects of Nano Frictional Stimulation on Wear and Mechanical Property of Endothelial Cells, Tribology Online, 19, 4, 324-333 (2024)
- 3) S.Sasaki, "Surface Texturing for Friction Control: A Review on Existing Technology and Prospects", Tribology Online, 19, 2, 105-120 (2024)
- 4) 中島ほか, "FM-AFMを用いた水和層観察によるコンタクトレンズ表面の潤滑メカニズムの提案", トライボロジスト, 67, 8, 571-588 (2022)
- 5) 荒船ほか, "自己修復性ポリマーブラシの最新動向とトライボロジー応用", トライボロジスト, 69, 6, 416-422 (2024)

再考: 関節の潤滑機構

馬淵 清資 北里大学

1. 軟骨か関節液か

卒業研究で携わって以来, 生体関節の優れた潤滑の仕組みを人工関節にもたらす研究に, 半世紀以上にわたって取り組んできた. その論点は, 生体関節の潤滑が, 軟骨摩擦面の境界潤滑性能に支えられているのか, 関節液の流体潤滑性能に支えられているのかにあった(Fig. 1)¹⁾. 当初から, 多くの研究者が, 軟骨の高い含水率が, 流体潤滑に有効と考えていた. しかし, 明確な結果は, 示されていなかった. そこで, 医学部に所属した後, その環境を生かして, 動物実験による立証を目指した.



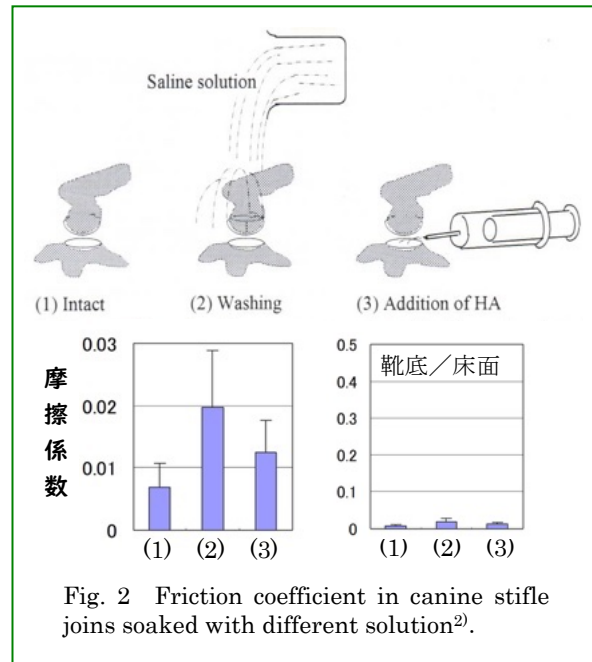
流体潤滑の成立には, 滑り面に加わる外力を支えるのに, 十分に大きい圧力が, 潤滑液中に発生する必要がある. それには, 滑り面の運動に伴って発生する流れのエネルギーを, 粘性によって, 圧力に変換する必要がある. よって, 潤滑効果は, 潤滑液の粘性の高さに依存するはずである.

そこで, イヌ股関節の揺動振り子法摩擦測定によって, 関節液の粘性と潤滑効果の関係を調べた. その結果, 自然状態で 0.007 の摩擦係数が, 関節液を洗浄除去した状態で 0.020 に上昇し, ヒアルロン酸溶液を添加すると 0.012 に低下した²⁾. この結果は, 関節液の粘性が, 潤滑状態を左右する因子であることを示していると推論した.

2. 繊維間の滑り

近年になって, 関節の滑りの良さをバナナの皮に例えて説明していたことから¹⁾, バナナの皮がどうして滑るのかを調べた. すると, バナナの皮の摩擦係数が, 0.07 程度の小さい値で, しかも, その滑りには, 関節液と類似の粘液が, 働いていることがわかった³⁾. このことから, 関節の巧妙な仕組みが, バナナの皮というありふれた物に存在し, その滑りの良さは, 有機物に特有の性質によることが明らかになった.

それで, あらためて我々の体を見渡してみると, 靱帯や

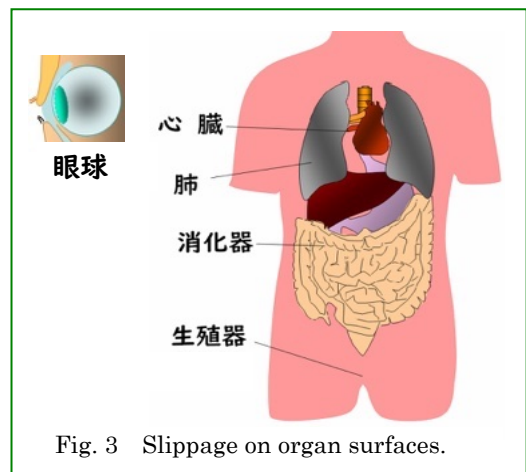


筋肉, 心臓や肺の周囲, 眼球など, 至るところでよく滑っている. そうした繊維間や, 細胞膜の間での摩擦は, 非常に低い(Fig. 3)

体内の滑りで, 多くの部位においては粘液が働いている. しかし, 筋肉や靱帯の繊維や膜の間での滑りにおいては, 潤滑液が存在しない. むしろ, こうした繊維間の狭い隙間に水分が存在すると抵抗を増す.

繊維や膜を構成する高分子は, 1次元方向や2次元方向に強い結合を持つ. それ以外の方向には, 全く, 結合がない. その結果, 潤滑剤の存在しない滑り面で, 滑り面材料の自己潤滑状態が, 摩擦ゼロを実現している(Fig. 4).

また, 粘液の潤滑効果についても, 粘性をもたらす潤滑液内の高分子繊維の成分が, 滑りを妨げるのではなく, 滑り方向に配向して, 垂直応力とせん断応力に異方性をもた



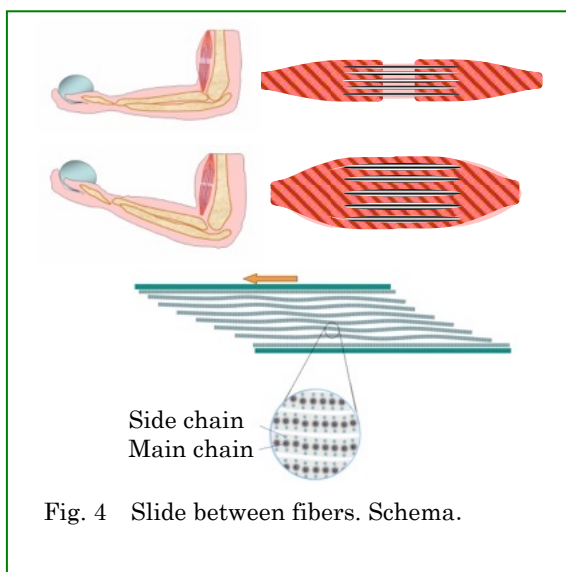
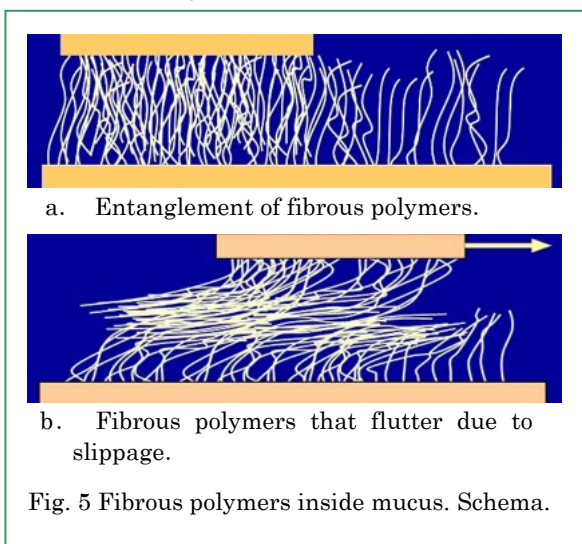


Fig. 4 Slide between fibers. Schema.

らす必要がある(Fig. 5). これは、潤滑の本質に関わることがである。潤滑剤が介在する限り、潤滑効果を得るには、その内部で、垂直応力とせん断応力の相違を生む異方性が必須になる(Fig. 6).



a. Entanglement of fibrous polymers.

b. Fibrous polymers that flutter due to slippage.

Fig. 5 Fibrous polymers inside mucus. Schema.

3. 軟骨表層のコラーゲン繊維による自己潤滑

体内各部の潤滑状態は、関節の軟骨の滑り面にも存在するはずである。改めて関節軟骨の滑り面を見ると、コラーゲン繊維が滑り面に沿って配向している(Fig. 7)。それは、

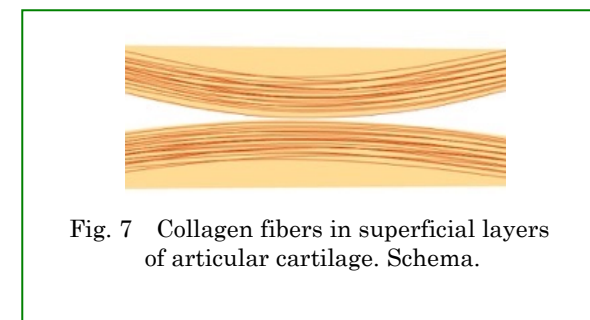


Fig. 7 Collagen fibers in superficial layers of articular cartilage. Schema.

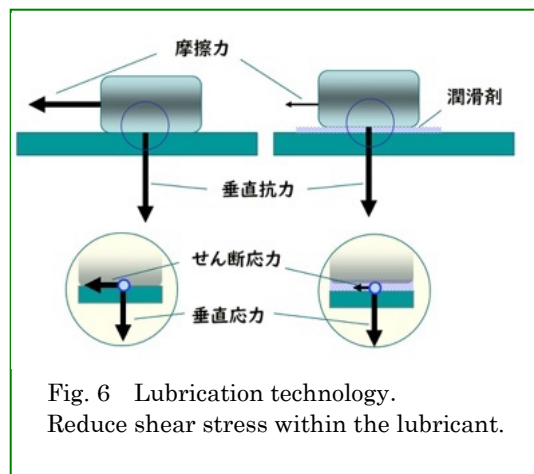


Fig. 6 Lubrication technology.
Reduce shear stress within the lubricant.

自己潤滑を可能にしている。

また、一般に指示されている水和ゲル潤滑においては、ゲル内部の垂直応力とせん断応力が同等の場合、潤滑効果は得られない。

よって、関節の潤滑機構においては、軟骨表面のコラーゲン繊維による自己潤滑が重要と考えられる。

ここで、改めて、前述の実験を見直してみると、その結果の表現に、いささか問題があった。グラフの縦軸を、一般材料の摩擦係数と比較する場合と同様、0.5を最大値にして描き直すと、Fig. 2 右図のように、いずれの潤滑液でも、非常に良好な潤滑状態であることが示される。つまり、潤滑液の粘性は、あまり影響がないと考えるべきだった。また、このことから、関節の仕組みは、単純な流体潤滑ではなく、軟骨表面の機能が重要と考えるべきであった。

なお、動物の筋骨格構造は、摩擦面と移動面を分離することで移動運動の抵抗を減らすという、転がり潤滑の構造をなしている。その効果は、この構造を持たない軟体動物と比較すると、甚大であることがわかる。

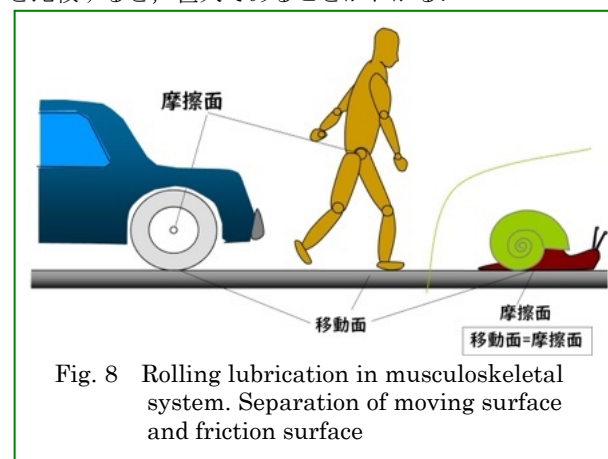


Fig. 8 Rolling lubrication in musculoskeletal system. Separation of moving surface and friction surface

参考文献

- (1) 笹田直, 他: バイオトライボロジー, 産業図書 (1988)
- (2) Mabuchi, M., et al.: J. Biomed. Mater. Res., 28(8), 1994, 865-870.
- (3) Mabuchi K, et al.: Tribology Online, 7(3) 2012, 147-151.
- (3) 伊藤 慶: 首都大学東京修士論文, 2019.

軟骨表面とハイドロゲル表面でのバイオトライボロジー

澤江 義則^{1,2}, 新盛 弘法^{1,2}, 鎗光 清道^{1,2}, 李 文肖³

1. 九州大学大学院 工学研究院機械工学部門

2. 九州大学カーボンニュートラル・エネルギー国際研究所 物質変換科学ユニット

3. 九州大学水素材料先端科学研究センター トライボロジー部門

1. 緒言

生体関節の極めて低い摩擦係数の値を考えれば、生体関節は関節液による流体潤滑状態にあると考えるのが合理的と思われる。しかし、平坦な場所を普通に歩く時でさえ、下肢の主要関節である膝や股関節には体重の3倍程度の大きな荷重がかかっており、立ち上がり時や階段昇降時には更にこの値が大きくなる。このような大きな関節荷重を支えながら、比較的低速（10～100 mm/s 程度）で往復動し、しばしば停止と再起動を繰り返す関節の摩擦面間に、どのような時も常に流体膜が維持されていると説明することは容易でない。そのため、関節表面を覆う関節軟骨表面では、固体接触を伴う境界潤滑状態においても流体潤滑に遜色ない低摩擦を維持するメカニズムが機能していると考えられてきた。この研究では、これまでに提案されてきた関節軟骨表面における潤滑メカニズムのなかから、特に関節軟骨表層組織による水和潤滑[1]と、関節液から軟骨表面に吸着した関節液成分による境界潤滑[2]に着目し、関節軟骨ならびにハイドロゲルを関節軟骨の物理モデルとして試験片に用いた摩擦試験により、その詳細を検証することを目指した。

2. 実験方法

2.1 ガラス球／軟骨プレート往復動摩擦試験 [3,4]

牛の中手指節関節から採取した関節軟骨／軟骨下骨サンプルから一辺 8 mm のプレート状試験片を作成し、直径 2 mm のガラス球との間で往復動摩擦試験を行った。平坦ではない軟骨表面において一定荷重を保ちながら摩擦を評価するため、接触荷重のフィードバック制御機構を備えたボール・オン・プレート型摩擦試験機を用いた。

まず、軟骨組織表層部に備わる潤滑機能を評価することを目的に、電解質以外の成分を含まないリン酸緩衝生理食塩水（PBS）中において新鮮な軟骨試験片の摩擦を評価した。このとき、表面下のバルク組織の影響を極力排除するため、摩擦試験は 1～100 mN の微小荷重下において行った。次に、軟骨組織表層から潤滑機能を担う要素を除くため、先行研究により提案された複数の方法により軟骨試験片を処理し、その後に摩擦を評価した。また、関節液に含まれる成分のうち、タンパク質（アルブミンおよびグロブリン）、ヒアルロン酸、リン脂質の各成分を潤滑液に添加し、その潤滑効果を評価した。

2.2 ガラス球面／ハイドロゲル往復動摩擦試験

関節軟骨そのものを試験片とした上記試験では、採取した軟骨組織の状態により摩擦試験の結果に大きなばらつきが生じ、明確な知見を得るには数多くの試験を実施することが必要となった。そのため、ここでは関節軟骨を高含水、軟質、透水性といった物理的特徴を持つ高含水ソフトマターと捉え、類似の物理的特徴を持つハイドロゲルを軟骨組織の物理モデルとし、ガラス球面とハイドロゲル平面間での往復

動摩擦試験を行った。ここでは、反復凍結法により作成したポリビニルアルコール（PVA）ハイドロゲル、ならびにアクリル系共重合ポリマーから作成したハイドロゲルを軟骨モデルとして用いた。この実験では特に、関節液に含まれるタンパク質、ヒアルロン酸、リン脂質が、高含水ソフトマター上においてどのようにして低摩擦を発現するかに着目し実験を行った。

2.3 ハイドロゲル球面／軟骨プレート往復動摩擦試験

次に、軟骨／軟骨間の摩擦試験の代替として、ハイドロゲル球面と軟骨プレート間での往復動摩擦試験を行った。試験機ならびに試験条件は 2.1 と同様とした。また組成の異なる複数のハイドロゲルを用いて結果を比較することにより、ハイドロゲル表面の持つ特性が摩擦に及ぼす影響を検討した。

3. 結果および考察

PBS 中における関節軟骨表面の摩擦は、PBS 中に 90 分間静的に浸漬するだけで上昇する傾向を示した。また表層に存在する吸着物や水和層を除くため、界面活性剤溶液や NaCl 溶液に静的に浸漬すると、特に微小荷重下において著しい摩擦の上昇が確認された。これは、新鮮な軟骨組織表面に存在する吸着物や水和層が摩擦低減機能を有していることを示唆していると考えられる。またガラス球／軟骨間の摩擦に対しては、アルブミンとグロブリンの 2 種のタンパク質が明確な摩擦抑制効果を発揮した。これは、2 種のタンパク質が軟骨表面とガラス表面に吸着し、低せん断界面を形成したためと考えられる。

一方、PVA ハイドロゲルを軟骨モデルとして用いた摩擦試験では、タンパク質は特に流体潤滑膜が薄膜化する低速条件下において、ガラスとの間の摩擦係数を著しく上昇させた。これは、PVA ハイドロゲル表面に吸着したタンパク質が変性してしまい、表面間の凝着を促した結果と考えられる。一方、ハイドロゲルとガラスの間では、ヒアルロン酸とリン脂質の混合溶液が薄膜条件下においても良好な潤滑効果を発揮し、低摩擦の維持に寄与した。またヒアルロン酸とリン脂質の混合による潤滑効果は、ヒアルロン酸の分子量と混合比に依存することを確認した。

このヒアルロン酸／リン脂質混合溶液の潤滑効果は、溶液中にタンパク質が加わり、ゲル表面に変性タンパク質による吸着層が形成されることで著しく阻害された。そこで、タンパク質の吸着を抑制する血液適合性材料として開発されたアクリル系共重合ポリマーを用いてハイドロゲルを作成し、これを軟骨モデルとして摩擦試験に用いたところ、タンパク質による摩擦係数の上昇が抑制された。これは、共重合ポリマー鎖の周囲に形成される中間水により、ゲル表面への変性タンパク質による吸着膜形成が、効果的に抑制されたためと考えられる。

この中間水を持つ共重合ポリマーハイドロゲルと関節軟骨との摩擦試験では、潤滑液の組成にかかわらず、良好な低摩擦が示された。中間水は軟骨をはじめとする生体組織表面にも存在すると考えられている。ここで得られた実験結果は、関節軟骨をはじめとする生体組織に含まれる中間水が、水和環境における低摩擦の発現に大きく寄与している可能性を示唆している。

文献

- [1] 笹田, トライボロジスト, 52 (2007) 573-578.
- [2] Jahn and Klein, Physics Today, 71 (2018) 48-54.
- [3] Li, W., et al., Friction, 12 (2024) 981-996.
- [4] Li, W., et al., Tribology Letters, 73 (2025) 7.

Friction of Articular Cartilage Surface Lubricated by Synovial Fluid Constituents against Glass and Hydrogel Counterfaces

Wenxiao Li¹, Seido Yarimitsu¹, Yoshinori Sawae^{1,2,3}

¹ Departure of Mechanical Engineering, Kyushu University, Fukuoka, Japan,

² International Institute for Carton-Neutral Energy Research, Kyushu University, Fukuoka, Japan

³ Advanced Research Center for Biomechanics, Kyushu University, Fukuoka, Japan

E-mail: li.wenxiao.832@m.kyushu-u.ac.jp

1. Introduction

Recent studies have reported differing findings on the boundary lubrication properties of synovial fluid (SF) constituents [1][2]. This study examines how different sliding counterfaces affect the frictional behavior of articular cartilage surface lubricated with SF constituents.

2. Materials and methods

Articular cartilage specimens were harvested from healthy bovine fetlock joints within 24 h of sacrifice, with an approximate age of 20 months. Using a micro cutter, cartilage tissues from the proximal phalanx of the bovine joint were sectioned into square specimens with dimensions of 8 mm × 8 mm.

Two copolymer hydrogels were employed: RX-6-HB-55-g (HB55g) and RX-6-GB-55-g (GB55g). HB55g was synthesized by copolymerization of the hydrophilic monomer hydroxyethyl methacrylate (HEMA) and the hydrophobic monomer butyl acrylate (BA), whereas GB55g was prepared by copolymerization of the hydrophilic monomer glyceryl mono-acrylate (GLMA) with the same hydrophobic monomer, BA. In both hydrogels, the hydrophilic and hydrophobic monomers were present at 50 wt% each.

A metal sphere with a diameter of 2 mm was used as a substrate, and a 0.4-mm-thick hydrogel sheet was attached to its surface to construct the hydrogel–cartilage friction pair. Rotational reciprocating tests ($\alpha=30^\circ$) were performed on articular cartilage against a glass probe or a hydrogel-coated probe in a Nano Tribometer (Anton Paar NTR3, Austria). Measurements were conducted over a wide range of sliding velocities (0.05, 0.1, 0.2, 0.5, 1, 2 mm/s) and under extremely low contact loads (5, 20, 100 mN) to minimize contributions from the bulk of the cartilage tissue. To assess the lubrication performance of individual SF components, the contact pair was lubricated with different lubricants containing proteins, hyaluronic acid (HA), and phospholipids.

The lubrication regime was assessed by estimating the fluid film thickness using the elastohydrodynamic lubrication (EHL) model proposed by Dowson et al [3]. The viscosity of the lubricants was classified into two categories according to the presence of HA. Lubricant viscosity was set to 0.0015 Pa·s for HA-containing solutions and 0.001 Pa·s for HA-free solutions.

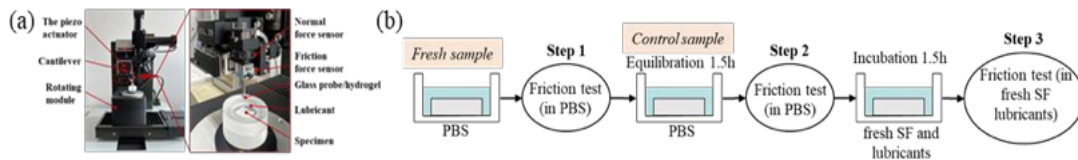


Fig. 1 (a) Photograph of the tribometer. (b) Schematic representation of the overall experimental design.

3. Results and discussion

Overall, the hydrogel–cartilage friction pairs generally exhibited thicker fluid films than the glass–cartilage pair under all tested conditions. Lubricants containing HA consistently produced thicker fluid films, and this trend was observed for all three friction pairs. In addition, the fluid film thickness gradually decreased with increasing contact load.

Notably, when comparing the HB55g–cartilage and GB55g–cartilage friction pairs, the former not only exhibited higher coefficients of friction in most lubricant conditions, but also showed greater sensitivity to

lubricant composition. This behavior may be attributed to the more active adsorption of lubricant constituents on the HB55g surface, resulting in a stronger influence of the structure and composition of the lubricating layer on frictional behavior. In contrast, the GB55g–cartilage pair showed a smaller variation in friction coefficient, indicating that its friction behavior is primarily governed by the intrinsic surface properties of the material and is relatively less dependent on lubricant composition.

Distinct responses to lubricant composition were also observed among different friction pairs. For the glass–cartilage friction pair, protein-containing lubricants significantly reduced the coefficient of friction, whereas this reduction was not pronounced for the hydrogel–cartilage pairs. This difference may arise because proteins more readily adsorb onto the glass and cartilage surface to form a boundary lubricating film, thereby effectively reducing shear resistance.

In contrast, for the HB55g–cartilage friction pair, a lower coefficient of friction was observed in the mixture HA and DPPC solution, likely because hydrated phosphocholine headgroups aligned within phospholipid bilayers establish a low-shear sliding interface via the hydration lubrication mechanism, thereby providing effective boundary lubrication.

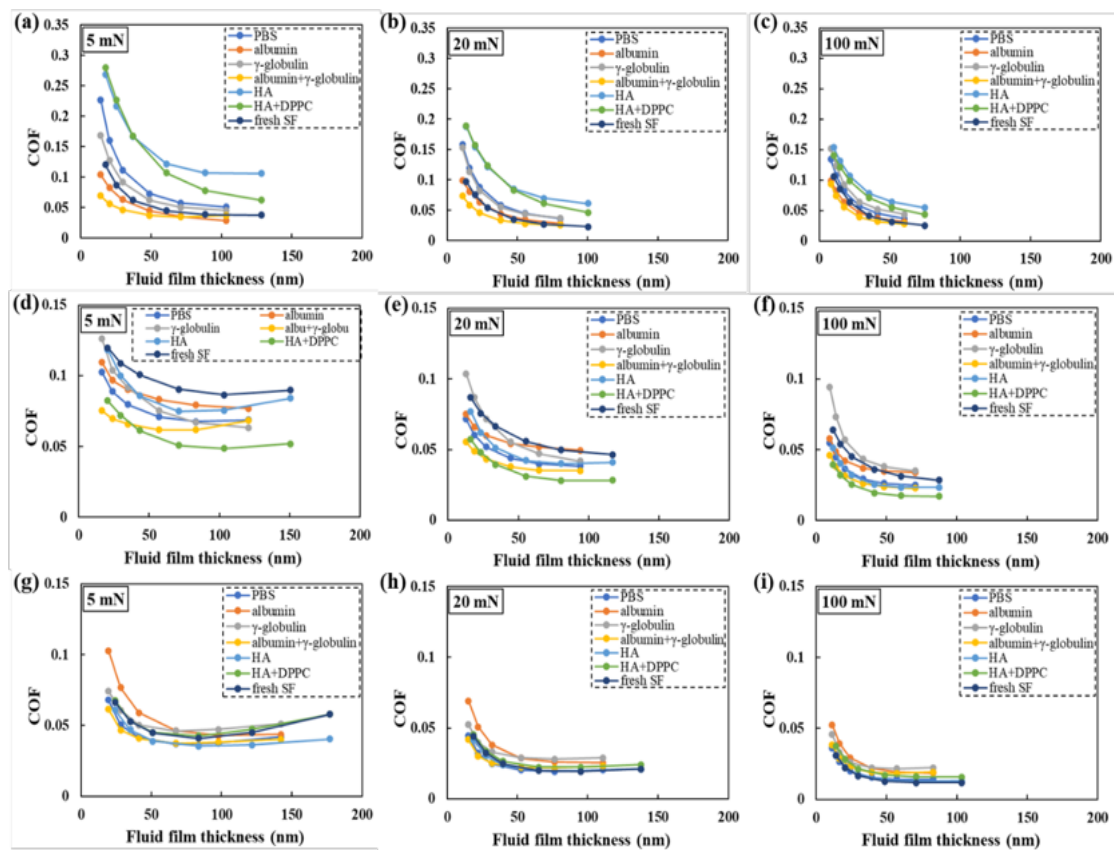


Fig. 1 Relationship between the COF and fluid film thickness for cartilage–glass (a-c), cartilage–HB55g (d-f), and cartilage–GB55g (g-i) friction pairs under normal loads of 5, 20, and 100 mN.

References

1. Li, W., Morita, T., Sawae, Y. Friction. 12, 981–996 (2024).
2. Li, W., Morita, T., Sawae, Y. Tribology letters. 73, 7 (2025)
3. Dowson, D., Yao, J.Q., Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part J: Journal of Engineering Tribology. 43-52 (1994)

高含水ハイドロゲルの摩擦特性に対する関節液成分の影響

新盛弘法, 鎗光清道, 澤江義則
九州大学

1. 緒言

人体の下肢関節は, 通常の歩行時でも体重の 3 倍を超える荷重を支持しながら, 摩擦係数 0.001 以下で滑らかに動作する. これらの特性は, 生体関節の構造や周囲を満たす関節液, 軟骨組織の機械的特性などによる様々な潤滑機構が発現しているためであるといわれている¹⁾. 特に, 関節液中に含まれる各種成分間の相互作用が示唆されており, これらのメカニズムの解明が求められる. 加えて, 生体の関節は変動する速度条件で潤滑機能を維持するが, 関節液は粘性を有していることから潤滑液自体も速度の影響を受けることが推察される. そこで本研究では, 関節液中に存在する各主成分が動的速度条件化で潤滑に及ぼす影響を実験的に探究した.

2. 実験・理論

摩擦特性を評価するために, 回転式レオメータ (MCR302, Anton Paar) を使用した. 本来は粘度測定に用いる装置であるレオメータ先端部に取り付けた球にプレート試験片を斜めから接触させることで, 点接触の形態での摩擦測定を, レオメータの特徴である幅広い速度域で行うことができる. プレート試験片には含水性, 多孔質性の観点から関節軟骨 類似の性質をもつ高含水法分子ハイドロゲルを物理モデルとして採用した. 試験溶液には, 関節液成分であるタンパク質 (Albumin, γ -globulin), ヒアルロン酸 (HA), リン脂質 (DPPC) を所定の濃度で添加したものを用意した. ハイドロゲル自体が粘弾性特性を有するため, 摩擦試験前に所定の時間一定加重を与え, 変形が緩和した状態から試験を行った. 速度条件として, 低速側 10 nm/s から段階的に 1 m/s まで増加させた.

3. 結果と考察

今回の実験結果において, すべての実験においてハイドロゲル特有の摩擦挙動²⁾が確認された. PBS と比較すると, タンパク質溶液中で摩擦の増大が確認された一方で, ヒアルロン酸およびリン脂質溶液中では摩擦の低減が確認された.

タンパク質を添加した場合, FT-IR により, 試験後のベル表面からタンパク質由来の強いピーク

が検出された. これらのピークは本来検出される波数よりもわずかにシフトしており, タンパク質の構造変化が生じたと考えられる. したがって, タンパク質の凝着および変性が摩擦の増大を引き起こしたと考えられる. また, 摩擦係数に着目すると, ピーク以降の速度域では, PBS と近い挙動を示している. この領域は混合・流体潤滑域であると考えられ, 表面間の影響よりも間に生じる流体膜の影響が摩擦に寄与している. そのため, タンパク質はあくまで表面に対して影響を及ぼしていると言える.

HA については, すべり速度 10 mm/s 付近の低速側で摩擦係数のピークを示し, 比較的低い速度で混合潤滑状態へと移行した. ヒアルロン酸の分子が接触界面に介在することで摩擦が低下することは, Nakano らによって報告されている³⁾. そのため, 増粘効果が働く高速度領域だけでなく, 低速度域でも摩擦が低減したと考えられる.

DPPC については, 低速域で HA よりもさらに低い摩擦係数を示す一方で, 混合潤滑への移行は PBS と同様となった. これは, DPPC が両親媒性の分子であり, ガラス・PVA 両面に親水基側を露出させ吸着膜を形成し摩擦を低減したためと考えられる.

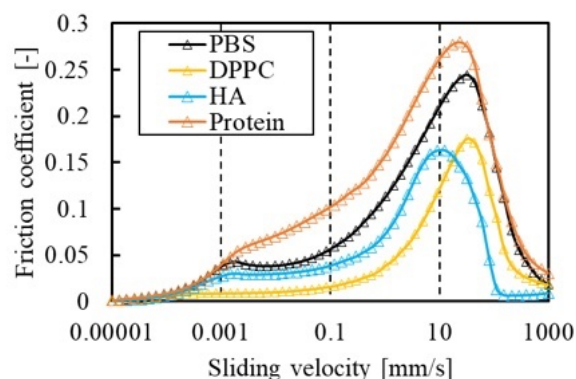


Fig. 1 Comparison of friction coefficients

文献

- 1) 村上輝夫, “人工関節における水和潤滑と吸着膜の役割,” トライボロジスト, 2007.
- 2) J.P. Gong, Soft matter, 2006.
- 3) Y. Nakano, et al., Macromolecules, 44(22), 2011

摩擦刺激によるアルブミン吸着膜の表面自由エネルギーの変化

東洋大学 理工学部 中嶋 和弘

1. 緒言

人工関節のしゅう動面における蛋白質吸着膜は、そのトライボロジー特性を決定する上で極めて重要な役割を果たしている [1],[2],[3]。したがって、蛋白質吸着膜の摩擦メカニズムを解明することは、トライボロジー性能を向上させるために不可欠である。摩擦はエネルギー散逸の発現であるため、蛋白質吸着膜内でのエネルギー散逸メカニズムを明らかにすることは、摩擦特性のより良い理解につながり、人工関節の摩擦低減および摩耗低減手法の開発に寄与する。これまでに、蛋白質分子の変性は、蛋白質吸着膜を介した摩擦中に生じるエネルギー散逸プロセスの一つであることが示唆されている [3]。

本研究の目的は、蛋白質吸着膜の摩擦試験前後における表面自由エネルギーの変化を評価し、摩擦中の蛋白質吸着膜のエネルギー散逸メカニズムについて検討することとした。

2. 実験材料および方法

ウシ血清アルブミン (BSA) を PBS (pH 7.4) に 0.1 mass% の濃度で溶解し、BSA 溶液を作製した。金薄膜をコーティングしたガラス板をこの BSA 溶液に一晩浸漬した。浸漬後、ガラス板をドライボックス内で一晩保管し、乾燥させて BSA 吸着膜を安定化させた。

表面自由エネルギーは、Kitazaki-Hata [4] に基づき、以下のように推定した。

$$\gamma_s^{total} = \gamma_s^d + \gamma_s^p + \gamma_s^h \quad (\text{eq. 1})$$

ここで、 γ_s^{total} は BSA 吸着膜の表面自由エネルギーであり、 γ_s^d, γ_s^p および γ_s^h はそれぞれ分散成分、極性成分、および水素結合成分を表す。各成分 γ_s^d, γ_s^p および γ_s^h は、各液体について以下の Young-Dupre 式を用いて算出した。

$$\sqrt{\gamma_L^d \cdot \gamma_s^d} + \sqrt{\gamma_L^p \cdot \gamma_s^p} + \sqrt{\gamma_L^h \cdot \gamma_s^h} = \frac{1}{2} \gamma_L^{total} (1 + \cos \theta_L) \quad (\text{eq. 2})$$

ここで、 γ_L, γ_s および θ_L はそれぞれ、滴下液体の表面張

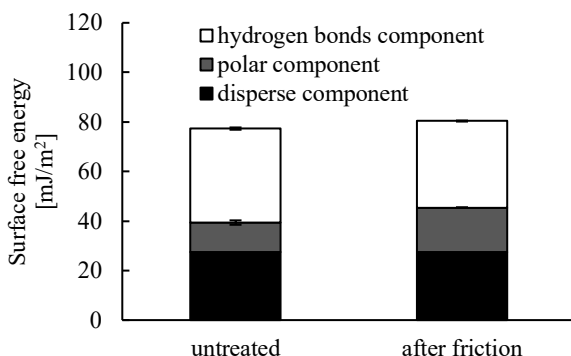


Fig. 1: The surface free energy of BSA adsorbed film. Error bars: Standard deviation

力、固体の表面自由エネルギー成分、および固体上の液体の接触角を表す。BSA 吸着膜の接触角は、水、ジヨードメタン、およびヘキサデカンを用いて測定した。

摩擦試験後の BSA 吸着膜を評価するため、BSA 吸着膜を形成したガラス板を、往復動摩擦試験機を用いて超高分子量ポリエチレン (GUR 1050) ピン試験片と摩擦させた。摩擦条件は、垂直荷重 0.59 N、すべり速度 10 mm/s、ストローク 15 mm、合計 20 サイクルとした。摩擦試験後、未処理の BSA 吸着膜と同様の条件で、BSA 吸着膜の表面自由エネルギーを推定した。

3. 結果および考察

Fig. 1 に、摩擦試験前後の BSA 吸着膜の表面自由エネルギーを示す。未処理の BSA 吸着膜の表面自由エネルギーは 77.3 mJ/m² であったのに対し、摩擦試験後の BSA 吸着膜では 80.4 mJ/m² であり、有意な増加を示した。摩擦試験後、極性成分は有意に増加した一方で、水素結合成分は有意に減少した。これらの結果は、BSA 分子において規則的な水素結合が減少し、極性を持つ結合の再形成や表面に側鎖が露出したことを示唆している。この結果は α -ヘリックス構造の破壊とランダムコイル構造の形成を表していると考えられる。すなわち、摩擦過程において BSA 分子の二次構造の破壊と再形成が生じており、この構造変化に伴うエネルギー散逸が、せん断抵抗の増加、ひいては摩擦の増加に寄与していると考えられる。

4. 結言

金薄膜をコーティングしたガラス板上の BSA 吸着膜の表面自由エネルギーを、摩擦試験前後で測定した。その結果、摩擦試験後に水素結合成分の有意な減少と表面自由エネルギーの有意な増加が認められた。これらの結果は、摩擦試験中に α -ヘリックス構造の破壊とランダムコイルの形成が生じたことを示唆していた。

5. 参考文献

- [1] Nakashima, K. Sawae, Y. Murakami, T. and Michler, S. Behaviour of Adsorbed Albumin Film on CoCrMo Alloy under in-situ Observation, Tribology Online, 2015, 10, 2, 183-189.
- [2] Myant, C. and Cann, P. On the matter of synovial fluid lubrication: Implications for Metal-on-Metal hip tribology. J. Mech. Beh. Biom. Mat., 2014, 34, 349-357.
- [3] Nečas, D. Sawae, Y. et. al, The Influence of Proteins and Speed on Friction and Adsorption of Metal/UHMWPE Contact Pair, Biotribology, 2017, 11, 51-59.
- [4] Hata, T. Kitazaki Y. and Saito, T. Estimation of the Surface Energy of Polymer Solids, J. Adhesion, 1987, 21(3-4), 177-194.

物理架橋 PVA ハイドロゲルの微結晶構造と摩擦特性の関係

鎗光 清道¹, 渡邊 嵩士², 土居 飛陽², 新盛 弘法¹, 澤江 義則¹

1. 九州大学大学院工学研究院機械工学部門, 2. 元・九州大学

1. 緒言

関節軟骨と類似した含水性, 柔軟性を有するハイドロゲルは, 軟骨代替材料や軟骨の潤滑機能を規範としたしゅう動材料としての用途が提案されている. 軟骨代替・模擬材料としての研究事例の多い物理架橋ポリビニルアルコール (PVA) ハイドロゲルは作製方法によって特性が大きく変化する. 代表的な製法としては繰り返し凍結解凍 (Freezing-thawing: FT) 法¹⁾とキャストドライ (Cast-drying: CD) 法²⁾があるが, これらの手法を複合化して作製した複合型 PVA ハイドロゲル (CP ゲル) は, 摩擦特性が向上することが示されている³⁾. また, ゲル作製時の高温乾燥時間を変化させることで, その摩擦特性が大きく変化することが示されているが⁴⁾, そのメカニズムについては未解明である. 本研究では, 高温乾燥処理時間によって CP ゲルの摩擦特性が変化するメカニズムを検討した.

2. 実験方法

2.1 CP ゲル作製法

CP ゲルの原料として重合度 1700, けん化度 98.0~99.0 mol% のポリビニルアルコールを使用した. CP ゲルの作製では, 15 mass% PVA の水溶液 30 g を直径 90 mm のポリスチレンシャーレに流し込み, -20°C で 8 時間凍結, 4°C で 16 時間解凍を行い, その後 60°C, 80%RH の環境下で乾燥を行った. 高温乾燥処理の時間は 1, 6, 12, 24 時間の 4 種を設定し, それぞれの試料名は CP06~CP24 とした. この高温乾燥処理後に, 再び -20°C で 8 時間凍結, 4°C で 16 時間解凍を行い, 8°C, 50%RH の環境下で乾燥させた後, 純水中で膨潤することにより CP ゲルを作製した. なお, 比較用材料として -20°C で 8 時間凍結, 4°C で 16 時間解凍を 4 回繰り返して作製した FT ゲル, 8°C, 50%RHm もしくは 60°C, 80%RH の環境にて乾燥させて作製した CD ゲル (CD-L, CD-H) も作製した.

2.2 摩擦試験

摩擦試験には回転式レオメータ (MCR302, Anton Paar) を使用した. ボール側にはガラス球 (φ12.7 mm), ディスク側には水平面に対して 45°傾斜させた CP ゲルを 120°間隔で 3 枚設置して摩擦試験を行った. 本摩擦試験においては CP06, CP12, CP24 とともに, ゲル作製時の乾燥工程においてシャーレ側であった面を摩擦面として使用した.

摩擦試験は下記の手順で行った.

- ① 3 N の荷重を付与した後, 30 分間クリープ変形
- ② 一度ガラス球とゲルを離し, ゲルを水和 (10 秒)
- ③ 再度荷重 3 N を負荷後, 摩擦試験開始

一度の試験では, 上記工程①の後は工程②, ③を 3 回繰り返した. 試験条件は, 荷重 3 N, 潤滑液には純水を用い, 試験は全て室温環境にて行った. すべり速度は 0.00001~1,000 mm/s で試験中に低速側から対数的に増加させた,

2.3 微結晶構造解析

ゲル中の結晶間距離の測定には SAXS (小角 X 線散乱法, AXS Nano Star, Bruker), 結晶サイズ測定には WAXS (広角 X 線散乱法, D8 DISCOVER, Bruker) を用いた. SAXS 測定は, 各サンプルを 1 辺が 1 cm の正形状に切り, 8°C, 50%RH の環境下で 10 日間乾燥させた状態で行った. WAXS 測定はキャピラリー (直径: 2 mm, 材質: 石英ガラス, 厚み: 0.01 mm) に膨潤状態のサンプルを入れて測定した. その際にサンプルは一辺が 1.5 mm, 長さ 2 cm の角柱状に切り出した.

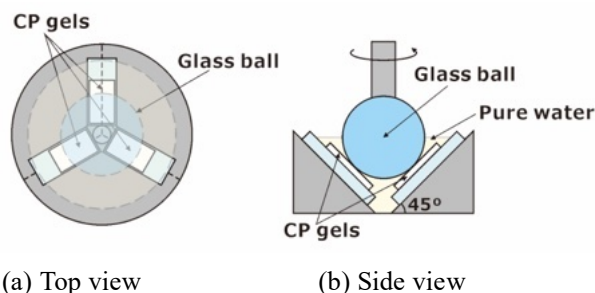


Fig.1 Schematic images of friction test using rheometer

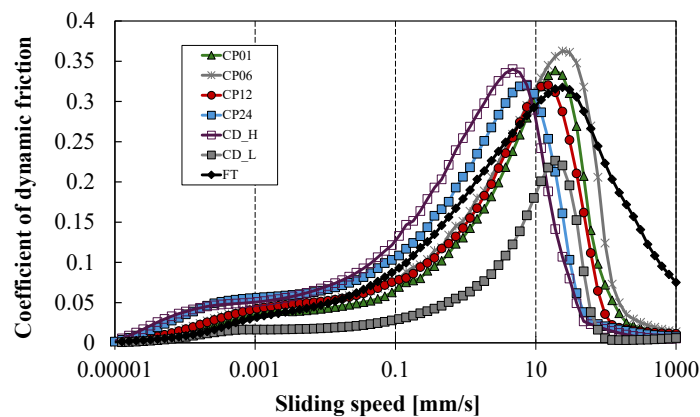


Fig.2 Sliding speed dependency of friction coefficient of PVA hydrogels

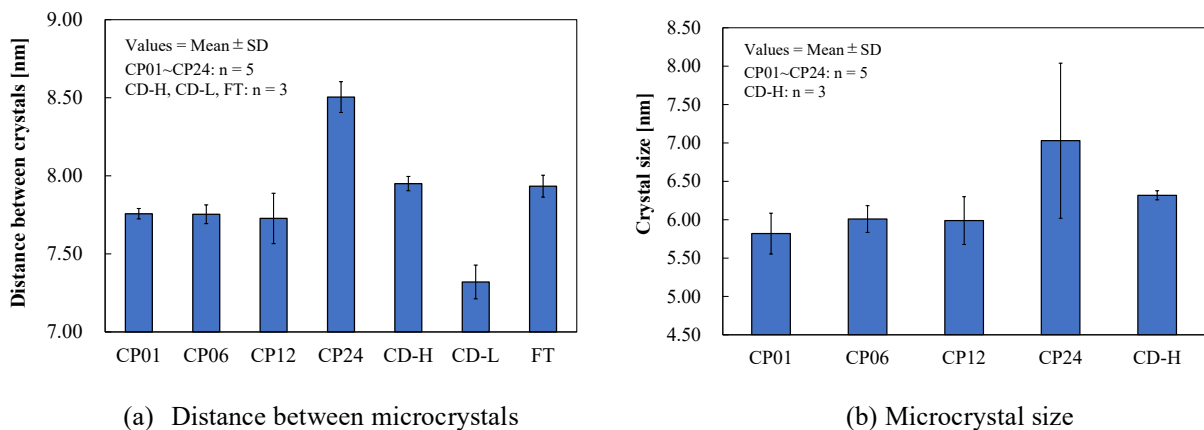


Fig.3 Analysis of microcrystalline structure using SAXS and WAXS

3. 結果, 考察

Fig.2 に各ゲルの摩擦係数の速度依存性を示す. 摩擦試験は低速側から高速側へと速度を増加させて実施しており, 図の左端が試験開始点である. 試験開始後の摩擦係数の増加勾配は, CP24 および CD-H で大きく, CD-L および FT では比較的緩やかであった. 最大摩擦係数に至るまでの挙動は CP01~CP12 で類似しており, 最大摩擦係数は CD-L のみが他のゲルより低い値を示した.

Fig.3 に示す SAXS および WAXS による結晶構造解析の結果から, CP01~CP12 では微結晶間距離および微結晶サイズがほぼ同等である一方, CP24 ではいずれも他のゲルより大きいことが確認された. また, CD-L および FT では WAXS において回折ピークがほとんど観測されず, 膨潤状態における微結晶サイズが極めて小さいことが示唆された.

すべてのゲルにおいて試験開始後に摩擦係数が上昇しその後変曲点をむかえることが確認されたが, これは極低速域では摩擦界面ですべりが生じず, 主としてせん断変形が支配的であり, その後の変曲点付近からすべりが発生したと考えられる. 増加勾配の大きい CP24 および CD-H は, 高弾性率あるいは高い凝着性を有するゲルである可能性が示された. CP01~CP12 は類似した結晶高次構造を有することが X 線解析により明らかになった. Gong らのゲルの凝着摩擦モデル⁵⁾では, ゲルの摩擦挙動に影響を与えるパラメータの一つとして「架橋点間の高分子鎖のフローリー径」が挙げられているが, これは本研究の物理架橋 PVA ゲルにおいては架橋点としての微結晶間距離と微結晶サイズに依存すると考えられ, 類似した微結晶構造を持つ CP01~CP12 は同様の摩擦挙動を示したと考えられる. 一方で, 遷移速度や最大摩擦係数はゲル間で差異が認められ, 乾燥状態で評価した結晶間距離のみでは摩擦挙動を十分に説明できず, 膨潤状態での構造評価の重要性が示唆された.

文献

- 1) 南部昌生, ゲルの製造法, 特開昭 57-130543(1982).
- 2) E. Otsuka, A. Suzuki, Journal of Applied Polymer Science, Vol.114, Issue 1 (2009), 10-16.
- 3) 鎗光清道, 村上輝夫, 鈴木淳史, トライボロジー会議 2017 秋高松予稿集(2017).
- 4) 鎗光清道, 村上輝夫, 鈴木淳史, トライボロジー会議 2021 秋松江予稿集(2021).
- 5) J. P. Gong, Soft Matter, Vol.2, Issue 7 (2006), 544-552.

ポリビニルアルコールハイドロゲルの摩擦界面における間質流体挙動の推定

荒川景¹, 藤江裕道^{1,2}

¹ 東京都立大学システムデザイン研究科 ² 同大学医工連携研究センター

【背景】

関節軟骨は優れた潤滑特性を有しており、その特性を説明する理論の一つに二相性潤滑がある。軟骨の間質流体が荷重の大部分を支えることで低摩擦を実現しているとする理論であるが、実際に間質流体が荷重を支えているのかは明らかにはなっていない。本研究では軟骨の代替材料となるポリビニルアルコール (PVA) ハイドロゲルを用いて、接触させた圧子表面の電位を測定し、その変位から間質流体の挙動を推定する。また、プロテオグリカン (PG) を混合した摩擦特性に優れた PVA/PG ハイドロゲルに対しても測定を行い、比較検討を行う。

【方法】

PVA ハイドロゲルは、全体重量の 15 wt% 分の PVA 粉末 (P0469, 東京化成工業株式会社) を溶解させた溶液をシャーレに 30 g とり、小型低温恒温恒湿器 (SH-242, エスベック株式会社) 8 °C, 50 %RH の環境下で 10 日間乾燥させてキャストドライフィルムを製作した。PVA/PG ハイドロゲルは PVA 溶液に PG (プロテオグリカン F, 一丸ファルコス株式会社) を 1 wt% となるように混合させた。その後、超純水で 72 時間以上膨潤させてできた約 15 mm 厚のハイドロゲルを長さ 18 mm × 幅 10 mm に打ち抜いて試料とした。

圧子は、R10 の半円筒形の電極付き圧子で、ミューテック 35 に製作加工を依頼した。圧子の素材は絶縁性の高いポリフェニレンサルファイド樹脂と電極に耐食性の高いチタンを用いている (図 1)。図中の赤色の端子に電流を流し、青色の端子で電圧を測定する四端子法により抵抗を求めた。実験は往復動摩擦試験機で行い、摺動速度 5 mm/s, 2 mm/s, 荷重 2 N, 出力 10 μ A 距離 10 mm で 8 往復実施した。摩擦方向は測定端子が電極端子に隣接している方を順方向、隣接していない方を逆方向とする。

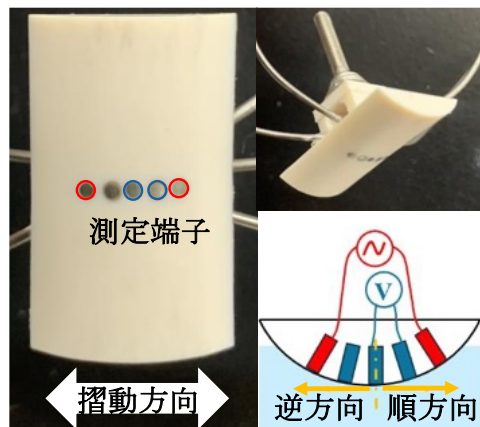


図 1 電極付き圧子と摺動方向

【結果】

摺動速度 5 mm/s の結果を示す (図 2, 3)。順方向の摩擦で約 0.199 V まで低下し、逆方向の摩擦で約 0.268 V までの上昇が見られ、摺動後の定常状態では約 0.230 V を示した。PVA/PG ハイドロゲルの電位は PVA ハイドロゲルと比較して全体的に低下した。(定常状態で約 0.215 V (図 3).)

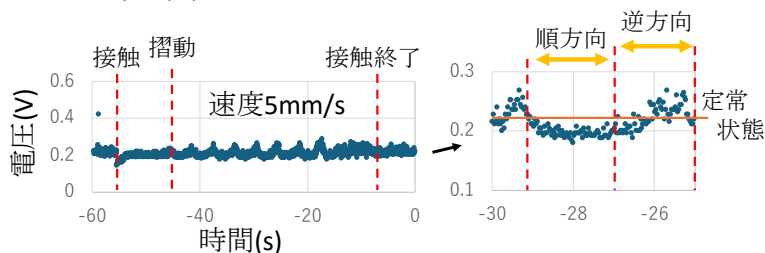


図 2 PVA ハイドロゲルの電位変化

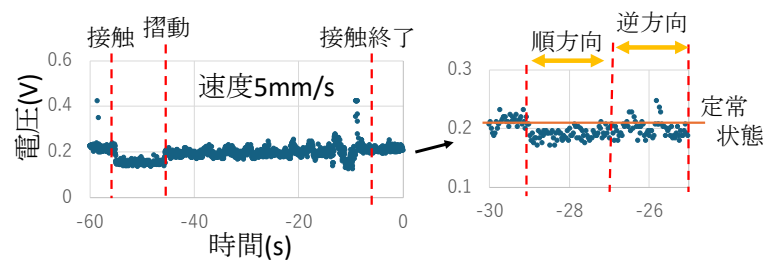
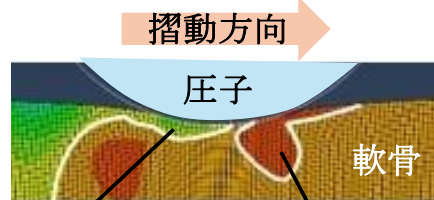


図 3 PVA/PG ハイドロゲルの電位変化

【考察・まとめ】

電位の変化は、電流路内の導体 (流体) の存在比に依存する。電極側への移動では電位が低下するため間質流体が密に、電極後方側では電位が上昇するため間質流体が疎らに存在していることが推察された。これは呉らによる多孔質弾性体モデルによる摩擦解析で、摩擦直下の圧子前方に高含水領域が現れるという結果に符合する。PVA/PG ハイドロゲルでは摩擦方向によらず電圧変化が小さかった。PG 添加により拘束水が増加し、自由水が減少したために方向依存性が低下したと考えられる²⁾。



水が減少→抵抗上昇 水が増加→抵抗低下
図 4 多孔質弾性体モデルの摩擦解析における高含水領域の出現¹⁾

【文献】

- [1] 呉 暁涵, 藤江 裕道. バイオトライボロジシンポジウム, 2023.
- [2] Monika Maeda, Seido Yarimitsu, Hiromichi Fujie. Biotribology Fukuoka. 2023.

血管内治療機器に施された親水性コーティングの剥離に関する 評価法の開発に向けた取り組み

○ 迫田秀行¹ 山家弘雄² 坪子侑佑¹ 山本栄一¹

1 国立医薬品食品衛生研究所 医療機器部

2 昭和医科大学横浜市北部病院 脳神経外科

ガイドワイヤーやカテーテルなどの血管内治療機器では、操作性を確保する目的でその表面に親水性コーティングが施されている場合がある。このようなコーティングが血管内で剥離し合併症を引き起こす可能性が指摘されており、2010 年以降、FDA による 10 件以上の回収事例も発生している。しかし、親水性コーティングの剥離と合併症の発生を直接結び付ける、系統だった報告は存在しない。その原因として、剥離物の観察が容易ではないことや、剥離のメカニズムが解明されていないことなどが考えられる。我々は、脳塞栓に伴う重篤な合併症を引き起こす可能性が考えられる脳神経外科領域を対象に、親水性コーティングの剥離リスクを定量的に推定可能な *in vitro* 試験法の開発と、体内に放出された親水性コーティングの剥離物を確実に回収し、観察、同定する手法の開発を目的とした研究を開始した。

はじめに、昭和医科大学横浜市北部病院脳神経外科で実施された血管内治療において使用されたガイドワイヤーやカテーテルなどの血管内治療機器を回収した。損傷しないように留意しつつ、水道水で軽く洗浄し、消毒後、デジタルマイクロスコプで観察した。また、赤外分光光度計 (FTIR) により、表面分析を行った。また、未使用のガイドワイヤー 1 製品を対象に、5 種の染色液に浸漬した上で模擬剥離試験 (図 1) を実施し、コーティングの視認性向上の可能性について検証した。

使用済みの血管内治療機器の表面では、軸方向の直線状の傷 (図 2) や繊維状の付着物などが観察されたが、これらの生成時期の特定や、剥離物とコンタミネーションの識別が困難であることが課題として挙げられた。また、白色や透明の部材の観察は困難であったが、FTIR 測定によりコーティングの有無やその範囲、材質を特定できた。また、染色剤を用いることにより、親水性コーティングの視認性は向上した。さらに、模擬剥離試験で生成した剥離物は、粘着性の高い膜状の物質で、剥離物が少ない場合は、染色なしでの観察は困難と思われた (図 3)。

今後は、摘出した組織から剥離物を抽出する手法、顕微 FTIR やラマン分光法による剥離物の同定方法、コーティングの摩耗強度評価法、コーティングの剥離を再現する *in vitro* 試験法などの開発などを行い、親水性コーティングの剥離の実態解明に結び付ける予定である。

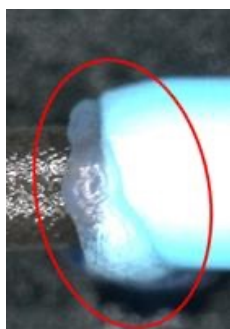


図 1 模擬剥離試験の様子

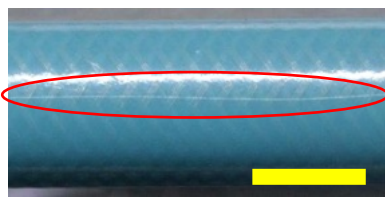


図 2 使用済のカテーテル表面で観察された軸方向の直線状の傷 (赤丸、スケールは 1 mm)

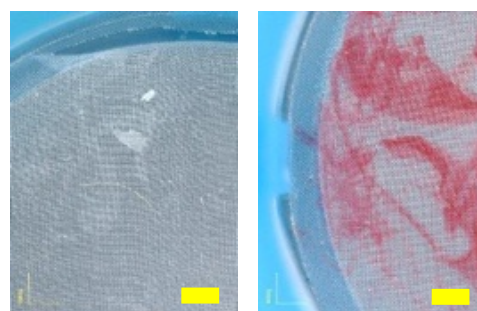


図 3 フィルター上に回収された模擬剥離物。左：未染色、右：Congo red 染色 (スケールは 1 mm)

軟性内視鏡ロボットにおけるゼリー拭き取りのための PVA クリーナーの開発

上村 成範¹, 橋爪 彰¹, 寺尾 誠吾¹, 坂井 伸朗¹, 久米 恵一郎², 村上 輝夫³

¹九州工業大学, ²産業医科大学, ³九州大学

1. 背景

がん罹患数の増加に伴い, 低侵襲である軟性内視鏡治療の需要は今後さらに高まると考えられる. 一方, 軟性内視鏡治療は長時間にわたる高精度な操作を要し, 医師に大きな身体的・精神的負担がかかる.

このような背景のもと, 所属研究室では軟性内視鏡手術支援ロボットの開発を行ってきた. これまでの自動挿入実験により, 本ロボットが軟性内視鏡治療の簡素化に寄与し得る可能性が示唆されている.

今後, さらなる自動化の実現を目指し, 本研究では, 軟性内視鏡表面に残留する摩擦潤滑ゼリーを自動的に拭き取る装置の開発を試みた.

2. 実験方法

2.1 装置構成

本研究では, 所属研究室で開発された軟性内視鏡手術支援ロボット 4 号機 (EORV4 : Endoscopic Operation Robot Version 4) を用いた. EORV4 先端部の座屈防止ステイに, 拭き取り機構として低摩擦特性を有する PVA (Polyvinyl Alcohol) ハイドロゲル製のシールを取り付けた.

本シールはドーナツ形状とし, 中心部を軟性内視鏡が通過する構造とした. また, 内視鏡と接触する面にリップ (内径を局所的に縮小した環状の突起構造) を設け, 過度な摩擦を生じさせることなく拭き取り性能の向上を図った.

さらに, 内視鏡の前後動作に伴うシールの移動を防止するため, 樹脂およびアクリルを用いた固定機構を製作し, シールを座屈防止ステイに固定した. これにより, 内視鏡操作中も安定した拭き取り動作が可能となる構造とした. 図 1 に EORV4 の先端部に拭き取り用シールを取り付けた様子を示す.

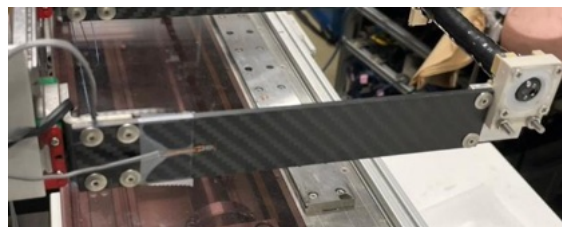


図 1 EORV4 先端に取り付けた PVA シールの様子

2.2 評価方法

本実験では, PVA シールを用いた自動拭き取り機構を試作し, 性能評価を行った.

厚みおよびリップ形状の異なる計 7 種類のシールを作製し, それぞれを EORV4 先端部に取り付けた. 摩擦潤滑ゼリーを塗布した軟性内視鏡を前後動作させ, 拭き取り効果を確認した.

また, ひずみゲージを用いて, 内視鏡前後動作時におけるシールと内視鏡間の摩擦力を計測した.

3. 結果・まとめ

本実験では, PVA ハイドロゲル製シールを用いた自動拭き取り機構を試作し, 性能評価を行った.

厚みおよびリップ形状の異なるシールを用いた結果, 拭き取り性能に顕著な差は見られなかったものの, シールが薄いほど拭き取り性能が良好となる傾向が確認された. 一方で, ひずみゲージによる摩擦力計測の結果から, シールの厚みが増し, リップの山が高いほど内視鏡操作時の摩擦力が低減される傾向が示された.

本研究で提案した拭き取り機構は, シールの形状最適化により, 軟性内視鏡治療における自動化に寄与する可能性を有していると考えられる.

参考文献 : 省略

水和境界潤滑による軸封機構

内菌 晴登¹, 鈴木 遼¹, 中西 義孝²

¹熊本大学大学院自然科学教育部, ²熊本大学大学院先端科学研究部

1. はじめに

水中で可動する機器の多くは, 外部環境である水中側と, 空気環境にあるシステム内部とを隔てる筐体を貫通する回転軸を有しており, この貫通部からの水の浸入を防止する機構が「軸封」である。

代表的な軸封機構では, 軸にリング状のシールリップを装着し, 軸表面とシールリップとの間に生じる相対運動部, すなわち動的シール面によって防水機能を実現している。シールリップの損傷を防止するため, 動的シール面では潤滑液や空気による十分な膜厚を確保し, 両者が直接接触しないよう設計されている。しかしながら, 流体潤滑を前提とした軸封機構には課題も存在する。すなわち, 動的シール面に形成された潤滑膜が, 水の浸入経路となる可能性がある点である。

本研究では, 動的シール面を締めきり状態とすることで防水性能の向上を図ることを目的とした。さらに, 潤滑状態の改善を目的としてシールリップ素材に親水性の連続多孔質体を採用し, 水和境界潤滑の実現を目指した取組について報告する。

2. 軸封の構造

提案する軸封装置では, 軸表面とシールリップとの間に形成される二つの動的シール面を一つのユニットとして捉え, その間の空間に低環境負荷の水溶液または非ニュートン性潤滑液を貯留する構造とした (図1)。シールリップには, 主成分をポリビニルホルマール (PVF) とする材料を用い, 締めきり状態に軸に装着した。さらに, 機械的な強度を向上させるため, ポリエステル不織布およびセルロースナノファイバーで補強したシールリップも作製した (図2)。

3. 結果および考察

PVF 系シールリップでは, 水和境界潤滑の発現が確認された。また, 水圧の増加にかかわらず, 安定した低摩擦特性を示した。一方, 高水圧条件下では防水性能の低下が認められ, これはシールリップの変形に起因するものと考えられた。ポリエステル繊維による補強は, シールリップの剛性を向上させ, 防水性能の改善に寄与した。しかし, 条件によっては繊維が軸と直接接触し, 水和境界潤滑の形成を阻害する場合があった。

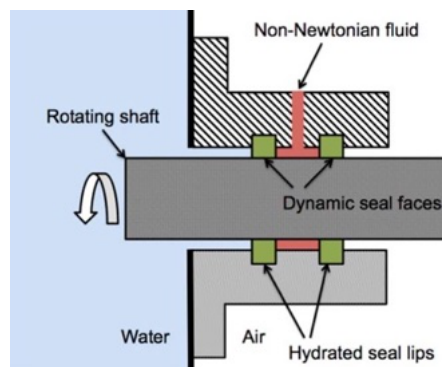


Fig.1 Schematic of the shaft sealing structure¹⁾.

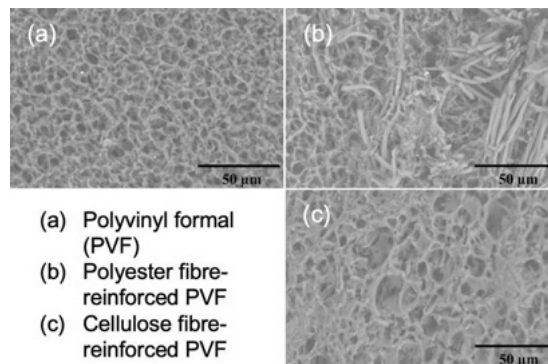


Fig.2 SEM images of the seal lip surfaces²⁾.

これに対し, ナノセルロース繊維は PVF 中に内包され, 潤滑層形成を妨げなかった。その結果, 潤滑状態の安定化と信頼性の向上が確認された。以上より, 本構造は低速・高水圧条件下における軸封に対して高い適合性を示し, 水中用軸封機構への応用可能性を有することが示唆された。

本研究は、防衛装備庁が実施する安全保障技術研究推進制度 JPJ004596 の支援を受けたものである。

参考文献

- 1) Nakanishi et al., Shaft seal for separation of water and air with low frictional torque. *Tribology International* 94 (2016) 437-445.
- 2) Honda et al., Fiber reinforcement of hydrophilic materials for a low-torque shaft seal in water environment. *Mechanical Engineering Letters* 4 (2018) 17-00590.

自然滴下輸液における設定流量と実流量の乖離に関する定量的検討

原田悠愛^{*1}, 酒井利奈^{*1*2}, 相馬邦造^{*3}, 吉田和弘^{*1*2}, 氏平政伸^{*1*2}
^{*1} 北里大学大学院医療系研究科 ^{*2} 北里大学医療衛生学部 ^{*3} 株式会社マーク電子

1. 序 論

輸液療法は脱水の補正、電解質の調整、薬剤ば持続投与など、入院患者の治療において最も基本的な医療行為の1つである。輸液剤の投与時に流量を適切に管理することは、重要な管理項目の一つである。自然滴下により患者へ輸液剤を投与する場合、滴下する量をクレンメで調整し流量を制御する。この方法において設定流量を維持しにくいことはよく知られ、自然滴下輸液に関するインシデントの報告が散見される (Han et al., 2023)。Jemma et al. (2007) は一般病棟における輸液の誤差率は 31.3% と報告した。この背景として設定流量通りの速度で輸液されていないことが問題と考える。自然滴下の流量誤差は認識されているが、定量的に誤差を明らかにした報告は少ない。そこで本研究は設定流量に対する実流量の誤差が、どの程度であるか定量的に明らかにすることを目的とし、流量精度測定を行い検討した。

2. 方法

輸液回路は生理食塩水 (1000 mL, 大塚) と輸液セット 20 滴/mL (テルフュージョン, テルモ) を使用した (図 1)。これらをイリガートルスタンドにて 160 cm の高さに固定した輸液バッグに装着し、プライミングを行った。輸液バッグ先端部から輸液ライン先端部までの落差を 1 m とした。室温と湿度は日本医療福祉設備協会の規格にて病棟の環境として定められた室温 23.5±3.0℃, 湿度 50±10% で測定を行った。設定流量は文献に基づき 250 mL/h, 先行研究に基づき 400 mL/h の 2 条件とし、測定時間は 60 min とした。点滴筒内での滴下数を換算して得られる瞬時流量を、点滴管理ツール (DRmark, マーク電子) を用い測定し、この値を実流量とした。実流量をノート PC (LAVIE, NEC) に記録し、設定流量と実流量の誤差率を次式により求めた。

誤差率 (%) = $\frac{\text{設定流量} - \text{実流量}}{\text{実流量}}$

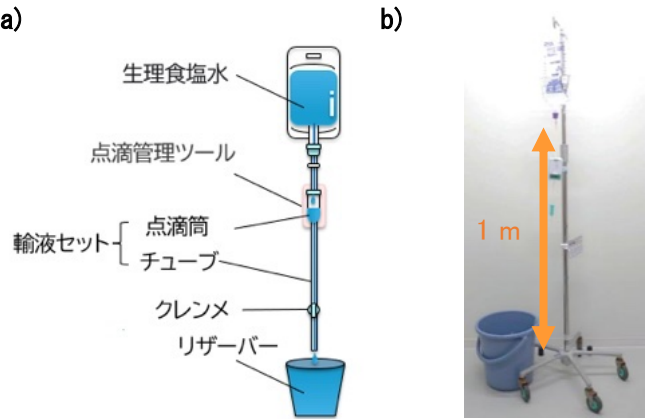


図 1 流量精度測定の外観
a) 輸液回路 b) 輸液ライン先端部までの落差

3. 結果

設定流量 250, 400 mL/h いずれも実流量は時間とともに減少することが明らかになった (図 2a, b)。測定開始後の不安定な実流量は、クレンメを開き流量を設定した際の変化である。流量の変化はいずれの流量も時間経過に伴い安定し、50 min 経過後全例でプラトーとなった。設定流量と実流量の誤差率は 250 mL/h において 15.0±15.0%, 400 mL/h において 13.4±10.0% であることが明らかになった (図 3)。

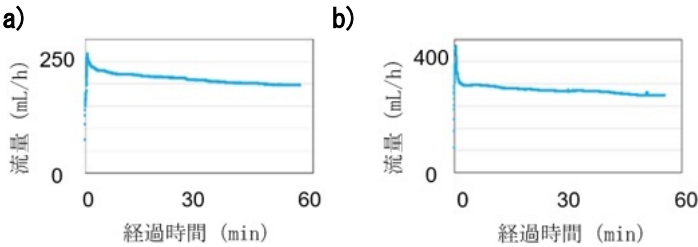


図 2 実流量 a) 設定流量 250mL/h
b) 設定流量 400mL/h

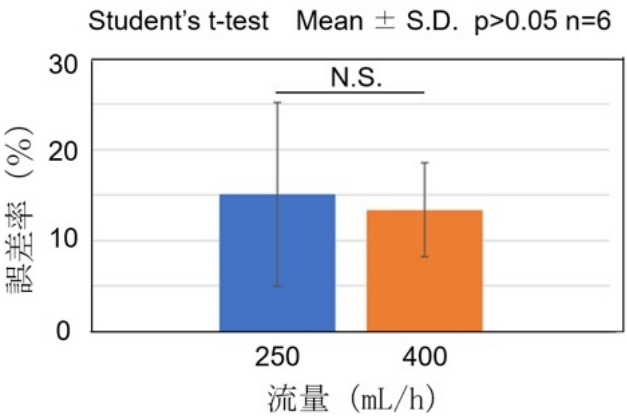


図 3 設定流量と実流量の誤差率

4. 考察

急性期病棟において輸液の 79% が設定流量で投与されていない (Jemma et al., 2007)。自然滴下すなわち重力により滴下される輸液セットは ISO8536-4 に準拠する必要がある。ISO8536-4 で 1 分あたり 50 滴の速度で 20 滴の蒸留水が 1 ml に等しくなければならないと規定されている。この規格で± 0.1 ml の許容誤差が与えられているため、輸液セットの精度は 10% 以内と想定される。1 時間経過すると流量の誤差は 10% 以内に収まらないことを認識し、1 時間以内の定期的な流量の確認が必要であると推察した。低流量は流量の安定に時間を要し、高流量は短時間で安定する感覚があり、同様の報告が存在した (吉田ら, 2011)。設定流量の条件を増やしデータを集積することで、さらに知見が得られると推察した。

5. 結論

設定流量に対する測定流量の誤差を定量的に明らかにした。流量誤差の程度を把握することは輸液管理の安全性向上につながると考える。

特別講演会プログラム



日時:2026 年 3 月 18 日(水)13:00

会場:北里大学相模原キャンパス医療衛生学部 A1 号館 3 階ヒュッゲ 1

主催:バイオトライボロジ研究会

開会の辞 13:00~13:05

氏平 政伸(北里大学)

特別講演 13:10~15:10

司会 酒井 利奈(北里大学)

演題:Finite Element-Based Musculoskeletal Modeling for
Predicting Anisotropic Cartilage Wear: An Experimental-
Computational Study

演者:Junyan Li 先生

Shanghai University of Medicine & Health Sciences

閉会の辞 15:15~15:20

研究会代表 藤江 裕道(東京都立大学)



会場アクセス

1:A1 号館

3:L1 号館

お車でお越しの際は
駐車券をお渡しします。
お帰りの際に手続きが
必要となりますので
お声かけください。