

HUMAN BIOMECHANICS 2025



Sborník

**17. – 19. června 2025
Kouty**



ODBORNÝ PROGRAM KONFERENCE

13:00 Zahájení konference

Sekce A

Úterý 13:30 – 14:30

Ing. Adam Kratochvíl, Ph.D., Ing. Kristýna Kubášová

13:30	Petr Bočan (S)	Compression Response of 3D-Printed Ti6-Al4-V Gyroid Structures with Graded Wall Thickness and Cell Size	7
13:45	Adam Kvapil (S)	Stanovení mechanických vlastností intramedulárních hřebů	10
14:00	Jaroslav Vajsejtl (S)	Hodnocení adheze kostního cementu při ohybových zkouškách	12
14:15	Veronika Drátovská (S)	Vliv metodiky určení průřezových charakteristik na vyhodnocení ohybového napětí v potkaních femurech	13

14:30 – 15:30 Coffee break

Sekce B

Úterý 15:30 – 17:00

Ing. Jakub Kronek, Ph.D., Ing. Vlastimil Králík, Ph.D.

15:30	Hynek Chlup	Mechanické zkoušky anastomózy nativní tepny a umělé cévní náhrady	16
16:00	Zbyněk Sobotka (S)	Mechanické vlastnosti aneurysmatických žil tepenožilního zkratu	20
16:15	Radim Peška (S)	Effect of Accelerated Aging on Nanomechanical Properties and Raman Spectra of UHMWPE	22
16:30	Jaroslav Lukeš	Mechanical characterization of 3D-printed microstructures	26
16:45	Martin Otáhal	Měření mechanických vlastností na buněčné úrovni	27



Posterová sekce

Úterý 17:00 – 18:00

Ing. Adam Kratochvíl, Ph.D., Ing. Kristýna Kubášová

Jakub Fousek	Možnosti materiálového testování v COMTES FHT	74
Tomáš Goldmann	Určení mechanických vlastností kostního svalu pro návrh zatěžování rostoucího hřebu	76
Josef Kolář	Mechanická odezva extrudovaného kolagenu izolovaného z rybí kůže	77
Vlastimil Králík	Potenciál parafínu jako aktuátoru pro generování mechanické síly	79
Jakub Kronek	Korekce páteřních deformit pomocí chirurgického přístupu podporujícího růst	80
Kristýna Kubášová	Mechanické hodnocení biodegradabilních kostních adheziv	85
Kristýna Mazancová	Změna mechanických vlastností polydioxanonu v závislosti na porositě a degradaci	85
Marie Proboštová	Vliv morfologie glenoidu na zatížení chrupavky	86



Sekce C

Středa 9:00 – 10:30

doc. Ing. Tomáš Suchý, Ph.D., Ing. Hynek Chlup, PhD.

9:00	Tomáš Suchý	Kolagen – modrý banán – negativní prostor	30
9:30	Martina Šupolová (S)	Vliv beta radiace na mechanické vlastnosti dlouhodobě skladovaných kolagenních gelů	31
9:45	Marika Vopálková (S)	Laboratoř není tělo: Proč laboratorní prostředí nestačí k pochopení degradačních procesů v těle	43
10:00	Markéta Khýrová (S)	Biomaterials for regenerative medicine with piezoelectric properties	47
10:15	Zdeněk Petřivý (S)	3D tištěné vzorky na bázi PLA/hydrogelu pro biomedicínské inženýrství a jejich mechanické vlastnosti	49

10:30 – 11:30

Coffee break

Sekce D

Středa 11:30 – 12:45

doc. Ing. Radek Sedláček, PhD., Ing. Lukáš Zach, Ph.D.

11:30	Dalibor Vojtěch	3D tisk náhrady kolenního kloubu z biomedicínské slitiny Co-Cr-Mo: Konkurence pro technologii přesného lití?	51
11:45	Monika Šorfová	Rozšířená realita v rehabilitační péči o děti s DMO	51
12:00	Martin Havránek (S)	Custom Made Implants & AI	57
12:15	Lukáš Zach	Využití MKP pro studium hojení kosti	58

13:00 – 14:00

Oběd

14:00

Workshop skupiny OP JAK – BIODEGRADABLE

Biotermodynamika s prof. Maršíkem

18:00

Vyhlášení cen prof. Valenty a prof. Čiháka a Ceny České společnosti pro biomechaniku



Sekce E

Čtvrtek 9:00 – 10:30

prof. Ing. František Maršík, DrSc., prof. RNDr. Matej Daniel, Ph.D.

9:00	František Maršík	Muscle contraction as a molecular motor	61
9:45	Matej Daniel	Vliv skapulohumerálního rytmu na stabilitu ramenního kloubu	66
10:00	Ondřej Zoufalý (S)	Use of trajectory optimization for a motion analysis of musculoskeletal systems	68
10:15	Jakub Švadlena (S)	Planar Upper Limb Muscle Model for Exoskeleton Cooperation	70

10:30 – 11:15

Coffee break

Sekce F

Středa 11:15 – 12:30

prof. Ing. Svatava Konvičková, CSc., prof. RNDr. Matej Daniel, Ph.D.

Přednášky výherců Ceny prof. Valenty a prof. Čiháka za nejlepší disertační práci a Ceny za nejlepší diplomovou práci v oboru biomechaniky

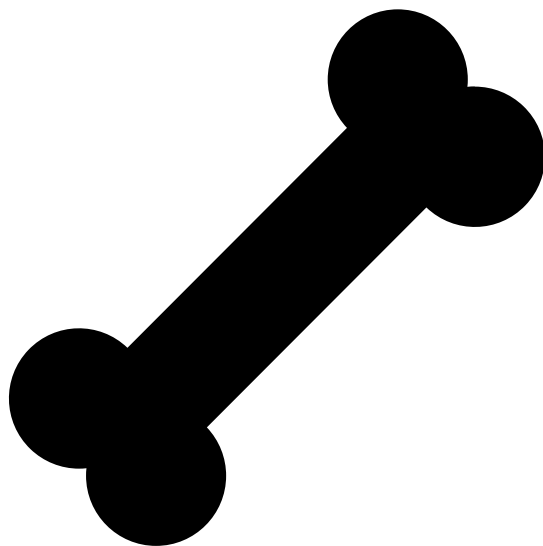
12:15

Vyhlášení vítězů studentské soutěže

12:30

Zakončení konference

SEKCE A



ÚTERÝ 17. 6. 2025

13:30 – 14:30



Úterý 17. 6. 2025

13:30

Compression Response of 3D-Printed Ti6-Al4-V Gyroid Structures with Graded Wall Thickness and Cell Size

Petr Bočan^{1*}, Veronika Afanaseva¹, Aleš Jíra¹

¹ Czech Technical University in Prague, Faculty of Civil Engineering, Department of Mechanics, Thákurova 7, 166 29 Prague 6, Czech Republic

* petr.bocan@fsv.cvut.cz

Introduction

3D printing, particularly through additive manufacturing methods like selective laser melting (SLM), has revolutionized the design of bone implants by enabling the precise creation of complex, porous structures with tailored pore sizes and mechanical properties. Among these, gyroid structures stand out due to their unique triply periodic, continuous wall geometry, which allows them to function effectively as both trabecular and wall-based systems. Their design enhances osteointegration and bone-implant fixation while allowing control over implant stiffness and elasticity [1]. This capability to fabricate customized, organic porous structures signals a significant advancement in implant technology and represents the future of intraosseous medical devices.

Previous studies have identified various imperfections and defects in specimens fabricated via 3D printing technologies [2]. One critical factor influencing the final performance of such structures is the presence of partially melted powder particles adhering to surface features, which can compromise surface quality and structural integrity [3]. Additional defects, such as discontinuities in the load-bearing elements, have been observed and are known to significantly reduce the overall mechanical stability of the structures [4]. These structural imperfections not only diminish the load-bearing capacity but can also impair implant fixation within the bone, potentially leading to clinical complications such as poor osseointegration or, in severe cases, bone necrosis [5].

These defects are commonly addressed through post-processing techniques. One such method is Hot Isostatic Pressing (HIP). HIP treatment improves Selective Laser Melting (SLM) components by eliminating internal pores, relieving residual stress, promoting favorable microstructural changes, enhancing ductility and toughness, and reducing mechanical anisotropy [6]. Subsequently, samples can be etched to remove loosely bonded surface particles and incompletely fused printing dust beads [7][7].

This study investigates two fundamental wall-type variations of gyroid structures fabricated by additive manufacturing using a Ti6Al4V alloy. The first variant features a gradient in wall thickness, while the second incorporates a gradient in unit cell size. The primary objective was to evaluate how these morphological differences influence mechanical performance and their potential to enhance osseointegration. Both structure types were subjected to uniaxial compression testing using cylindrical specimens with dimensions corresponding to real-world (specifically dental) implant geometries. All experimental samples were post-processed using Hot Isostatic Pressing (HIP). Subsequently, half of the printed samples were subjected to an etching process to assess the impact of surface modification on their mechanical properties.



Results and Discussion

The specimen designs were based on the general gyroid equation, with modifications applied to create a smooth transition in gyroid morphology. Samples were fabricated in two main groups: one with a graded unit cell size and the other with a graded density, the latter of which modifies the wall thickness and enables a continuous transition from porous to solid regions, as shown in the Figure 1.

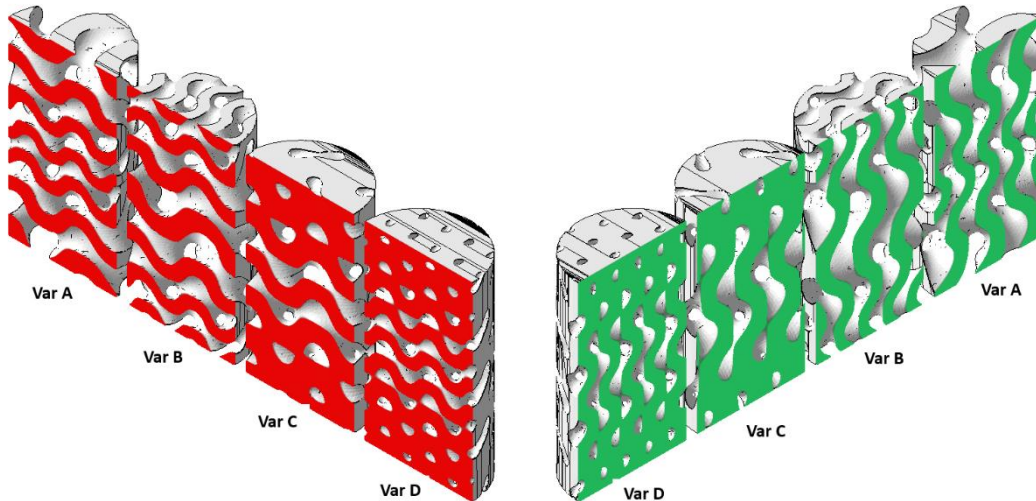


Figure 1. Example of the specimens used in experiments, where Var A, Var B represent samples with graded walls and Var C, Var D represents samples with graded cells.

The following figures present load–distance diagrams for both etched and non-etched specimens. Figure 2 illustrates the samples with graded cells, while Figure 3 displays the specimens featuring graded walls.

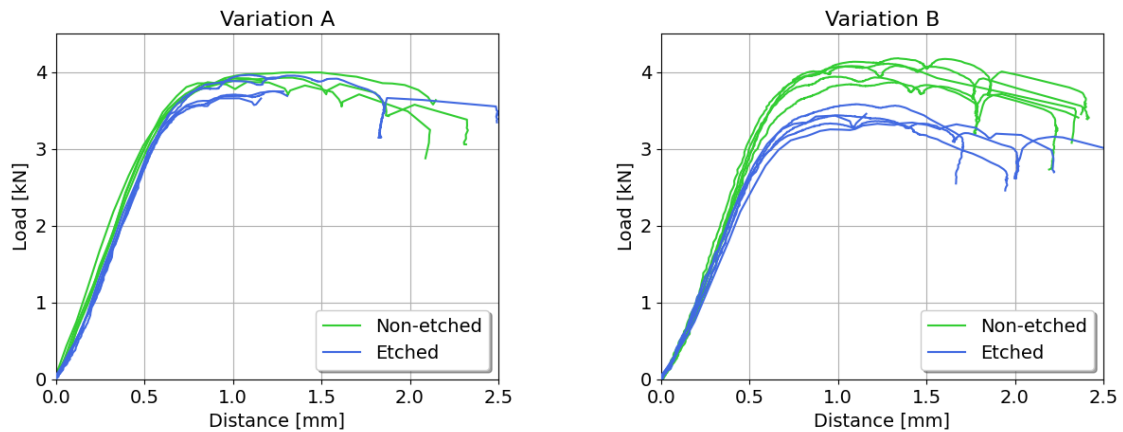


Figure 2. Load distance diagrams of a gyroid structure with graded cells.

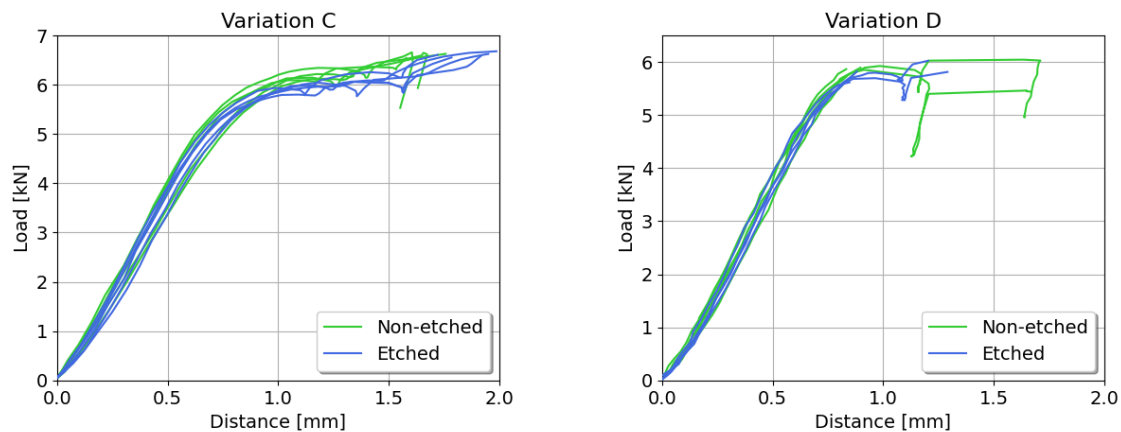


Figure 3. Load distance diagrams of a gyroid structure with graded walls.

Conclusion

This study highlights the impact of structural morphology on the mechanical behavior of 3D-printed Ti6Al4V gyroid structures with graded cell sizes and wall thicknesses, particularly under compressive loading. Specimens with graded wall thickness exhibited significantly higher load-bearing capacity prior to collapse compared to those with graded cell sizes. A comparison between the two types of grading revealed distinct deformation mechanisms: structures with graded wall thickness demonstrated enhanced mechanical stability, characterized by localized buckling or shear deformation, whereas cell-size graded specimens tended to undergo global collapse.

Samples that underwent post-processing via HIP and after that by etching showed a slight reduction in load-bearing capacity, likely due to the thinning of load-bearing elements caused by material removal. Nevertheless, the results suggest that post-processing had a relatively minor impact on structural performance compared to the substantial influence of the grading type.

Acknowledgement

The financial support from the Czech Health Research Council (AZV) No. NW24-1000118 and the Czech Technical University in Prague (SGS project No. SGS23/152/OHK1/3T/11) is gratefully acknowledged.



References

- [1] ŘEHOUNEK, L., JÍRA, A., HÁJKOVÁ, P., ČEJKA, Z., Optimization of 3D printed trabecular structures for implantology and their mechanical analysis, 2017. *Unpublished report from TAČR project No. TJ01000328.Q*
- [2] SERESHK, Mohammad Reza Vaziri; FAIERSON, Eric. Study of defects and dimensional accuracy to determine manufacturability thresholds for laser powder bed fusion of Ti-6Al-4V lattices. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, 2022, 123.11: 3795-3806.
- [3] JÍRA, A., et al. Mechanical properties of porous structures for dental implants: experimental study and computational homogenization. *Materials*, 2021, 14.16: 4592.
- [4] HACKING, S. A., et al. Tissue response to the components of a hydroxyapatite-coated composite femoral implant. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, 2010, 94.3: 953-960.
- [5] PARK, Sangbae, et al. Osseointegrative and immunomodulative 3D-Printing Ti6Al4V-based implants embedded with biogenic hydroxyapatite. *Materials & Design*, 2024, 240: 112822.
- [6] YAN, Xingchen, et al. Microstructural and mechanical optimization of selective laser melted Ti6Al4V lattices: Effect of hot isostatic pressing. *Journal of Manufacturing Processes*, 2022, 77: 151-162.
- [7] HUANG, Weidong, et al. The effect of heat treatment on the anisotropy of Ti-6Al-4V by selective laser melting. *Jom*, 2022, 74.7: 2724-2732.

Úterý 17. 6. 2025

13:45

Stanovení mechanických vlastností intramedulárních hřebů

Adam Kvapil^{1*}, Adam Kratochvíl¹

¹ Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky, Fakulta strojní ČVUT v Praze. Technická 4, 160 00 Praha – Dejvice.

* adam.kvapil@fs.cvut.cz

Klíčová slova: intramedulární fixační hřeby, mechanické vlastnosti, osteosyntéza, zlomenina

Abstrakt

Tato studie se zabývá mechanickými vlastnostmi nové generace intramedulárních fixačních hřebů z titanové slitiny Ti6Al4V. Bylo provedeno experimentální měření v oblasti statických a dynamických zkoušek, jimiž bylo podrobena několik vzorků nové generace fixačních hřebů. Naměřené hodnoty byly zpracovány dle pokynů stanovených mezinárodní normou ASTM F1264 a výsledné hodnoty vyneseny do grafu. Na závěr bylo provedeno srovnání výsledků s hodnotami staré generace fixačních hřebů.

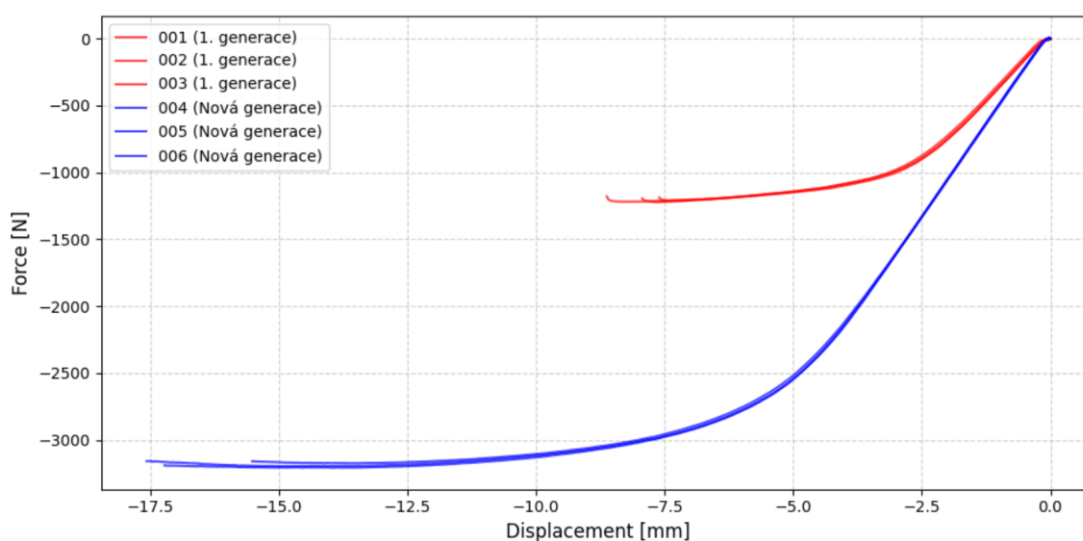


Tabulka 1 – Porovnání výsledků jednotlivých generací pro statickou zkoušku

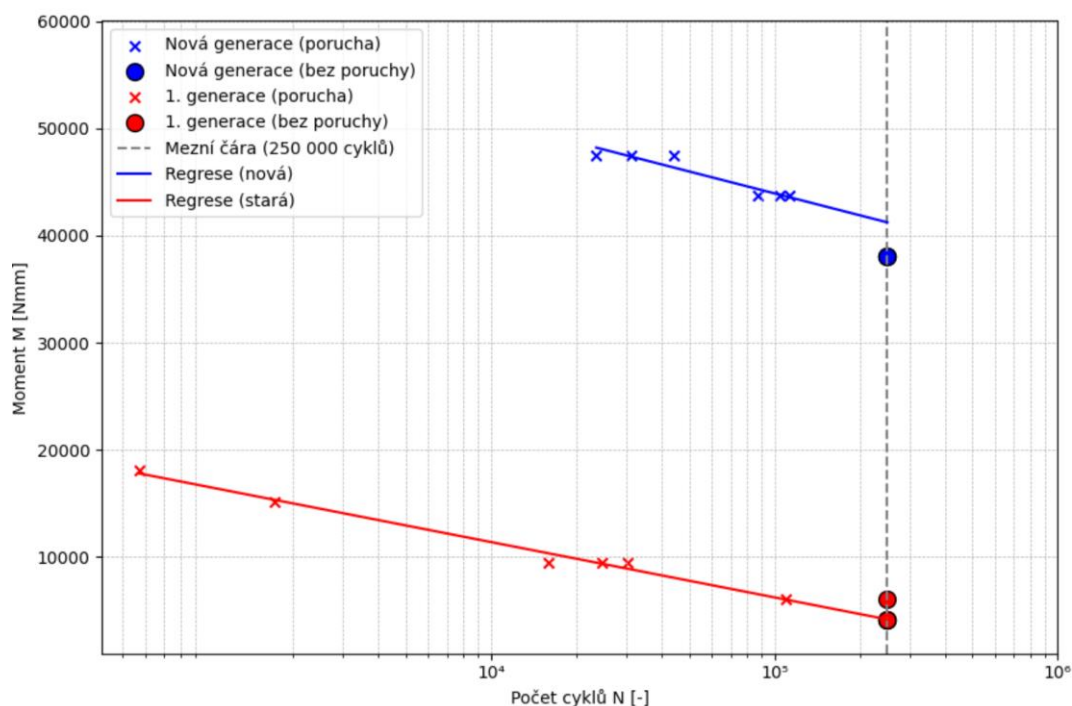
Nová generace intramedulárních fixačních hřebů						
vzorek	F_MAX [N]	F_y [N]	M_y [N*mm]	K [-]	El_e [N*m²]	regresní odchylka [%]
001	-3175,731	-2686,153	-51036,911	546,528	12,237	0,38
002	-3198,767	-2718,204	-51645,880	558,832	12,332	0,12
003	-3209,335	-2726,322	-51800,113	555,436	12,296	0,26
průměr:	-3194,611	-2710,226	-51494,301	553,599	12,288	0,253
1. generace intramedulárních fixačních hřebů						
001	-1211,61	-1035,026	-19665,495	405,487	8,672	0,19
002	-1222,40	-1042,194	-19801,69	401,389	8,342	0,18
003	-1219,43	-1046,491	-19883,328	409,476	9,461	0,14
průměr:	-1217,814	-1041,237	-19783,505	405,451	8,825	0,170

Tabulka 2 – Porovnání výsledků jednotlivých generací pro zkoušku únavy

Nová generace				1. generace		
vzorek	síla F [N]	cykly N [-]	moment M [N*mm]	síla F [N]	cykly N [-]	moment M [N*mm]
1	2500	23500	47500	950	573	18050
2	2500	31171	47500	800	1721	15200
3	2500	43972	47500	500	43972	9500
4	2300	87197	43700	500	15923	9500
5	2300	104829	43700	500	30233	9500
6	2300	112728	43700	320	24677	6080
7	2000	250000	38000	320	109508	6080
8	2000	250000	38000	220	250000	4180
9	2000	250000	38000	220	250000	4180
9	-	-	-	220	250000	4180



Obrázek 1 – Srovnání ohybových vlastností



Obrázek 2 – Srovnání únavových vlastností

Poděkování

Tento výzkum je podpořen projektem TAČR FW06010215 Výzkum a vývoj stabilizačních kotvicích systémů pro zajištěnou intramedulární osteosyntézu a grantem Studentské vědecké konference ČVUT SVK 19/25/F2.

Úterý 17. 6. 2025

14:00

Hodnocení adheze kostního cementu při ohybových zkouškách

Jaroslav Vajsejtl, Kristýna Kubášová, Adam Kratochvíl

¹ Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky, Fakulta strojní ČVUT v Praze. Technická 4, 160 00 Praha – Dejvice.

* jaroslav.vajsejtl@post.cz

Abstrakt

Tato studie se zaměřuje na hodnocení adheze nově vyvinutých kostních cementů a porovnání jejich mechanických vlastností. Byla navržena metodika pro testování 16 vzorků lepených cementem a 11 vzorků intaktních, přičemž byly sledovány parametry jako ohybové napětí, ohybová tuhost a práce do lomu. Výsledky byly statisticky analyzovány s cílem vybrat nejvhodnější cement pro použití v kostních náhradách na základě jeho mechanických vlastností.

Klíčová slova: Kostní cement, mechanické vlastnosti, adheze, kalcium fosfátové cementy

Poděkování

Tento výzkum je podpořen projektem MZ ČR – AZV NW24-08-00367 Komplexní in vitro, ex vivo a in vivo experimentální studie osteoinduktivního fosfátového adheziva určeného pro lepení zlomenin kostí a provádění artrodéz a grantem Studentské vědecké konference ČVUT SVK 19/25/F2.

Úterý 17. 6. 2025**14:15**

Vliv metodiky určení průřezových charakteristik na vyhodnocení ohybového napětí v potkaních femurech

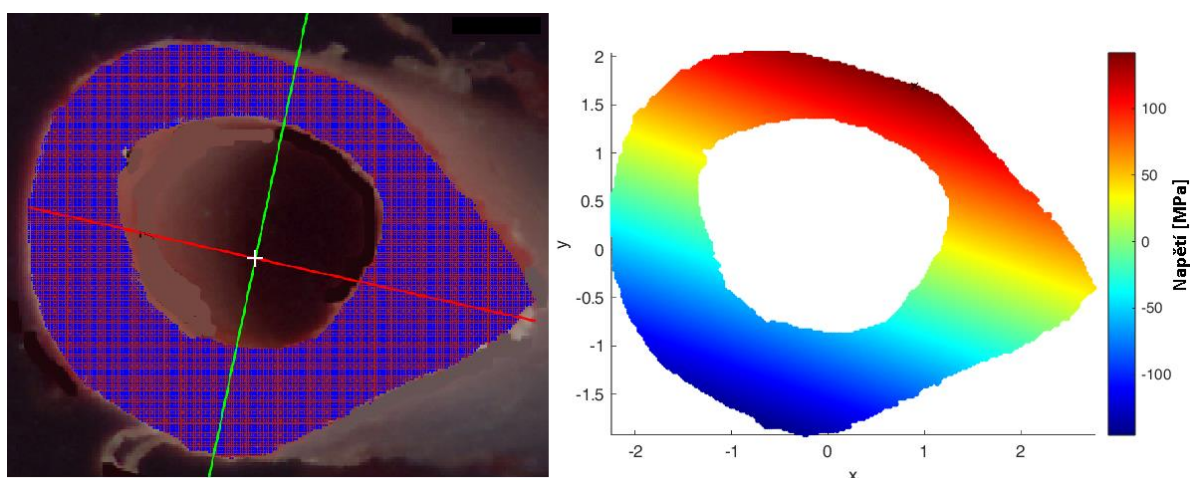
Veronika Drátovská^{1*}, Kristýna Kubášová¹, Pavel Růžička¹ a Radek Sedláček¹

¹ Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky, Fakulta strojní ČVUT v Praze. Technická 4, 160 00 Praha – Dejvice.

* veronika.dratovska@fs.cvut.cz

Přesné určení průřezových charakteristik kostí je klíčové pro výpočet napětí vznikajícího při mechanickém zatěžování a pro následné vyhodnocení experimentů. Tento příspěvek se zabývá porovnáním dvou metod určení průřezových charakteristik potkaních femurů za účelem výpočtu napjatosti při třibodovém ohybu. První, zjednodušená metoda využívá přímého měření rozměrů pomocí posuvného měřítka a předpokládá ideální geometrický tvar průřezu. Druhá metoda [1] je založena na naskenování nabarveného průřezu kosti pomocí stolního skeneru, následné segmentaci obrazu a výpočtu průřezových charakteristik a napětí pomocí skriptu v prostředí MATLAB (Obrázek 1).

Obě metody byly porovnány z hlediska výsledných hodnot kvadratických osových momentů průřezu a normálových napětí při ohybu. Dále byla provedena analýza citlivosti, která hodnotila vliv různých typických chyb vznikajících při zpracování skenů – například chyby v segmentaci, orientaci či rozlišení – na přesnost určených charakteristik a výpočet napětí. Získané výsledky poukazují na výhody a limity jednotlivých metod a zdůrazňují význam správné volby postupů při hodnocení výsledků biomechanických experimentů.



Obrázek 3 Vybrané pixely skenu, těžiště a hlavní osy průřezu (vlevo), vypočtené rozložení napětí při ohybu (vpravo).



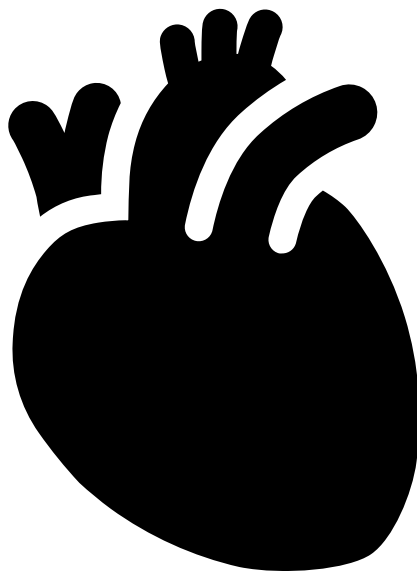
Poděkování

Tato práce byla podpořena projektem AZV ČR č. NW24-08-00367 a projektem SGS ČVUT č. SGS25/124/OHK2/3T/12.

Literatura

- [1] BROULIK, P. D.; ROSENKRANCOVÁ, J.; RŮŽIČKA, P. a SEDLÁČEK, R. Effects of Triiodothyronine and Estrogen Administration on Bone Mass, Mineral Content and Bone Strength in Male Rats. Online. *Hormone and Metabolic Research*. 2003, roč. 35, č. 9, s. 527-531. ISSN 0018-5043. Dostupné z: <https://doi.org/10.1055/s-2003-42653>.

SEKCE B



ÚTERÝ 17. 6. 2025

15:30 – 17:00



Úterý 17. 6. 2025

15:30

Mechanické zkoušky anastomózy nativní tepny a umělé cévní náhrady

Hynek Chlup^{1*}, Sandra Rečičárová^{2,3}, Michael Jonák² a Ivan Netuka²

¹ Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky, Fakulta strojní ČVUT v Praze. Technická 4, 160 00 Praha – Dejvice.

² Klinika kardiovaskulární chirurgie, Institut klinické a experimentální medicíny (IKEM), Praha

³ 1. Lékařská fakulta Univerzity Karlovy, Praha

* Hynek.Chlup@cvut.cz

Shrnutí

Tato studie ukazuje výsledek inflačně-extenzní zkoušky soustavy složené ze tří materiálů a geometricky různých segmentů: nativní cévy (V), anastomózy (A), umělé cévní náhrady (G). Soustava, experimentální vzorek V-A-G, byla zatěžována cyklicky vnitřním tlakem. Byly získány a porovnány mechanické odezvy jednotlivých sekcí experimentálního vzorku při prvním a osmém cyklu a ve směru obvodovém a podélném (axiálním). Data lze uplatnit pro numerické simulace spojení nativní cévy s umělou náhradou, nebo pro modifikaci/optimalizaci provedení anastomózy z pohledu přenosu mechanického zatížení. Provedený experiment simuloval spojení nativní cévy s umělou způsobem end-to-end. Data lze do jisté míry uplatnit i pro spojení end-to-side.

Úvod

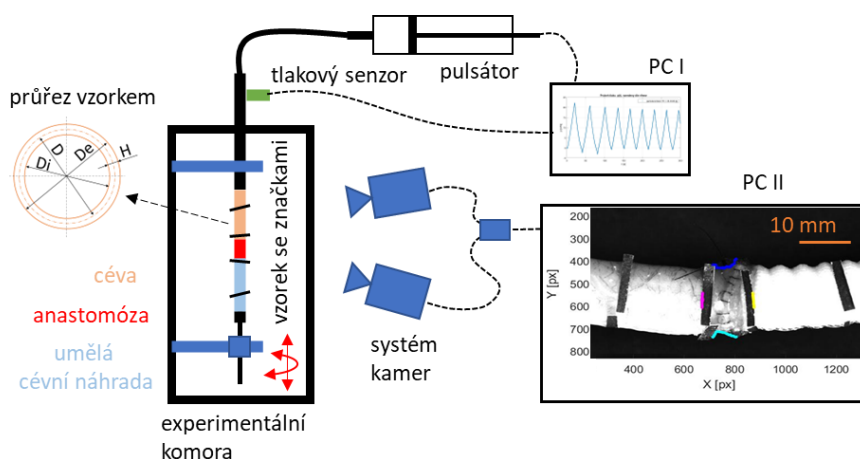
Při spojení nativní cévy s umělou nebo biologickou náhradou, způsobem end-to-end i end-to-side, může v oblasti anastomózy dojít k nežádoucí reakci. Z pohledu mechaniky, porušení struktury složité kompozitní stavby cévní stěny, jde např. o intimální hyperplázii nebo přímo disekci cévní stěny. Při výkonech na aortě se vyskytuje jako nebezpečná pooperační komplikace falešné aneurysma hrudní aorty (TAFA). Růst a expanze TAFA jsou velmi obtížně předvídatelné a mohou způsobit kompresi nebo invazi okolních struktur, [1]. V 90 % případů pacient s diagnostikovaným TAFA podstoupil předchozí kardiochirurgickou operaci na aortě, např. Bentallova operace (52 % případů), náhrady ascendentní aorty a/nebo oblouku aorty. U zbytku pacientů, zejména v oblasti za obloukem aorty, se může pseudoaneurysma vytvořit po traumatickém poranění hrudníku. Potencionálním rizikovým faktorem může být také výskyt zánětu (cca 25 % případů) nebo použití tkáňového lepidla s cílem zpevnění anastomózy a docílení hemostázy peroperačně [2]. Pouze u 2 % pacientů nebyly žádné známé rizikové faktory a v relativně malém počtu byl spouštěčem autoimunitní onemocnění, [3, 4, 5]. K vzniku disekce a pseudoaneurysmatu cévní stěny dochází predilekčně v místě anastomóz. Např. u aorty v místě reimplantovaných koronárních tepen, v místě po aortální kanylaci na mimotělní oběh nebo v místě centrální anastomózy bypassu do cévní protézy [1, 6]. Obecně při řešení falešných aneurysmat existují dvě hlavní možnosti léčby, a to kardiochirurgická reoperace nebo méně invazivní endovaskulární technika. Patří sem např. implantace stentgraftu, coil embolizace, u aorty také Amplatzerův okluder.

Cílem této pilotní studie bylo získat představu o rozložení deformací a napjatosti v jednotlivých oblastech (sekcích) experimentálního vzorku (nativní céva, anastomóza, protetický štěp).

Analýzou a porovnáním získaných mechanických charakteristik pak zvážit, zda je pravděpodobná iniciace poškození cévní stěny a vývoj falešného aneurysmatu v anastomózní části.

Metody

Pomocí inflačně-extenzního testu, cyklickým zatěžováním vnitřním tlam, byl mechanicky zkoušen experimentální vzorek V-A-G, viz schéma Obrázek 1, [7, 8, 9, 10]. Stehy v anastomóze byly od sebe vzdáleny 1.33 ± 0.31 mm a byly zatřeny biologickým lepidlem, podobně jako při chirurgickém výkonu. Vzorek byl umístěn svisle v experimentální komoře. Nahoře byl upevněn do pevného úchyty, s tlakový senzor Cressto KTS s rozsahem do 28 kPa. Dole byl upevněn do úchyty s možností vertikálního posuvu a natočení kolem svislé osy, Obrázek 1. Bylo provedeno 8 cyklů 0 až 20 kPa (0 až 150 mmHg). Prvních sedm cyklů je bráno jako preconditioning vzorku pro ustálení mechanické odezvy. Vyhodnoceny byly zátěžové části 1. (C1) a 8. (C8) cyklu, který nás zajímal primárně. Ze snímků v referenční konfiguraci byly pro každou sekce změřen vnější průměr D_e . Pomocí mikrometru byly získány tloušťky H a následně vypočten průměr střednice každé sekce, viz Tabulka 1. Z posuvů kontur vzorku a markerů v každé sekci, Obrázek 1, byly vypočteny hodnoty obvodové ε_c a axiální deformace ε_a . Napětí v obvodovém σ_c a axiálním směru σ_a bylo vypočteno dle vztahů pro tenkostěnné válcové skořepiny s uvažováním nestlačitelnosti materiálů, Stejný postup vyhodnocení byl aplikován na každou sekci experimentálního vzorku V-A-G.



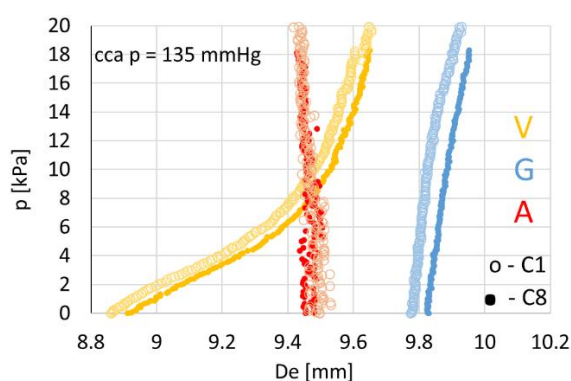
Obrázek 4 Schéma konfigurace inflačně-extenzního experimentu s ustaveným vzorkem v experimentální komoře, označením průměrů vzorku v příčném průřezu, na vzorku značky pro výpočet axiálních (podélných) deformací v jednotlivých sekcích, ukázka detekovaných hran pomocí barevných linek, upraveno [8].

Tabulka 3 Základní rozměry sekcí experimentálního vzorku, kde D_e – vnější průměr, D – průměr střednice, H – tloušťka stěny, dle schématu na Obrázek 4.

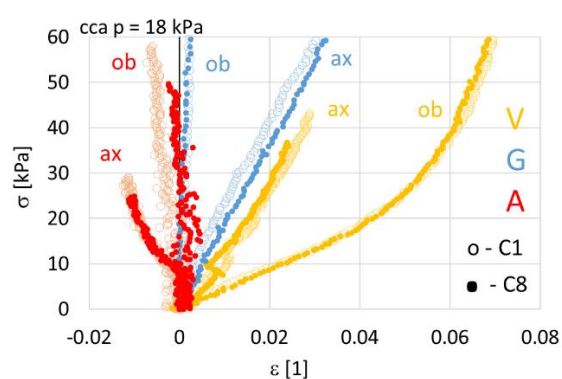
	D_e [mm]	D [mm]	H [mm]
céva (V)	10.2 ± 0.3	8.97 ± 0.31	1.30 ± 0.30
anastomóza (A)	10.9 ± 0.5	9.29 ± 0.47	1.69 ± 0.06
umělá cévní náhrada (G)	9.9 ± 0.7	9.55 ± 0.73	0.39 ± 0.02

Výsledky a diskuse

V získaných charakteristikách $p - De$, $\sigma - \varepsilon$ je zajímavý sklon a trend závislostí, Obrázek 2 a 3. Charakteristiky nativní cévy (V) mají dle očekávání typický nelineární průběh a konvexní charakter. Při zvyšujícím se zatížení materiál tuhne, sklon charakteristiky je strmější. Mechanická odezva umělé cévní náhrady (G) má mírně konkávní charakter, podobně jako umělé polymerní materiály. Ve fyziologickém rozsahu tlaku do 16 kPa (120 mmHg) je možné charakteristiku považovat za lineární. Mechanická odezva anastomózy (A) je nejstrmější (nejtužší) a má lineární charakter v celém pozorovaném rozsahu. U nativní cévy byly při zatížení dosahovány mnohem větší změny průměru De , tj. hodnoty obvodové deformace než u náhrady. V oblasti anastomózy se De takřka nezměnil, Obrázek 2 a 3. V obvodovém směru dosahovaly deformace nativní cévy 7 % a v axiálním směru 3 %. Umělá cévní náhrada dosahovala v obvodovém směru deformací 0.3 % a v axiálním 3 %, tzn. v obvodovém směru byly deformace menší než v axiální. Toto je obráceně než u nativní cévy. Tento jev může souviset se strukturou a geometrií stěny náhrady, např. s uspořádáním vláken a vřapováním. Fyziologicky, např. pro přenos pulzní vlny, je důležitá obvodová poddajnost. Dle očekávání byla nejméně poddajná oblast anastomózy. V obvodovém směru se deformovala do 0.5 % a v axiálním směru do 1 %. Nativní cévu i cévní náhradu lze považovat za anizotropní materiál. Mechanická odezva v obvodovém a axiálním směru je jiná. V oblasti anastomózy to není tak jednoznačné, Obrázek 2 a 3. Získaná data mají větší rozptyl. Rozdíl mezi mechanickou odezvou 1. a 8. cyklu byl malý. Charakteristiky C1 a C8 leží blízko sebe. Při vyšším zatížení ($p = 10\text{--}18$ kPa, $\sigma = 35\text{--}60$ kPa) mají charakteristiky nativní cévy a umělé náhrady v axiálním směru podobný trend (sklon) mechanické odezvy. V obvodovém směru jsou rozdílné. Zde je podobný charakter odezvy anastomózy a umělé náhrady.



Obrázek 5 Získané charakteristiky tlak – vnější průměr pro monitorované sekce (V-céva, A-anastomóza, G-umělá cévní náhrada), zatěžující část 1. a 8. cyklu označené C1 a C8).



Obrázek 6 Vypočtené charakteristiky napětí-deformace v obvodovém (ob) a axiálním (ax) směru pro sekce vzorku (V, A, G) v prvním C1 a osmém C8 cyklu zatěžování.

Závěr

Experimentální vzorek V-A-G, tj. soustava nativní céva – anastomóza – umělá cévní náhrada, byla pomocí inflačně-extenzního testu cyklicky zatěžována vnitřním tlakem. Byly získány a porovnány experimentální charakteristiky $p - De$, $\sigma - \varepsilon$. Byl prokázán malý rozdíl mezi mechanickou odezvou zatěžující části prvního C1 a osmého C8 zatěžovacího cyklu. U nativní cévy a cévní náhrady byla pozorována anizotropní odezva materiálu stěny. Nativní céva se při zatížení dominantně deformovala v obvodovém směru, cca 7 % a umělá cévní náhrada ve směru axiální, cca 3 %. Ve směru obvodovém byla deformace cévní náhrady pouze do 0.3 %, tj. deformace byla o řád menší než u nativní cévy. Oblast anastomózy byla velmi tuhá a takřka

se nedeformovala. Při maximálním zatížení vnitřním tlakem 20 kPa (150 mmHg) byla dominantní axiální deformace do -1 %. Znamená to, že se oblast anastomózy jen nepatrně zkrátila. Lze předpokládat, že zkrácením sekce anastomózy se mohou zvýšit silové účinky na stehy. V technické praxi bývá v místech skokových změn tuhostí materiálů iniciace poruchy, tj. např. místo počátku šíření trhliny. Změna tuhosti po délce tubulární struktury má vliv i na změnu hemodynamických parametrů proudícího média, u cév krve, tedy interakce kapalné a tuhé fáze. Důsledkem může být lokální zvýšení rychlosti nebo tlaku, změna propagace dynamických účinků šířících se vzruchů v kapalném a tuhém prostředí. Výše uvedené může vést k možnému nárůstu rizika iniciace mechanického porušení cévní stěny.

Poděkování

Studie byla podpořena grantem MZ ČR NW24-02-00206.

Literatura

- [1] Malvindi PG, van Putte BP, Heijmen RH, Schepens MA, Morshuis WJ (2010). Reoperations for aortic false aneurysms after cardiac surgery. *Ann Thorac Surg* 90(5): 1437–1443. DOI: 10.1016/j.athoracsur.2010.06.103.
- [2] Aebert H, Birnbaum DE (2003). Tuberculous pseudoaneurysms of the aortic arch. *J Thorac Cardiovasc Surg* 125(2): 411–412. DOI: 0.1067/mtc.2003.130.
- [3] Atik FA, Navia JL, Svensson LG, Vega PR, Feng J, Brizzio ME, et al. (2006). Surgical treatment of pseudoaneurysm of the thoracic aorta. *J Thorac Cardiovasc Surg* 132(2): 379–385. DOI: 10.1016/j.jtcvs.2006.03.052.
- [4] Villavicencio MA, Orszulak TA, Sundt TM 3rd, Daly RC, Dearani JA, McGregor CG, et al. (2006). Thoracic aorta false aneurysm: what surgical strategy should be recommended? *Ann Thorac Surg* 82(1): 81–89; discussion 89. DOI: 10.1016/j.athoracsur.2006.02.081. Další zdroje.
- [5] Dumont E, Carrier M, Cartier R, Pellerin M, Poirier N, Bouchard D, Perrault LP (2004). Repair of aortic false aneurysm using deep hypothermia and circulatory arrest. *Ann Thorac Surg* 78(1): 117–120; discussion 120–121. DOI: 10.1016/j.athoracsur.2004.01.028.
- [6] Malvindi PG, Cappai A, Raffa GM, Barbone A, Basciu A, Citterio E, et al. (2013). Analysis of postsurgical aortic false aneurysm in 27 patients. *Tex Heart Inst J* 40(3): 274–280.
- [7] Sobotka, Z., et al. Nonlinearly elastic and anisotropic constitutive model for ePTFE vascular graft based on tensile and inflation experiments. *Mechanics of Advanced Materials and Structures*. 2025, ISSN 1537-6494. DOI 10.1080/15376494.2024.2448776.
- [8] Rečičárová, S., et al. False aneurysms of the thoracic aorta: anastomosis investigation using the inflation-extension test. *Journal of Applied Biomedicine*. 2023, 21(4), 174–179. ISSN 1214-0287. DOI 10.32725/jab.2023.023.
- [9] Špaček, M., et al. Three-layer collagen-based vascular graft designed for lowflow peripheral vascular reconstructions. *Journal of Applied Biomedicine*. 2019, 17(1), 47–52. ISSN 1214-021X. DOI 10.32725/jab.2019.002.
- [10] Horný, L., et al. Inflation-extension behaviour of 3D printed elastomer tubes and their constitutive description. *Bioprinting*. 2022, 25 ISSN 2405-8866. DOI 10.1016/j.bprint.2022.e00192.



Úterý 17. 6. 2025

16:00

Mechanické vlastnosti aneurysmatických žil tepenožilního zkratu

Zbyněk Sobotka^{1*}, Lukáš Horný¹, Nikola Petrová^{1,2,3}, Karel Filip², Jiří Urban² a Hynek Chlup¹

¹ Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky, Fakulta strojní ČVUT v Praze. Technická 4, 160 00 Praha – Dejvice.

² Masarykova nemocnice, Ústí nad Labem, Sociální péče 3316, 400 11 Ústí nad Labem

³ 3. lékařská fakulta, Univerzita Karlova, Ruská 2411, 100 00 Praha 10.

* zbynek.sobotka@fs.cvut.cz

Úvod

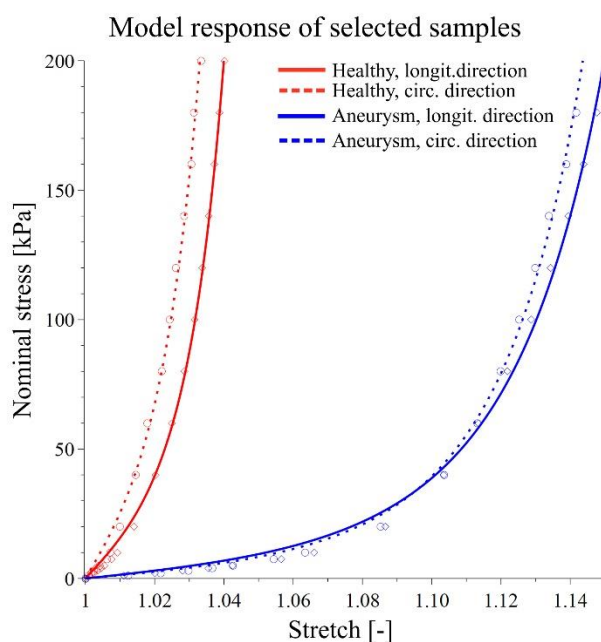
Arteriovenózní zkraty jsou vytvářeny u pacientů vyžadujících hemodialýzu za účelem umožnění žilního přístupu pro dialyzační přístroj. Změny mechanického zatěžování žíly způsobené zvýšením krevního tlaku a průtoku má ve většině případů za následek vznik výdutě (aneurysmatu) cévy. Studium mechanobiologických interakcí vedoucích ke vzniku tohoto patologického stavu je předmětem řady vědeckých publikací. Tento příspěvek ukazuje výsledky mechanického testování a konstitutivního modelování žil využívaných pro vytvoření arteriovenózního zkratu pro žilní přístup. Vzorky zdravé a aneurysmatické tkáně jsou testovány jednoosými tahovými zkouškami a experimentální výsledky jsou modelovány hyperelastickým materiálovým modelem.

Metody

Části zdravých a aneurysmatických žil arteriovenózního zkratu byly získány v rámci rutinních pitev, respektive odebrány během aneurysmorefie, tedy operace určené k vyjmutí nemocné žilní tkáně pro snížení rizika prasknutí cévy. Z těchto žilních úseků byly vytvořeny tenké proužky v podélném a obvodovém směru sloužící jako experimentální vzorky. Se vzorky byly vykonány jednoosé tahové zkoušky. Data z testů s proužky v obvodovém a podélném směru byla průměrována pro každého dárce za účelem navazujícího matematického modelování. Tyto průměrné zatěžovací křivky byly následně fitovány anizotropním hyperelastickým modelem navrženým v [1]. Model obsahuje celkem 8 nezávislých konstitutivních parametrů ($\mu, k_1^1, k_2^1, k_1^2, k_2^2, k_1^3, k_2^3, \beta$).

Výsledky

Patologické změny v žíle mají za následek změnu jejich mechanických vlastností. Vzorky aneurysmatických žil vykazovaly sníženou tuhost v porovnání se zdravými cévami. Modelové odezvy jsou ve shodě s experimentálními daty. Ukázka průměrné a modelové odezvy pro dva vybrané dárce tkáně jsou ukázány na Obrázku 1. Odhady optimalizovaných hodnot konstitutivních parametrů jsou uvedeny pro tyto dárce jsou uvedeny v Tabulce 1.



Obrázek 1 Vybraná průměrovaná odezva (body) a její modelová reprezentace (křivky) pro žíly dvou vybraných dárců.

Tabulka 1 Hodnoty materiálových parametrů pro vybrané vzorky žil

	μ [kPa]	k_1^1 [kPa]	k_2^1 [-]	k_1^2 [kPa]	k_2^2 [-]	k_1^3 [kPa]	k_2^3 [-]	β [-]
Zdravá	1	209.8	221.9	1	88.8	17 420	12.90	0.8
Aneurysmatická	1	58.56	23.96	1	1.024	257.1	0.257	0.87

Závěr

Byly provedeny tahové zkoušky se vzorky zdravých a aneurysmatických žil arteriovenózního zkratu. Mechanická odezva byla modelována anizotropním hyperelastickým modelem. Model byl ve shodě s pozorováním. Jeho konstitutivní parametry tak mohou být použity například v simulacích týkajících se proudění krve v tepenně-žilním spojení v ruce.

Poděkování

Tato studie byla podpořena Ministerstvem zdravotnictví České republiky projektem NW24- 02-00206, Grantovou agenturou České republiky projektem GA24-10597S a projektem SGS ČVUT č. SGS25/124/OHK2/3T/12.

Literatura

- [1] BAEK, Seungik, et al. Theory of small on large: potential utility in computations of fluid–solid interactions in arteries. *Computer methods in applied mechanics and engineering*, 2007, 196.31-32: 3070-3078.



Úterý 17. 6. 2025

16:15

Effect of Accelerated Aging on Nanomechanical Properties and Raman Spectra of UHMWPE

Radim Peška^{1*}, Vlastimil Králík¹

¹ Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky, Fakulta strojní ČVUT v Praze. Technická 4, 160 00 Praha – Dejvice.

* radim.peska@fs.cvut.cz

Abstrakt

Tato práce se zabývá testováním vzorků z vložek UHMWPE, které prošly procesem umělého stárnutí po dobu tří týdnů. Cílem bylo inovovat metodiku testování pomocí nanoindentace. Výsledné hodnoty tvrdosti a Youngova modulu pružnosti bylo možné porovnat s chemickou strukturou pomocí Ramanovy spektroskopie a optickým pozorováním vzorku. Pro nanoindentaci UHMWPE je nutné zohlednit specifika použitého zařízení. Podařilo se nám popsat pokles směrodatné odchylky naměřených hodnot tvrdosti a modulu pružnosti s rostoucí hloubkou vpichu nanoindentoru. Nanoindentace rovněž umožňuje testování velmi malých oblastí, díky čemuž jsme byli schopni kvantifikovat změny těchto mechanických vlastností ve stárnuté vrstvě – od okraje vzorku směrem k jeho středu.

Úvod

UHMWPE (ultrahustý polyethylen s vysokou molekulovou hmotností) je nejčastěji používaným artikulačním materiálem pro jamky kloubních náhrad. Vyznačuje se vysokou biokompatibilitou a dlouhou životností. Nejmodernější varianty procházejí procesem cross-linkování (tvorby vazeb mezi polymerními řetězci pomocí ozařování), následnou tepelnou úpravou, sterilizací ethylenoxidem a přidavkem vitaminu E s cílem eliminovat volné radikály, které způsobují oxidační degradaci materiálu. U explantovaných i laboratorně testovaných vložek byla prokázána korelace mezi oxidačním poškozením a zvýšením krystalinity a mikrotvrdosti materiálu.²

Metodika

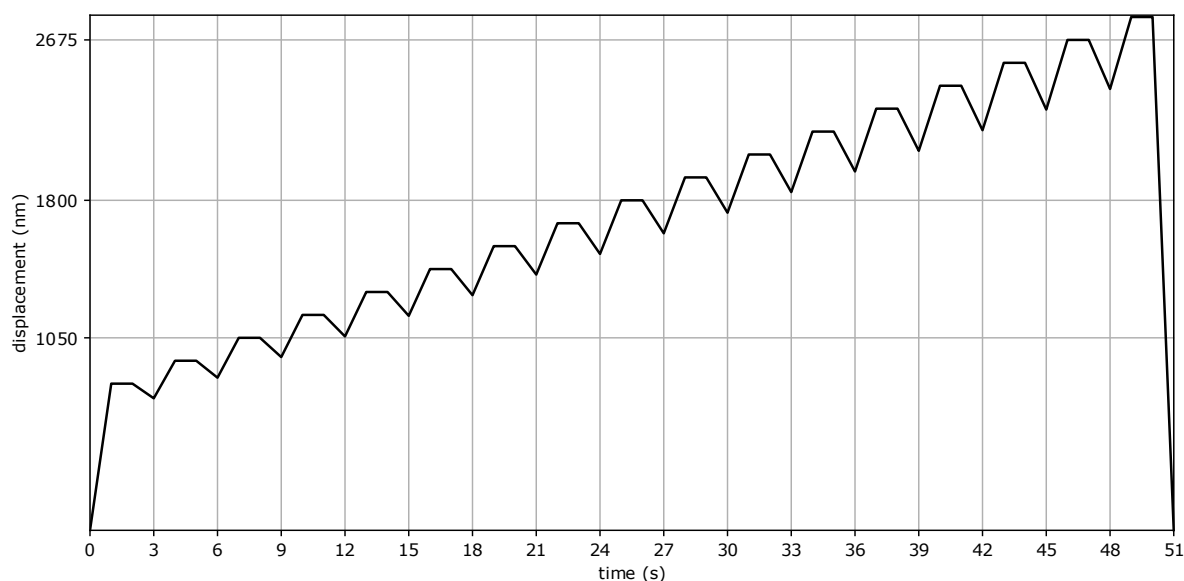
K dispozici byly čtyři vzorky UHMWPE poskytnuté Ústavem makromolekulární chemie Akademie věd ČR. Vzorky pocházely ze dvou kolenních náhrad firmy BEZNOSKA. Jedna náhrada byla vyrobena z panenského (virgin) UHMWPE bez cross-linkování a bez přidavku vitaminu E; druhá náhrada pak z UHMWPE s cross-linkováním a stabilizací pomocí vitaminu E. Z každé náhrady byly odebrány dva vzorky. Jeden z dvojice byl následně vystaven procesu umělého stárnutí v roztoku peroxidu vodíku (H_2O_2) po dobu přibližně tří týdnů. Přehled jednotlivých vzorků je uveden v Tabulce 1.

Testování bylo prováděno pomocí nanoindentačního zařízení Hysitron TI 980 vybaveného Ramanovým spektroskopem. Prvním cílem experimentu bylo určit optimální hloubku vpichu pro nanoindentaci s ohledem na minimalizaci směrodatné odchylky měření. Pro každý vzorek byla definována matice 7×7 vpichů, umístěná v dostatečné vzdálenosti od okraje vzorku. Zatěžovací funkce byla pro každý vpich tzv. “partial unload”, řízená posuvem a rozdělená do 17-ti segmentů s rovnoměrně rozdělenými hloubkami vpichu mezi 800 až 2800 nm. Pro každý

segment bylo zatěžování, držení konstantní hloubky a odtížení nastaveno na 1 s. Aby bylo měření stabilní, byla celková doba jednoho vpichu menší než 60 sekund. Zatěžovací profil je znázorněn na Obrázku 1.

Tabulka 1 Informační tabulka vzorků

Vzorky	Stárnutí	Materiál
1A	Stárnutý	Virgin
1N	Nestárnutý	Virgin
2A	Stárnutý	Crosslinkovaný s vitamínem E
2N	Nestárnutý	Crosslinkovaný s vitamínem E



Obrázek 1 Zatěžovací funkce pro depth-controlled partial unload

Dalším cílem experimentu bylo vytvořit profil mechanických vlastností přes stárnutou vrstvu na okraji vzorku. Na každém vzorku byla definována matice o rozměrech 4×34 vpichů, která pokrývala oblast od okraje směrem ke středu. Zatěžovací funkce byla řízena posuvem do maximální hloubky 1000 nm. Zatěžování, držení konstantní hloubky a odtížení bylo nastaveno na 1 s a následně byl experiment zopakován se zatěžovacím profilem 1–10–1, aby bylo možné vyhodnotit citlivost na historii zatěžování.

V identickém místě bylo rovněž provedeno měření Ramanovým spektroskopem. Na základě předchozích výsledků a jiných studií např. Fulín et. al.¹ očekáváme s rostoucí tvrdostí také nárůst krystalického indexu. Určení hodnoty krystalického indexu vychází z experimentů provedených ve studii Strobl a Hagedorn³.

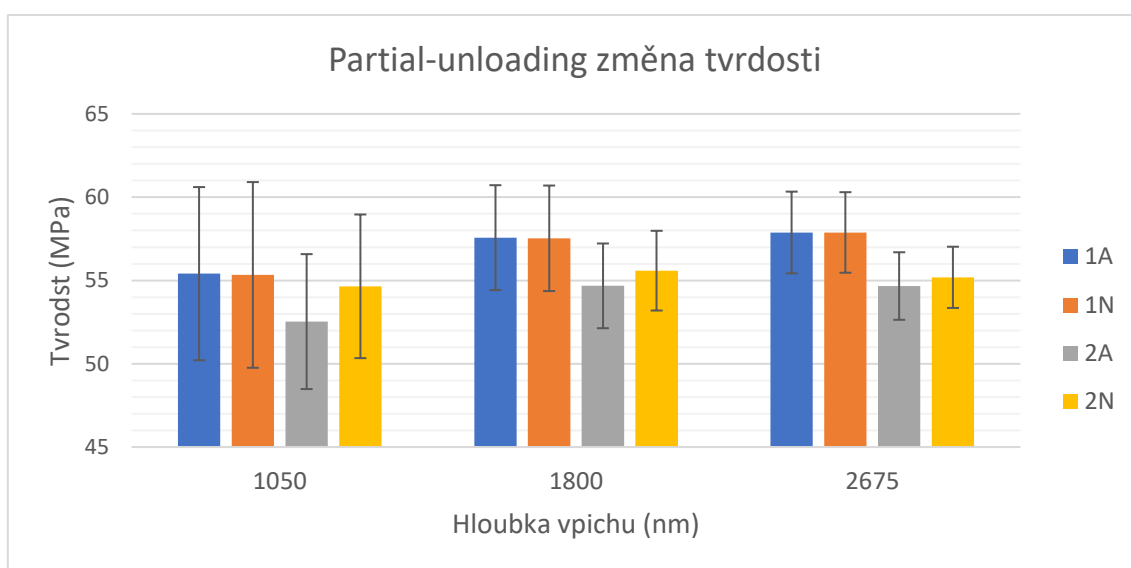


Diskuse

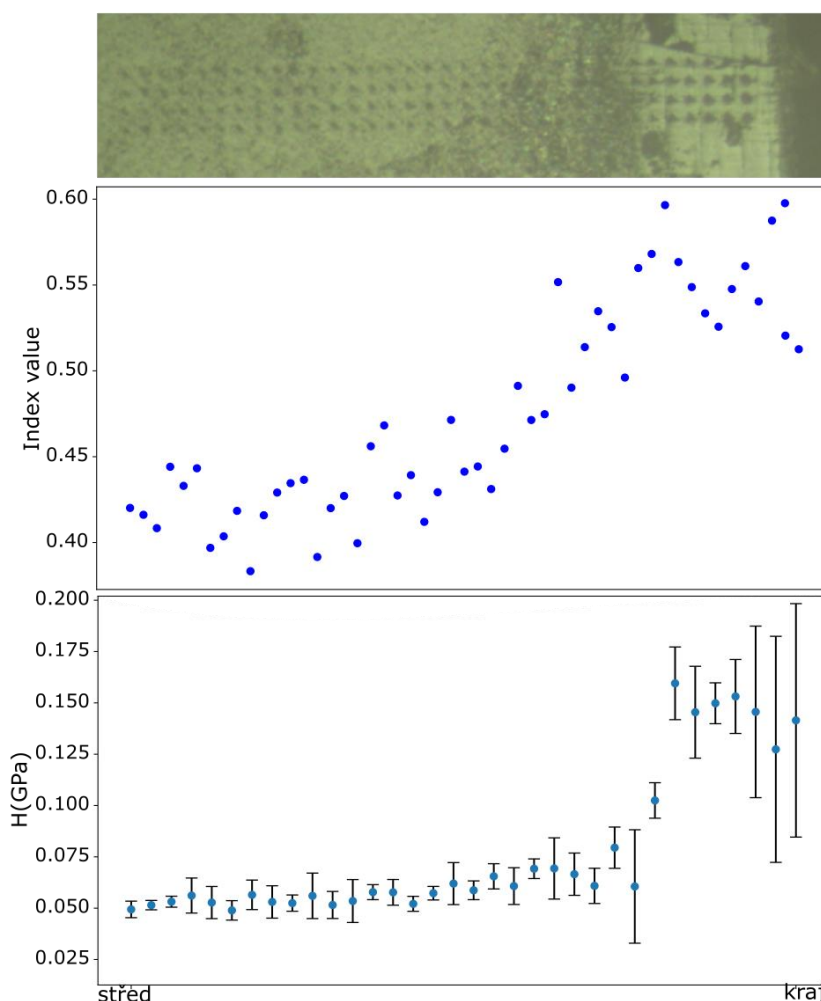
Na obrázku 2 jsou vidět hodnoty tvrdostí získané pomocí partial unload pro tři reprezentativní hodnoty hloubky, konkrétně 1050 nm, 1800 nm a 2675 nm. Pro Youngův modul pružnosti byl pozorován stejný vývoj.

S rostoucí hloubkou měření byl pozorován nižší rozptyl naměřených hodnot. Při dostatečné hloubce vpichu lze omezit vliv povrchové vrstvy a měřit homogenní, reprezentativní objem materiálu. Pro zajištění reprodukovatelnosti výsledků je doporučeno provádět měření alespoň v hloubce 1000 nm.

S rostoucí hloubkou vpichu je rovněž nutné zvětšit vzdálenost mezi jednotlivými vpichy. Optimální vzdálenost mezi vpichy pro Berkovichův hrot činí přibližně dvacetinásobek hloubky, přičemž jako dostačující se v mnoha případech ukazuje i desetinásobek.⁴



Obrázek 2 Graf změny směrodatné odchylky



Obrázek 3 Zobrazení bodů vpichů pod optickým mikroskopem

Obrázek 4 Změna krystalinity procházející vrstvou

Obrázek 5 Změna tvrdosti procházející vrstvou

Na obrázku 3 můžeme vidět matici bodů vpichů pod optickým mikroskopem. Na obrázku 4 můžeme vidět změnu krystalinity procházející zoxidovanou vrstvou. Na obrázku 5 můžeme vidět změnu tvrdosti materiálu procházející zoxidovanou vrstvou.

Pro profilování degradované vrstvy, jejíž šířka se v našem případě pohybovala mezi 60 a 70 μm , byla zvolena hloubka vpichu 1000 nm, která umožnila umístit dostatečný počet měřicích bodů a vytvořit detailní profil změn mechanických vlastností.

U vzorku 1A byl očekáván výrazný rozdíl mezi zoxidovanou povrchovou vrstvou a nezměněným středem materiálu. Tento předpoklad se potvrdil: na okraji zoxidované vrstvy byla naměřena až trojnásobná hodnota tvrdosti oproti nezoxidovanému jádru vzorku. U ostatních vzorků nebyl pozorován výrazný rozdíl, důsledkem absence oxidačního poškození nebo vyšší odolnosti materiálu vůči oxidačnímu poškození.

Změny tvrdosti dobře korelovaly s optickým pozorováním vpichů – zoxidovaná vrstva byla zřetelně patrná pod optickým mikroskopem. Zajímavé je, že zvýšené hodnoty tvrdosti byly zaznamenány i v oblasti za viditelnou vrstvou, i když v menší míře.

Srovnání zatěžovacích funkcí 1–1–1 a 1–10–1 neprokázalo významný rozdíl – mechanické profily zůstaly prakticky totožné. Youngův modul pružnosti sledoval stejný trend jako tvrdost.



Ramanova spektroskopie potvrdila očekávaný trend růstu krystalinity s rostoucí tvrdostí materiálu. Je však třeba upozornit, že spektra jsou stále v procesu optimalizace a absolutní hodnoty krystalinity nelze v této fázi považovat za plně směrodatné.

Závěr

Experiment ukázal, že pomocí nanoindentace jsme schopni měřit tvrdost a Youngův modul pružnosti UHMWPE s dostatečnou přesností. Zároveň je možné provádět měření i na velmi tenké zoxidované vrstvě, což běžná mikroindentace neumožňuje. Co se týče Ramanovy spektroskopie, tak jsme schopni odečíst a vyhodnotit chemickou strukturu UHMWPE, ačkoliv v této oblasti máme rozhodně zatím největší mezery a čeká dlouhá cesta za zlepšením.

Poděkování

Tento příspěvek byl podpořen Studentskou grantovou soutěží ČVUT v Praze v rámci projektu SGS25/124/OHK2/3T/12.

Literatura

- [1] FULÍN, P. et al. Analýza oxidačního poškození explantovaných komponent náhrady kyčelního kloubu Beznoska/Poldi. *ACHOT*. ACHOT, 2016, roč. 83, č. 3, s. 155–162. ISSN 0001-5415, 2570-981X. DOI: [10.55095/achot2016/023](https://doi.org/10.55095/achot2016/023)
- [2] FULÍN, P. et al. Comparison of Explanted UHMWPE Hip Replacement Components of Various Manufacturers after 10 Years in vivo. *Acta chirurgiae orthopaedicae et traumatologiae Cechoslovaca*. 2019, roč. 86, č. 6, s. 390–396. ISSN 00015415, 2570981X. DOI: [10.55095/achot2019/066](https://doi.org/10.55095/achot2019/066)
- [3] STROBL, G. R. a W. HAGEDORN. Raman spectroscopic method for determining the crystallinity of polyethylene. *Journal of Polymer Science: Polymer Physics Edition*. 1978, roč. 16, č. 7, s. 1181–1193. ISSN 0098-1273, 1542-9385. DOI: [10.1002/pol.1978.180160704](https://doi.org/10.1002/pol.1978.180160704)
- [4] SUDHARSHAN PHANI, P. a W. C. OLIVER. A critical assessment of the effect of indentation spacing on the measurement of hardness and modulus using instrumented indentation testing. *Materials & Design*. 2019, roč. 164, s. 107563. ISSN 0264-1275. DOI: [10.1016/j.matdes.2018.107563](https://doi.org/10.1016/j.matdes.2018.107563)

Úterý 17. 6. 2025

16:30

Mechanical characterization of 3D-printed microstructures

Jaroslav Lukeš^{1*}

¹ Bruker Nano Surfaces and Metrology, Prague, Czech Republic

* jaroslav.lukes@bruker.com

Interest in the mechanical characterization of soft polymers for biomedical applications is growing rapidly, particularly due to their use in tissue engineering. For example, hydrogels used in 3D bioprinting must exhibit tunable stiffness to enhance biocompatibility, enabling cells to spread, proliferate, receive nutrients, and remove waste through hydrogel porosity.



Depth-sensing indentation records the full indentation load–depth–time (P–h–t) profile, which can be analyzed to extract the mechanical properties of materials. In this study, three analytical approaches were compared based on their feasibility and applicability to spherical indentation data. A single indentation dataset can be deconvoluted to obtain: (i) elasticity from the P–h curve during the loading segment, (ii) viscoelastic behavior from the P–t load-relaxation segment, and (iii) elastic–plastic properties from the P–h unloading segment.

In the load-relaxation model, an exponential decay equation is fit to the displacement-hold segment to extrapolate the load at infinite time. This model demonstrates high applicability to soft polymers commonly used in biomedical applications.

Literatura

- [1] HERTZ, Heinrich. On the contact of elastic solids. *J. Reine Angew Math.* 1881, Vol. 92, 71–156
- [2] OYEN, Michelle. Mechanical Characterisation of Hydrogel Materials. *International Materials Reviews*, 2014, 44-59
- [3] EIVIGI, Or; VAZQUEZ-MARTEL, Clara; LUKEŠ, Jaroslav; BLASCO, Eva. Benchmarking Mechanical Properties of 3D Printed Elastomeric Microstructures. *Small Methods*. 2025 accepted for publication.

Úterý 17. 6. 2025

16:45

Měření mechanických vlastností na buněčné úrovni

Martin Otáhal^{1*}, Matej Daniel²

¹ Katedra biomedicínské techniky, Fakulta biomedicínského inženýrství ČVUT v Praze, nám. Sítná 3105, 272 01 Kladno.

² Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky, Fakulta strojní ČVUT v Praze. Technická 4, 160 00 Praha – Dejvice.

* martin.otahal@fbmi.cvut.cz

Úvod

Mechanické vlastnosti buněk, jako je jejich elasticita a tuhost, představují důležité biofyzikální markery jejich strukturálního a funkčního stavu. Jsou ovlivňovány organizací cytoskeletu, vlastnostmi buněčné membrány a interakcemi s extracelulární matrixí (Discher et al., 2005). Patologické procesy, například nádorová transformace či neurodegenerace, vedou ke změnám těchto struktur, což se projevuje změnou mechanické odezvy buněk (Suresh, 2007).

Metodika

V rámci našeho výzkumu se zabýváme měřením mechanických vlastností buněk pomocí mikroskopie atomárních sil (AFM) a nanoindentace. Vyvíjíme a implementujeme metodiku pro kvantitativní hodnocení elasticity jednotlivých buněčných oblastí, především pomocí Hertzova a Oliver–Pharr modelu (Radmacher, 2002; Oliver & Pharr, 1992). Součástí práce je také vývoj nástrojů pro automatizované zpracování silových map v prostředí Python, včetně segmentace subcelulárních struktur.



Výsledky

Vyvinutá metodika byla aplikována na dvě modelové biologické soustavy: nádorové buňky hepatocelulárního karcinomu (HCC) a primární neurony. V obou případech bylo možné spolehlivě vyhodnotit Youngův modul v jednotlivých regionech buněk.

U nádorových buněk byly detekovány rozdíly v elasticitě v závislosti na expresi plectinu a indukci epiteliálně-mesenchymální tranzice (EMT) (Outlá, 2025; Kvasnicová2022). U neuronů metodika umožnila detailní mapování elasticity v oblasti soma, jádra a dendritů, což poukazuje na rozdílnou strukturální organizaci a její biomechanické důsledky. Automatizovaný skript umožnil dávkové zpracování dat a validaci bez nutnosti ruční segmentace, což zvyšuje přesnost a efektivitu měření (Staňková 2023).

Závěr

Navržená metodika poskytuje robustní nástroj pro charakterizaci mechanických vlastností buněk a subcelulárních struktur. Díky automatizaci analýzy přináší zrychlení zpracování a zvýšení reprodukovatelnosti. Výsledky ukazují potenciál využití této technologie v diagnostice, výzkumu účinků léčiv a studiu patofyziologických stavů.

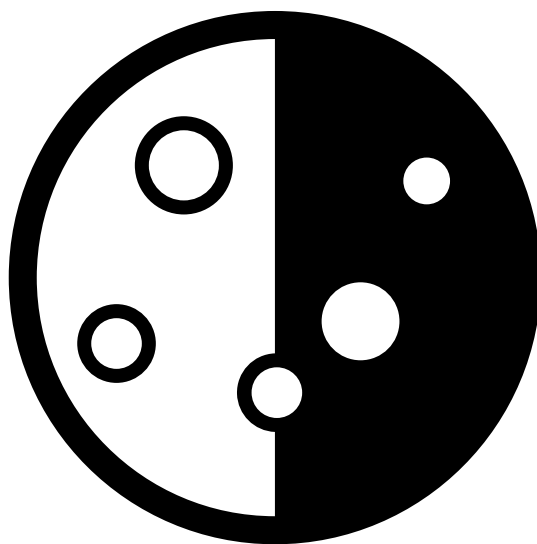
Poděkování

Tato práce byla podpořena projektem SGS23/194/OHK4/3T/17.

Literatura

- [1] DISCHER, Dennis E., Paul JANMEY a Yu-li WANG. Tissue Cells Feel and Respond to the Stiffness of Their Substrate. *Science* [online]. 2005, 2005-11-18, 310(5751), 1139-1143 [cit. 2025-05-25]. ISSN 0036-8075. Dostupné z: doi:10.1126/science.1116995
- [2] SURESH, S. Biomechanics and biophysics of cancer cells☆. *Acta Biomaterialia* [online]. 2007, 3(4), 413-438 [cit. 2025-05-25]. ISSN 17427061. Dostupné z: doi:10.1016/j.actbio.2007.04.002
- [3] RADMACHER, Manfred. Measuring the Elastic Properties of Living Cells by the Atomic Force Microscope. *Atomic Force Microscopy in Cell Biology* [online]. Elsevier, 2002, 67-90 [cit. 2025-05-25]. Methods in Cell Biology. ISBN 9780125441711. Dostupné z: doi:10.1016/S0091-679X(02)68005-7
- [4] OLIVER, W.C. a G.M. PHARR. An improved technique for determining hardness and elastic modulus using load and displacement sensing indentation experiments. *Journal of Materials Research* [online]. 1992, 7(6), 1564-1583 [cit. 2025-05-25]. ISSN 0884-2914. Dostupné z: doi:10.1557/JMR.1992.1564
- [5] OUTLA, Zuzana, Gizem OYMAN-EYRILMEZ, Katerina KORELOVA, et al. Plectin-mediated cytoskeletal crosstalk as a target for inhibition of hepatocellular carcinoma growth and metastasis. *ELife* [online]. 2025, 2025-03-07, 13 [cit. 2025-05-26]. ISSN 2050-084X. Dostupné z: doi:10.7554/eLife.102205
- [6] STAŇKOVÁ, R., Analýza mechanických vlastností buněk. 2023, Master Thesis. CTU FBME. Department of Natural Sciences.
- [7] KVASNICOVÁ, B., Analýza mechanických vlastností buněk. 2022, Master Thesis. CTU FBME. Department of Natural Sciences.

SEKCE C



STŘEDA 18. 6. 2025

9:00 – 10:30

Kolagen – modrý banán – negativní prostor

Tomáš Suchý^{1,2*}, Monika Šupová¹, Lukáš Horný², Hynek Chlup² a Tomáš Grus³

¹ Oddělení kompozitních a uhlíkových materiálů, Ústav struktury a mechaniky hornin, Akademie věd České republiky. V Holešovičkách 41, 182 09 Praha 8.

² Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky, Fakulta strojní ČVUT v Praze. Technická 4, 160 00 Praha 6.

³ II. chirurgická klinika kardiovaskulární chirurgie Všeobecné fakultní nemocnice v Praze a I. lékařské fakulty Univerzity Karlovy. U Nemocnice 499/2, 128 08 Praha 8.

* suchy@irsm.cas.cz

Kolagen je předmětem intenzivního výzkumu již od poloviny 19. století, kdy došlo k prudkému rozvoji histologických technik a mikroskopie. Ve 20. století se stal rovněž jedním z prvních biologických materiálů, které byly studovány metodou rentgenové difrakce. Přesto však kolagen není lidstvu neznámý – jeho využití sahá až do starověku, jak dokládá výroba různých kolagenových produktů, jako je želatina či kliš, získávaných z kostí, kůže a dalších pojivových tkání. Teprve v 19. století se však obecně přijalo, že látka, ze které se vařením vyrábí želatina nebo kliš, tvoří základní složku těchto produktů. Tato látka byla pojmenována kolagen, podle řeckých slov *kólla* (lepidlo) a *genos* (původ, vznik) – tedy „ten, který tvoří lepidlo“. Ve druhé polovině 20. století byl představen obecně přijímaný model trojšroubovicové struktury. S rozvojem elektronové mikroskopie následně došlo k objasnění periodické struktury a dalších morfologických detailů. Postupně byla objasněna také aminokyselinová skladba kolagenu, definovány jeho různé typy, popsána jeho biosyntéza, proces tvorby kovalentních vazeb (cross-linking) a další aspekty. Od 60. let 20. století se výzkum kolagenu v souvislosti se zdravím a nemocemi rychle rozvíjí – a tento trend pokračuje až do současnosti.



Obrázek 7 Detailní pohledy – trojitá šroubovice kolagenu typu I – srovnání domén. A: Schéma uspořádání polypeptidových řetězců a disulfidového můstku mezi jednotlivými řetězci. B: Negativní prostor. Upraveno z Boudko & Bächinger 2016 [1].



Příspěvek shrnuje příklady několika konkrétních aplikací kolagenu v různých oblastech, především v medicíně. Jde zejména o vývoj biomimetické cévní náhrady pro nízké průtoky umožňující přenos fyziologické pulzní vlny. Prezentace se zaměřuje zejména na zpracování a modifikaci kolagenu typu I s ohledem na jeho biologickou povahu a mechanické vlastnosti. Dále se věnuje funkcím kolagenu v nativních tkáních a podstatě přirozených dějů spojených se stárnutím nebo onemocněními, které zásadně ovlivňují jeho fyzikální i chemické vlastnosti, např. vznik enzymatických a neenzymatických příčných vazeb. Tento příspěvek, inspirovaný pracemi E. Mariotta, se pokouší hledat odpověď na otázku, do jaké míry je naše porozumění vnějším mechanickým odezvám kolagenu ovlivněno tím, co již bylo detailně popsáno, a do jaké míry může být utvářeno dosud neprozkoumanými aspekty, jako je například tzv. negativní prostor (viz Obr. 1).

Poděkování

Autoři děkují za finanční podporu této práce poskytnutou prostřednictvím projektu č. NW24-02-00206 AZV MZČR.

Literatura

- [1] Boudko, S., Bächinger, H. Structural insight for chain selection and stagger control in collagen. Sci Rep 6, 37831 (2016). <https://doi.org/10.1038/srep37831>.

Středa 18. 6. 2025

9:30

Vliv beta radiace na mechanické vlastnosti dlouhodobě skladovaných kolagenních gelů

Martina Šupolová^{1*}, Hynek Chlup¹, Tomáš Suchý^{1,2}

¹ Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky, Fakulta strojní ČVUT v Praze. Technická 4, 160 00 Praha – Dejvice.

² Oddělení kompozitních a uhlíkových materiálů, Ústav struktury a mechaniky hornin Akademie věd ČR, v. v. i., V Holešovičkách 94/41, 182 09, Praha, Česká republika.

* martina.supolova@fs.cvut.cz

Abstrakt

Kolagen je přírodní polymer. Kolagenní gely nachází využití ve zdravotnictví při léčbě popálenin a poranění kůže. Testovány byly kolagenní gely o různých koncentracích, které byly skladovány po dobu 24 měsíců. Byl zkoumán vliv skladování a radiace na změnu mechanických vlastností kolagenních gelů. Mechanické vlastnosti byly testovány jednoosou tahovou zkouškou. Získaná data se porovnávala s daty z předchozích studií. Změna struktury byla pozorována skenovacím elektronovým mikroskopem. Vliv ozařování na míru degradace kolagenu byl zkoumán enzymatickou degradační zkouškou za působení kolagenázy. Výsledky této práce mohou napomoci k posouzení vhodnosti způsobu a doby skladování kolagenních gelů.

Klíčová slova: Kolagenní gel, mechanické vlastnosti, degradační test, beta radiace, doba skladování



Úvod

Kolagen je přírodní polymer, který je součástí extracelulární matrice pojivové tkáně (kostí, vazů, kůže). Kolagen typu I má široké využití. Ve zdravotnictví je využíván jako dominantní složka cévních protéz nebo náhrad kostního štěpu. Používá se ve formě kolagenních filmů a membrán při léčbě popálenin a poranění kůže.

V dnešní době rozlišujeme 29 typů kolagenu, které se od sebe liší svou strukturou. Nejčastější je kolagen typu I. Jedná se o fibrilární kolagen, který se skládá z aminokyselin tvořících pravotočivou šroubovici. Seskupení trojšroubovic tvoří vlákénko (fibrilu). Díky své struktuře má velmi dobrou pevnost v tahu, což zajišťuje elasticitu vazů, šlach nebo kůže.

Mechanické vlastnosti kolagenu lze změnit pomocí síťování (crosslinkingu), což je proces tvorby nových příčných vazeb mezi molekulami kolagenu. Jedna z metod síťování kolagenu je síťování beta radiací. Během ozařování beta radiací narážejí urychlené elektrony do molekul vody, která se štěpí na radikály. Ty se navazují na molekuly kolagenu za vzniku nových příčných vazeb. Beta radiace se také používá pro sterilizaci zdravotnických výrobků, jejichž dominantní složkou je kolagen.

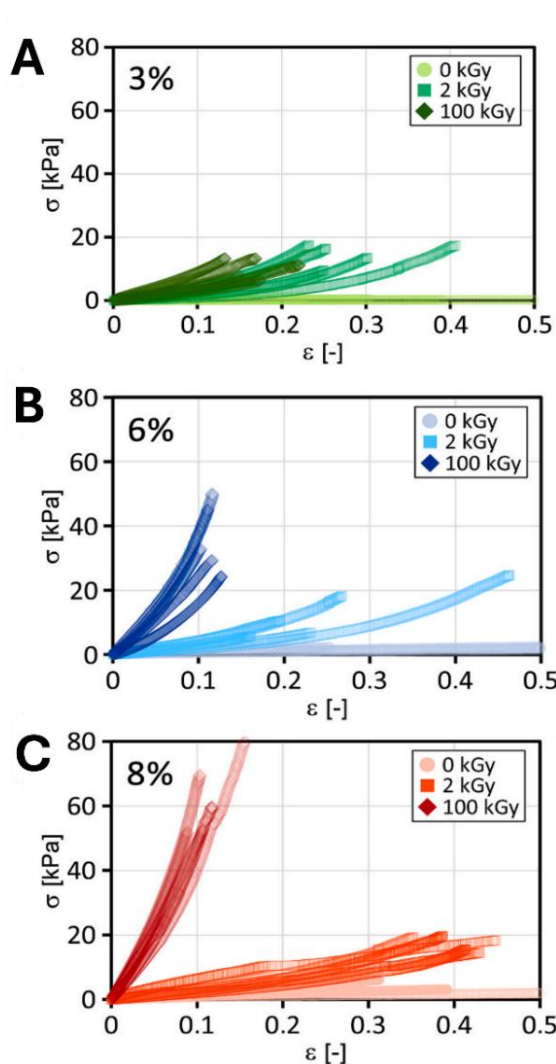
Zkoumány jsou změny mechanických vlastností kolagenních gelů o různých koncentracích, způsobenými skladováním a následným působením beta radiace.

Chlup a kol.[1] se zabývali vlivem radiace na mechanické vlastnosti kolagenních gelů. Kolagenní gely o koncentraci 3 %, 6 % a 8 % byly ozářeny proudem elektronů s dávkou 2 kGy a 100 kGy. Mechanické vlastnosti neozářených a ozářených vzorků kolagenních gelů byly testovány jednoosou tahovou zkouškou. Křivka zatěžování gelů je nelineární (Obrázek 1). Křivka zatěžování neozářených vzorků je konkávní, s rostoucí deformací klesá napětí, vzorek klade menší odpor vůči deformaci a měkne. Naopak ozářené vzorky s rostoucí deformací kladou větší odpor vůči deformaci, křivka zatěžování je konvexní a gel tuhne [1].

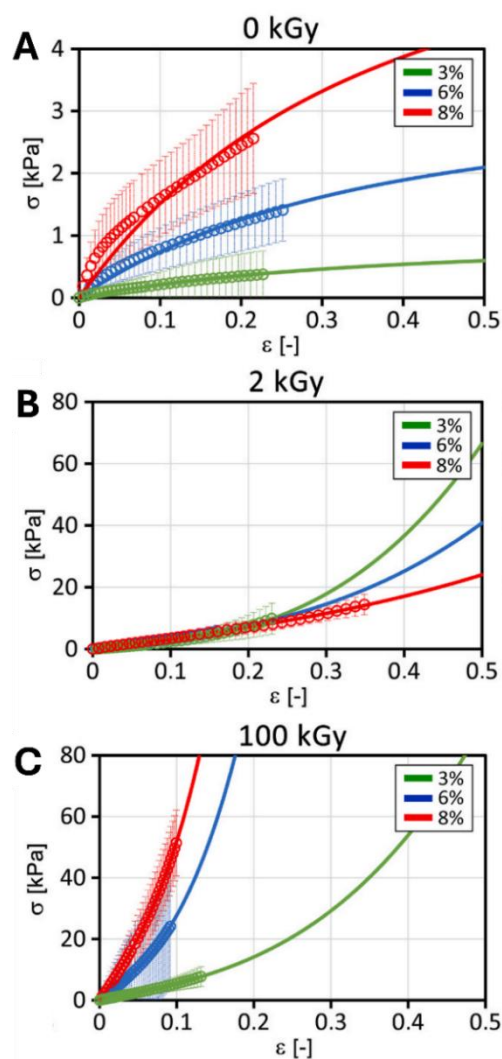
Koncentrace má také vliv na mechanické vlastnosti gelů. U neozářených vzorků s rostoucí koncentrací roste tuhost vzorku, gel o koncentraci 8 % klade větší odpor proti deformaci než 6% a 3% kolagenní gely (Obrázek 2A). Vzorky ozářené dávkou 2 kGy v průběhu zatěžování tuhnou, s rostoucí deformací roste napětí, křivka zatěžování má konvexní průběh. Nejvíce tuhnou 3% kolagenní gely (Obrázek 2B). Při ozáření dávkou 100 kGy dochází k tuhnutí gelů, největší odpor vůči deformaci kladou 8% gely, nejmenší odpor kladou 3% gely (Obrázek 2C). Čím větší je koncentrace kolagenního gelu, tím větší je počáteční modul pružnosti E_0 (Obrázek 2) [1].

Nárůst tuhosti gelu je zapříčiněn síťováním kolagenního gelů způsobeného iradiací. Čím větší byla dávka iradiace, tím větší nárůst tuhosti nastal. U kolagenních gelů s větším obsahem vody byl pozorován s rostoucí dávkou radiace větší nárůst tuhosti [1].

Počátek porušování vzorku je závislý na koncentraci i na dávce radiace. Neozářené vzorky dosahují větších deformací za působení stejného napětí než ozářené vzorky (Obrázek 1).



Obrázek 1 Vliv dávky radiace na průběh tahové zkoušky v závislosti na koncentraci kolagenního gelu, A – 3 %, B – 6 %, C – 8 % [1]



Obrázek 2 Vliv koncentrace kolagenního gelu na průběh tahové zkoušky v závislosti na dávce radiace, A – 0 kGy, B – 2 kGy, C – 100 kGy [1]

Materiály a metodika

1. Kolagenní gely

Zkoumané kolagenní gely pochází z hovězí kůže, mají koncentraci 3 %, 6 % a 8 % a byly po dobu 24 měsíců skladovány při teplotě -25 °C.

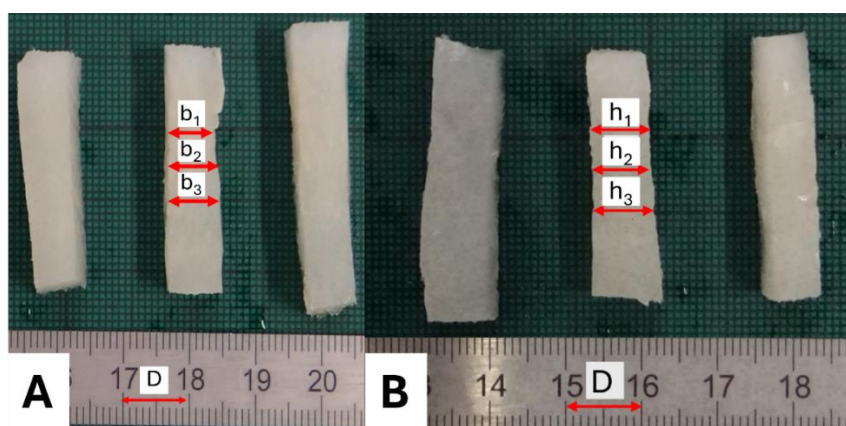
2. Ozařování

Kolagenní gely byly rozděleny na tři skupiny, jedna skupina nebyla ozařována, druhá skupina byla ozařena beta zářením dávkou 2 kGy a třetí skupina byla ozařena dávkou 100 kGy. Dávka 2 kGy se běžně používá ke sterilizaci potravin a zdravotnických výrobků. Nicméně některé mikroorganismy není možné odstranit za použití nízkých dávek radiace. Byla použita i extrémní hodnota dávky radiace 100 kGy, která je použita k eliminaci veškerých mikroorganismů.

3. Vzorky pro tahovou zkoušku

Z kolagenních gelů byly skalpelem vytvořeny přibližně stejně velké vzorky ve tvaru hranolu. Délka vzorku je výrazně větší než zbylé dva rozměry (tloušťka H a šířka B). Pro každou skupinu kolagenních gelů bylo dle možností a množství hmoty vytvořeno 10 až 12 vzorků. Každý vzorek byl vyfocen z jedné strany, poté otočen na bok a vyfocen z druhé strany.

Základní geometrické rozměry vzorku (tloušťka H a šířka B) byly v programu GIMP 2.10 změřeny funkcí měřidlo, vždy na 3 místech (Obrázek 3). Byly také změřeny rozměry pravítka, díky čemuž bylo možné převést rozměry na fotografii na skutečné rozměry. Z naměřených hodnot tloušťky a šířky byly zjištěny průměrné hodnoty a směrodatná odchylka. Ze součinu tloušťky H [mm] a šířky B [mm] byl vypočítán referenční průřez vzorku A [mm²] jako součin tloušťky a šířky.



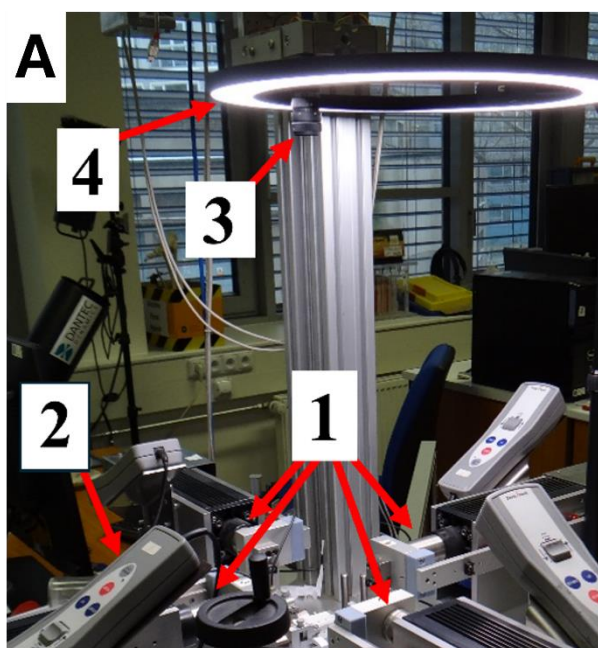
Obrázek 3 Princip měření rozměrů vzorku kolagenních gelů, A – šířky, B – tloušťky

Tloušťka vzorků se pohybovala od 9,27 do 11,41 mm, šířka se pohybovala od 6,65 do 12,52 mm, průřez vzorků byl mezi 42,84 a 200,52 mm².

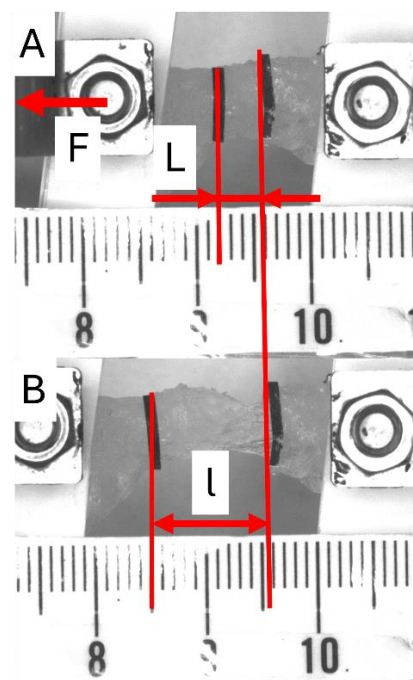
4. Tahová zkouška

Mechanické vlastnosti byly testovány jednoosou tahovou zkouškou na biaxiálním zatěžováním stroji Zwick/Roell určeným pro tahové zkoušky biologických materiálů. Zatěžovací stroj má čtyři čelisti, každá z nich má vlastní lineární pohon, který umožňuje pohyb čelistí nezávisle na sobě, a silový senzor HBM U9C s rozsahem ± 25 N (Obrázek 2).

Nahoře nad čelistmi stroje se nachází video extenzometr a zdroj světla, který slouží k zajištění dostatečných světelných podmínek. V průběhu tahové zkoušky je zaznamenávám posuv markerů, posuv čelistí a velikost působících sil naměřených silovými tenzory.



Obrázek 4 Uspořádání aparatury pro jednoosou tahovou zkoušku, A – Biaxiální zkušební stroj Zwick/Roell, 1 – čelisti stroje osazené silovými senzory, 2 – lineární pohon čelistí, 3 – video extenzometr, 4 – zdroj světla pro video extenzometr



Obrázek 5 Upnutý experimentální vzorek s umístěnými značkami pro videoextenzometr a pravítkem, A – počáteční konfigurace, B – stav počátku porušování vzorku

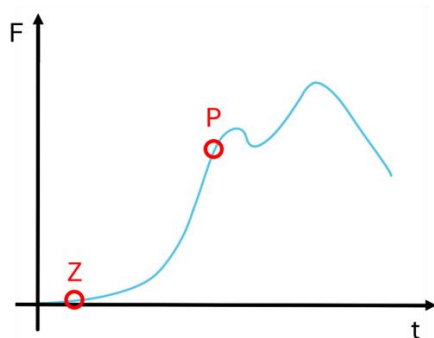
Vzorek je umístěn mezi dvě protilehlé posuvné čelisti. Na každý konec vzorku byl před umístěním do zkušebního stroje upevněn pruh tvrdého papíru pomocí vteřinového lepidla (Obrázek 3). Účelem těchto pruhů papíru je zpevnění konců vzorku a zamezení porušení vzorku v čelistech stroje. Následně byly do střední části vzorku umístěny markery v podobě dvou tenkých černých papírků. Pomocí vteřinového lepidla byly pevně spojeny s materiálovým bodem vzorku.

Je důležité, aby markery měly oproti vzorku kontrastní barvu, aby bylo možné pomocí video extenzometru odečíst posuv markerů v průběhu zatěžování. Z posuvu markerů, který byl zaznamenáván videoextenzometrem se vzorkovací frekvencí 20 Hz, se dopočítá deformace vzorků během zatěžování podle vztahu (1). Posuv vzorku během zatěžování nelze odečítat z posuvu čelistí, jelikož se jedná o jednoosou tahovou zkoušku, kde předpokládáme, že jednoose je vzorek deformován pouze ve střední části vzorku. V této střední části jsou také umístěny markery. Vlivem upnutí v čelistech nastává na koncích vzorku víceosá deformace vzorku.

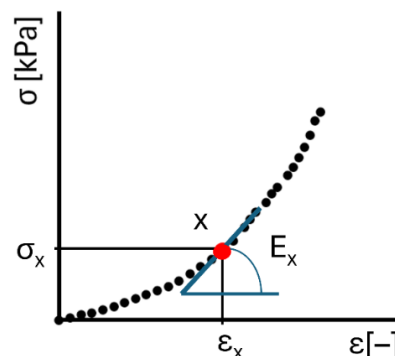
Zatěžování vzorku je způsobeno monotónním posuvem čelisti vlevo, posuvu čelisti číslo vpravo je zamezeno (Obrázek 3). Rychlost posuvu čelisti vlevo byla 0,2 mm/s. Experiment začíná v momentě, kdy roste síla zatěžující vzorek a zároveň se zvětšuje posuv markerů (Obrázek 4, bod Z). Aktuální zatěžovací síla působící na vzorek v průběhu zatěžování se vypočítá jako průměr naměřených sil silovými senzory na čelisti vpravo a na čelisti vlevo.

Čelist vpravo se neposunula, kdežto čelist vlevo se posunula (Obrázek 3B). Dále je možné pozorovat posuv markerů. Porušení vzorku nastalo v oblasti mezi markery. Tahová zkouška byla ukončena na počátku porušování vzorku (Obrázek 4, bod P).

$$\varepsilon = \frac{l - L}{L} \quad (1)$$



Obrázek 8 Graf průběhu výsledné síly F působící na vzorek v průběhu zatěžování, Z – začátek zatěžování, P – počátek porušování



Obrázek 9 Schéma charakteristiky tahového diagramu s naznačeným deformačním stavem ϵ_x a modulem pružnosti E_x , který má smysl směrnice tečny ke křivce grafu tahového diagramu v bodě X.

Z naměřených hodnot (posuv markerů, síly působící na každém konci vzorku) byla vypočítána deformace vzorku podle vztahu (1) a smluvní napětí σ podle vztahu (2), kde F je aktuální síla zatěžující vzorek a A je počáteční průřez vzorku. Počáteční průřez vzorku se vypočítá jako součin tloušťky vzorku H a šířky vzorku B .

$$\sigma = \frac{F}{A} \quad (2)$$

Závislost mezi deformací vzorku ϵ a smluvním napětím σ je znázorněna v tahovém diagramu (Obrázek 5). Z těchto charakteristik znázorňujících mechanickou odezvu vzorku, lze dle vztahu (3) vypočítat hodnotu modulu pružnosti v tahu E_x pro daný deformační stav ϵ_x . Vzhledem k tomu, že Hookův zákon má omezení, která byla uvedena výše, je pro nelineární mechanickou odezvu hodnota E platná pouze v daném deformačním stavu a jeho velmi blízkém okolí. Modul pružnosti má charakter směrnice tečny v bodě charakteristiky právě pro zvolený deformační stav, viz schéma (Obrázek 5).

$$E_x = \frac{\sigma_x}{\epsilon_x} \quad (3)$$

Mechanické vlastnosti kolagenních gelů lze porovnávat pomocí průběhů získaných charakteristik napětí–deformace, nebo pomocí hodnot modulů pružnosti v tahu E , získaných při stejných deformačních stavech (hodnotách deformace).

5. Degradční zkouška

Vliv radiace na vlastnosti kolagenních gelů lze pozorovat pomocí degradační zkoušky, která zkoumá stupeň odolnosti kolagenu proti degradaci. Byla zvolena enzymatická degradační zkouška za působení kolagenázy.

Kolagenní gely byly nejprve zamraženy na $-25\text{ }^{\circ}\text{C}$, vysušeny lyofilizací a nakrájeny na vzorky o hmotnosti přibližně $61,60 \pm 3,19\text{ mg}$. Vzorky byly umístěny do mističek a byl k nim přidán roztok kolagenázy. Výsledná koncentrace aktivních jednotek kolagenázy byla přibližně 20U/mg hmotnosti lyofilizovaného kolagenu. Následně byly vzorky umístěny do inkubátoru, kde byla udržována teplota $37\text{ }^{\circ}\text{C}$, což má simulovat podmínky v lidském těle. Vzorky byly umístěny v inkubátoru po dobu 1, 2, 4, 6, 8 a 24 hodin. Po uplynutí této doby byly vzorky vyjmuty z inkubátoru, roztok kolagenázy odsán pipetou a nahrazen destilovanou vodou. Po deseti minutách byla destilovaná voda nahrazena novou. Proces proplachování destilovanou vodou byl proveden třikrát a následně byly vzorky zmraženy, lyofilizovány a zváženy.

Hmotnostní úbytek Δm byl vypočítán podle vztahu (4), kde m_0 je počáteční hmotnost vzorku a m_t je hmotnost vzorku po degradaci.

$$\Delta m = \frac{m_0 - m_t}{m_0} \cdot 100 \quad (4)$$

6. Skenovací elektronová mikroskopie

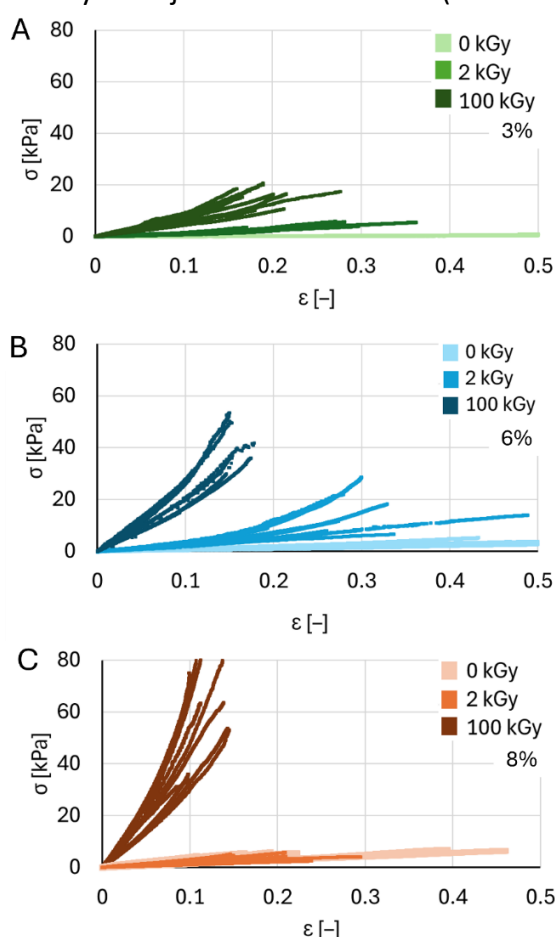
Za účelem porovnání změn terciální struktury různě koncentrovaných kolagenních gelů byla provedena analýza struktury pomocí skenovací elektronové mikroskopie (SEM). Byl použit mikroskop STEM Apreo S2 s měřícím detektorem EverhartThronley v remízu sekundárních elektronů.

Výsledky

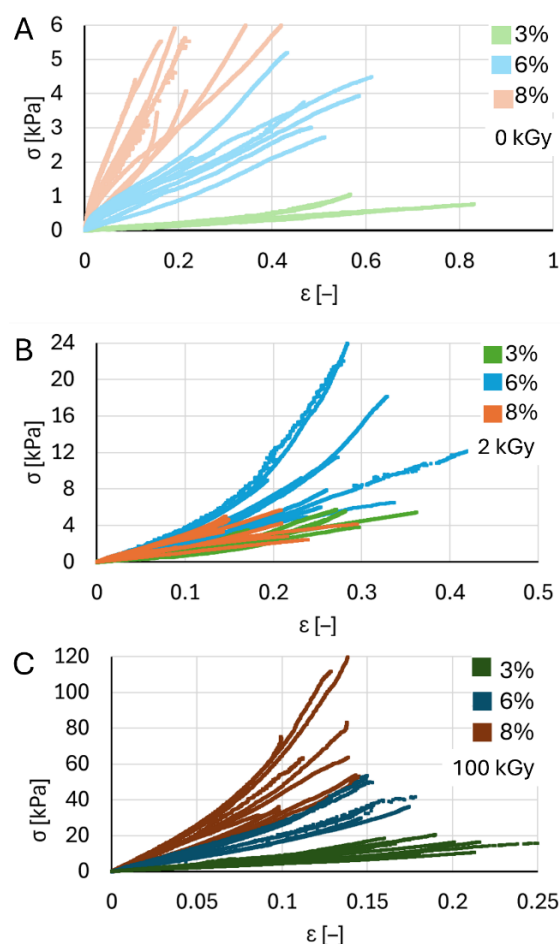
1. Tahová zkouška

Výsledky tahových zkoušek byly vyneseny do tahových diagramů (Obrázek 8, Obrázek 9), které znázorňují závislost mezi smluvním napětím σ (dále jen napětí) a deformací vzorků ε .

Vliv radiace na mechanické vlastnosti kolagenních gelů byl určen porovnáním stejně koncentrovaných gelů o různé dávce radiace (Obrázek 8). Vliv koncentrace na mechanické vlastnosti kolagenních gelů byl určen porovnáním kolagenních gelů o různé koncentraci ozářených stejnou dávkou radiace (Obrázek 9).



Obrázek 8 Průběhy tahových zkoušek jednotlivých vzorků různě koncentrovaných kolagenních gelů v závislosti na dávce radiace, A – 3%, B – 6%, C – 8%



Obrázek 9 Průběhy tahových zkoušek různě koncentrovaných kolagenních gelů v závislosti na dávce radiace, A – 0 kGy, B – 2 kGy, C – 100 kGy

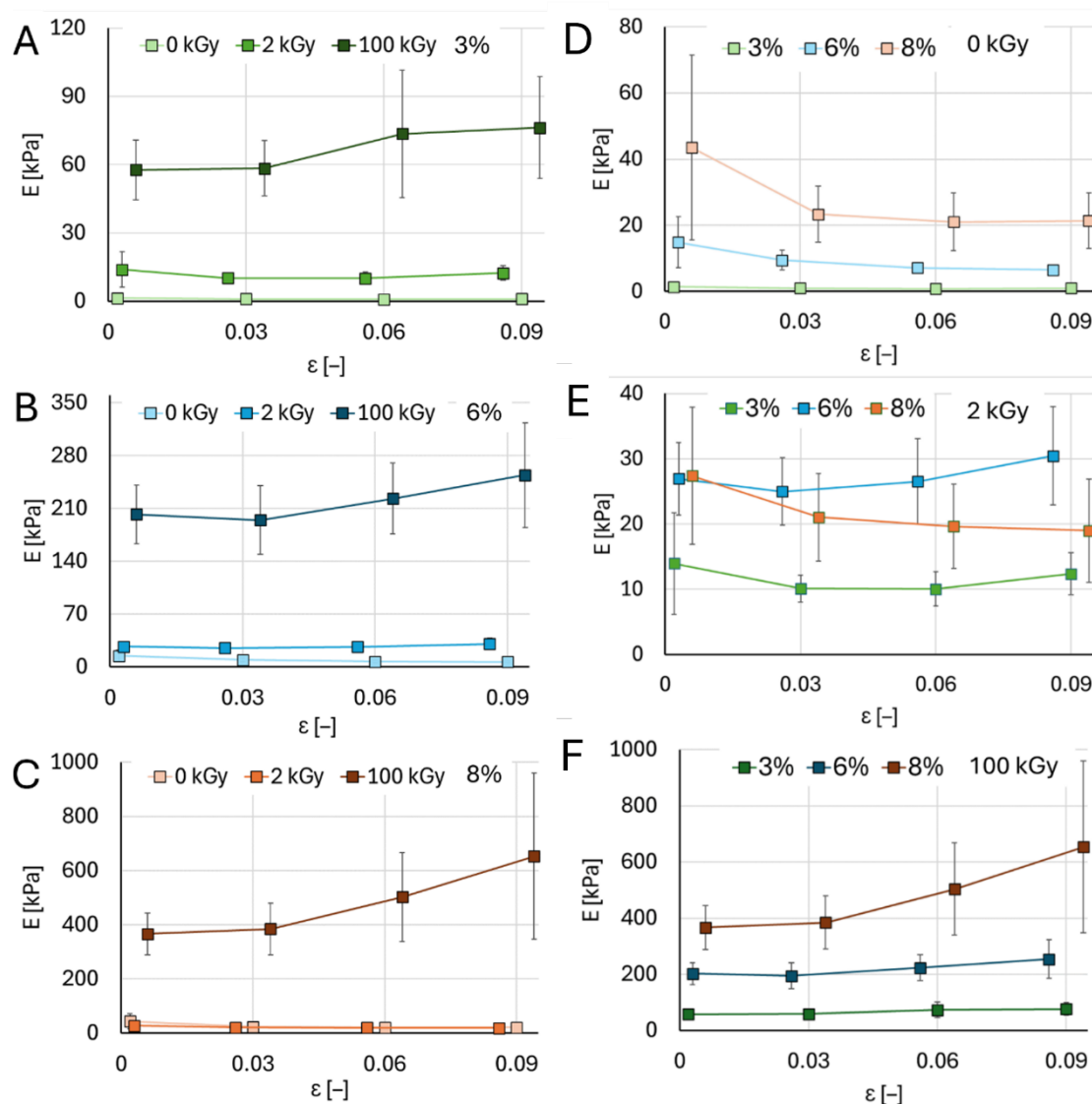
Nejvyšší společná deformace, kterou dosáhly všechny zkoušené vzorky kolagenních gelů, byla $\varepsilon = 0,96$. Dle postupu uvedeného výše a znázorněného na schématu (Obrázek 9) byly vypočteny moduly pružnosti v tahu E pro deformační stavy $\varepsilon = 0$, $\varepsilon = 0,03$, $\varepsilon = 0,06$ a pro



$\varepsilon = 0,09$. Pro všechny zkoumané experimentální vzorky byly určeny moduly pružnosti E v počátku E_0 a ve třech dalších vybraných deformačních stavech $E_{0,03}$, $E_{0,06}$ a $E_{0,09}$. Pro jednotlivé skupiny byly vypočteny aritmetické průměry a směrodatné odchylky těchto modulů (Tabulka 1).

Tabulka 1 Moduly pružnosti v tahu E pro deformační stavy (aritmetický průměr a výběrová směrodatná odchylka)

Skupina	E_0 [kPa]	$E_{0,03}$ [kPa]	$E_{0,06}$ [kPa]	$E_{0,09}$ [kPa]
C3_24M_0	1,38 ± 0,52	1,02 ± 0,42	0,83 ± 0,26	0,96 ± 0,28
C6_24M_0	14,84 ± 7,7	9,46 ± 2,96	7,18 ± 1,61	6,53 ± 1,28
C8_24M_0	43,47 ± 27,93	23,38 ± 8,45	21,02 ± 8,76	21,4 ± 8,46
C3_24M_2	13,94 ± 7,8	10,13 ± 2,07	10,05 ± 2,65	12,36 ± 3,22
C6_24M_2	26,95 ± 5,55	24,98 ± 5,16	26,53 ± 6,54	30,47 ± 7,55
C8_24M_2	27,41 ± 10,52	21,04 ± 6,71	19,64 ± 6,45	18,98 ± 7,96
C3_24M_100	57,66 ± 13,08	58,37 ± 12,2	73,52 ± 27,99	76,3 ± 22,44
C6_24M_100	202,2 ± 39	194,6 ± 45,5	223,1 ± 46,8	254,2 ± 69,1
C8_24M_100	366,2 ± 77,6	384,4 ± 95,1	502,9 ± 164,2	653,0 ± 306,2

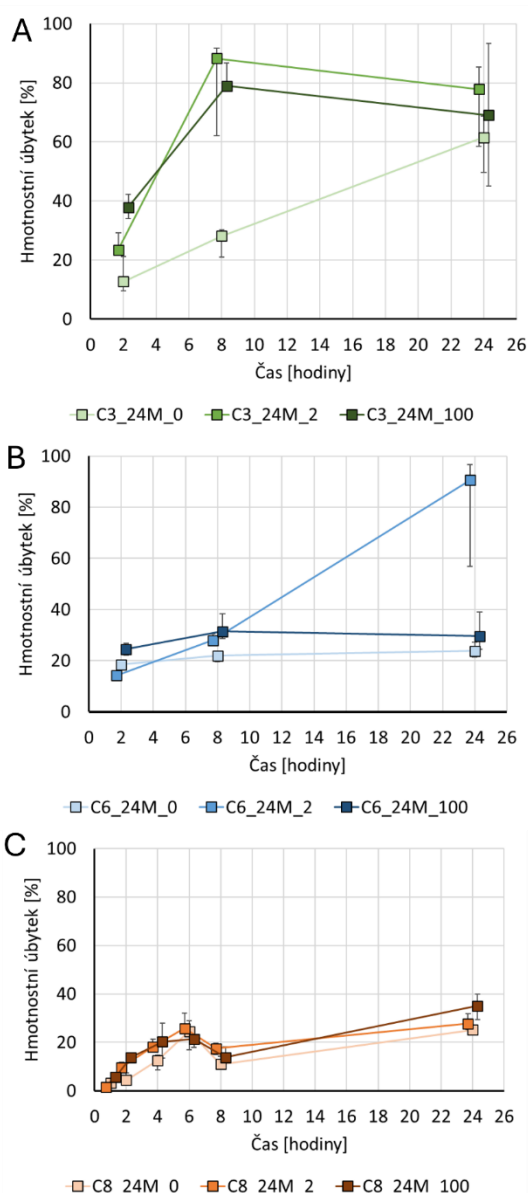


Obrázek 10 Moduly pružnosti E různě koncentrovaných kolagenních gelů v závislosti na dávce radiace, A – 3%, B – 6%, C – 8%, D – 0 kGy, E – 2 kGy, F – 100 kGy

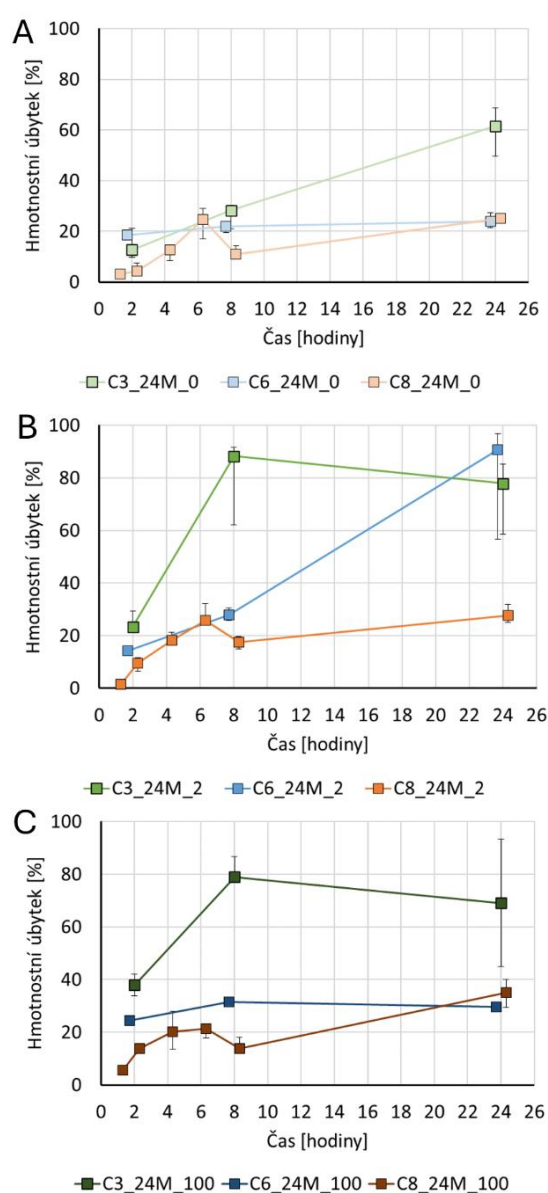
2. Degradční zkouška

Hmotnostní úbytky různě koncentrovaných kolagenních gelů v závislosti na době působení kolagenázy, jsou zobrazeny v grafech (Obrázek 11, Obrázek 12).

Čím vyšší je koncentrace kolagenního gelu, tím menší je hmotnostní úbytek způsobený degradací kolagenního gelu vlivem kolagenázy. Zároveň s rostoucí koncentrací kolagenního gelu klesá vliv dávky radiace na rozsah degradace kolagenního gelu. Podobných výsledků dospěli i Šupová a kol.[2] nebo Chen a kol [3].

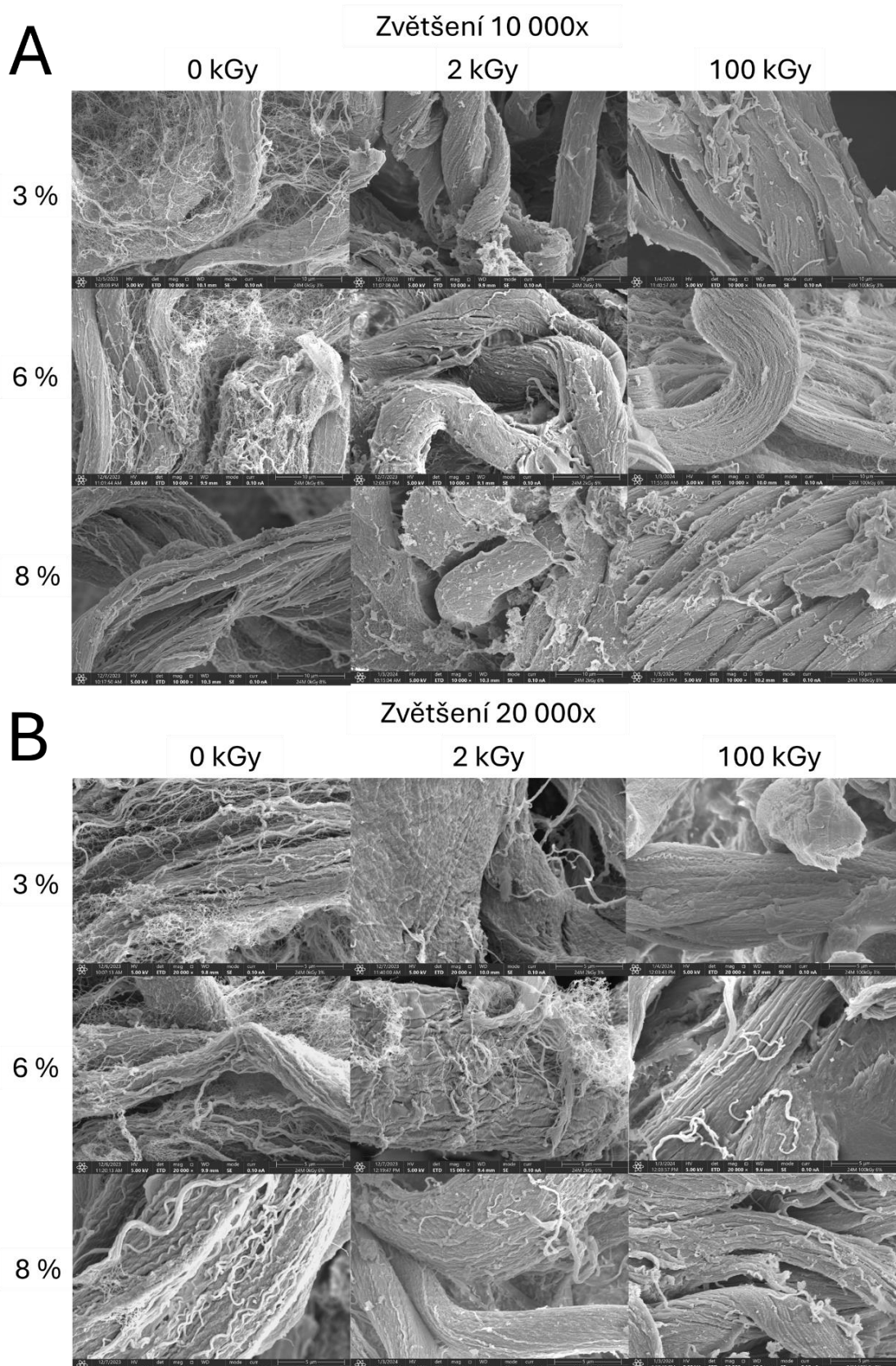


Obrázek 11 Vliv ozařování na degradaci kolagenních gelů o různé koncentraci, A – 3%, B – 6%, C – 8% gel



Obrázek 12 Vliv koncentrace kolagenních gelů na degradaci kolagenních gelů ozařených proudem elektronů dávkou; A – 0 kGy, B – 2 kGy, C – 100 kGy

Na snímcích pořízených skenovacím elektronovým mikroskopem lze pozorovat strukturu kolagenních gelů (Obrázek 12). Na snímcích nejsou pozorovatelné žádné výrazné rozdíly ve struktuře neozařených a ozařených kolagenních gelů, ani rozdíly mezi různě koncentrovanými kolagenními gely.



Obrázek 10 Fotografie vnitřní struktury kolagenních gelů pořízené elektronovým mikroskopem (SEM),
zvětšení: A – 10 000x, B – 20 000x



Závěr

Tato práce se zabývala vlivem beta radiace na mechanické vlastnosti dlouhodobě skladovaných kolagenních gelů. Byl zkoumán vliv koncentrace kolagenního gelu, dávky radiace a skladování na mechanické vlastnosti a strukturní změny kolagenních gelů.

Kolagen extrahovaný z hovězí kůže byl připraven do formy kolagenních gelů o koncentracích 3, 6 a 8 %. Následně byly tyto gely ozářeny dávkami 2 a 100 kGy. Koncentrace kolagenních gelů i dávky radiace byly zvoleny shodně s předchozí studií, která testovala mechanické vlastnosti nativních kolagenních gelů [1]. Výsledky testů byly porovnány s touto studií.

Mechanické vlastnosti kolagenních gelů byly testovány jednoosou tahovou zkouškou řízenou posuvem. Změny vnitřní struktury byly pozorovány na snímcích z elektronového mikroskopu (SEM). Míra odolnosti kolagenních gelů vůči degradaci způsobené kolagenázou, byla testována degradační zkouškou.

Průběhy tahových zkoušek kolagenních gelů byly vyneseny do grafů znázorňující závislost smluvního napětí σ na deformaci ε vzorku. Byly určeny hodnoty deformace ε_p a napětí σ_p na začátku porušování, moduly pružnosti E pro vybrané deformační stavy ($\varepsilon = 0$, $\varepsilon = 0,03$, $\varepsilon = 0,06$ a $\varepsilon = 0,09$) a relativní nárůsty modulu pružnosti v tahu ozářených vzorků vůči neozářeným vzorkům kolagenních gelů. Z degradační zkoušky byly získány hodnoty hmotnostních úbytků. Nakonec byla provedena statistická analýza dat.

Bylo zjištěno, že ozářené vzorky oproti neozářeným vzorkům kladou větší odpor vůči deformaci, dosahují menší deformace. Čím větší je dávka ozáření, tím tužší jsou vzorky a tím větší kladou odpor vůči deformaci, dosahují malých deformací. Radiace má vliv na mechanické vlastnosti kolagenních gelů. Vliv radiace na mechanické vlastnosti kolagenních gelů byl potvrzen i v odborné literatuře.

Koncentrace kolagenního gelu má vliv na jeho mechanické vlastnosti. S rostoucí koncentrací kolagenního gelu, roste modul pružnosti E , kolagenní gel tuhne. S rostoucí koncentrací roste odolnost kolagenního gelu vůči degradaci způsobené kolagenázou.

Skladování po dobu 24 měsíců má vliv na mechanické vlastnosti neozářených kolagenních gelů. Naopak dlouhodobě skladované kolagenní gely ozářené beta radiací dávkami 2 kGy a 100 kGy vykazují podobnou mechanickou odezvu jako nativní kolagenní gely.

Změny struktury kolagenních gelů vlivem ozáření proudem elektronů nejsou viditelné na snímcích SEM. Kolagenní gely jsou nehledě na koncentraci a dávku radiace vysoce nehomogenní.

Výsledky degradační zkoušky prokázaly, že míra degradace kolagenních gelů je závislá na koncentraci kolagenních gelů. Kolagenní gely o koncentraci kolagenu 3 % degradují více než 6% a 8% kolagenní gely. Radiace má vliv na míru degradace kolagenního gelu. Čím menší je degradace kolagenního gelu, tím větší vliv má dávka radiace na míru degradace kolagenního gelu.

Poděkování

Tento příspěvek byl podpořen grantem Studentské vědecké konference ČVUT SVK 19/25/F2.



Literatura

- [1] CHLUP, Hynek, Tomáš SUCHÝ a Monika ŠUPOVÁ. The electron beam induced cross-linking of bovine collagen gels with various concentrations: The mechanical properties and secondary structure. *Polymer* [online]. 2023, **287**, 126423 [vid. 2023-12-11]. ISSN 0032-3861. Dostupné z: doi:10.1016/j.polymer.2023.126423
- [2] ŠUPOVÁ, Monika, Tomáš SUCHÝ, Hynek CHLUP, Miloslav ŠULC, Tomáš KOTRČ, Lucie ŠILINGOVÁ, Margit ŽALOUĐKOVÁ, Šárka RÝGLOVÁ, Martin BRAUN, David CHVÁTIL, Zdeněk HRDLIČKA a Milan HOUŠKA. The electron beam irradiation of collagen in the dry and gel states: The effect of the dose and water content from the primary to the quaternary levels. *International Journal of Biological Macromolecules* [online]. 2023, **253**, 126898 [vid. 2023-12-13]. ISSN 0141-8130. Dostupné z: doi:10.1016/j.ijbiomac.2023.126898
- [3] CHEN, Yi, Xiaomin SUN, Yuehai PENG, James Valenti EICHENBAUM, Li REN a Yanchun LIU. Effects of Different Radiation Sources on the Performance of Collagen-Based Corneal Repair Materials and Macrophage Polarization. *ACS Omega* [online]. 2022, **7**(26), 22559–22566 [vid. 2024-04-24]. Dostupné z: doi:10.1021/acsomega.2c01875

Středa 18. 6. 2025

9:45

Laboratoř není tělo: Proč laboratorní prostředí nestačí k pochopení degradačních procesů v těle

**Marika Vopálková^{1,2*}, Tomáš Suchý^{1,2}, Radek Sedláček¹, Lucie Vištejnová^{3,4}, Hynek Chlup¹,
Lukáš Horný¹, Eva Kuželová Košťáková⁵, David Lukáš⁵**

¹ Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky, Fakulta strojní ČVUT v Praze. Technická 4, 160 00 Praha – Dejvice.

² Ústav struktury a mechaniky hornin AV ČR, v. v. i. V Holešovičkách 94/41, 182 09, Praha 8.

³ Biomedicínské Centrum, Lékařská fakulta v Plzni Univerzity Karlovy, alej Svobody 1655/76, 323 00 Plzeň.

⁴ Ústav histologie a embryologie, Lékařská fakulta Univerzity Karlovy v Plzni, alej Svobody 1655/76, 323 00, Plzeň.

⁵ Katedra chemie, Fakulta přírodovědně-humanitní a pedagogická TUL, Studentská 5, 461 17 Liberec.

Vývoj materiálů a lékařských prostředků určených pro kontakt s lidským tělem začíná zpravidla testováním jejich chování v podmínkách, co nejvíce připomínajících vnitřní prostředí organismu. V praxi se však často musíme spoléhat na zjednodušené nebo neúplné simulace těchto podmínek, které nedokážou plně vystihnout složitost reálného prostředí. To otevírá otázku, nakolik jsou tyto modely věrné a do jaké míry lze výsledky takových testů považovat za spolehlivé.



Úvod

Vývoj bioresorbovatelných materiálů je komplexní proces, který probíhá v několika fázích – od laboratorních simulací až po klinické zkoušky. Zcela zásadní roli přitom hrají první dvě etapy, tedy *in vitro* a *in vivo* testování, které slouží jako základní nástroj pro hodnocení chování nových materiálů v prostředí lidského těla. Zatímco *in vitro* testy umožňují relativně rychlé a kontrolované vyhodnocení degradace materiálu, jejich výsledky nelze vždy jednoduše přenést do reálných podmínek těla. Simulace totiž často postihují jen některé aspekty prostředí – například pH, teplotu nebo iontové složení – a proto nemusí plně odpovídat složitosti biologických procesů, které v těle skutečně probíhají [1].

Z tohoto důvodu je potřeba následně přistoupit k *in vivo* testování, které však s sebou nese řadu výzev – od etických otázek až po poměrně vysoké finanční náklady. Právě nutnost balancovat mezi věrohodností testování a jeho náročností je jedním z hlavních témat při volbě a návrhu *in vitro* a *in vivo* testování.

In vitro simulační podmínky

Mezi nejběžnější média pro *in vitro* simulaci tělního prostředí patří jednoduché solné roztoky, jako je fosfátový pufr (PBS), jehož složení odpovídá přibližnému fyziologickému pH (7,3–7,4) [2]. PBS je široce používán při testování polymerních vláken, chirurgických šicích materiálů či kompozitů [3]. Simulovaná tělní tekutina (SBF) je složitější médium, které napodobuje složení krevní plazmy – obsahuje ionty jako Na^+ , K^+ , Mg^{2+} , Ca^{2+} , Cl^- či HCO_3^- a původně sloužila k odhadu bioaktivity keramických materiálů [4], dnes je ale využívána i pro jiné typy biomateriálů, například kolagen nebo degradabilní polymery [5]. V některých studiích se používá i lidská nebo zvířecí krevní plazma, která ještě více přibližuje reálné tělní prostředí [6].

Speciální skupinou *in vitro* médií jsou roztoky obsahující nejrůznější enzymy, které simulují specifickou buněčnou aktivitu. Například kolagenáza, enzym rozkládající kolagen, je často používána při testování kolagenových biomateriálů [7], přičemž v *in vitro* podmínkách bývá obvykle získávána z bakterií *Clostridium histolyticum* [8]. Jiným příkladem je proteináza K, serinová proteáza izolovaná z houby *Engyodontium album* [9]. U enzymatických roztoků je zásadní správná volba koncentrace – zatímco vysoké koncentrace umožní rychlou degradaci, pro smysluplné srovnání s reálným prostředím je třeba používat koncentrace blíží se těm fyziologickým [10].

Samozřejmě existují i komplexní média, jako je Dulbeccovo modifikované Eagleovo médium (DMEM) [11], obohacené o aminokyseliny, vitamíny a další biologicky aktivní složky. V kombinaci s CO_2 atmosférou, která udržuje stabilní pH, je DMEM často využíváno nejen pro degradaci, ale i pro kultivaci buněk, jako jsou fibroblasty, osteoblasty či endotelové buňky [12].

Uvedená média představují pouze nejčastěji zmiňované a široce využívané simulační prostředí popsané v literatuře. Kromě těchto běžných variant však v některých případech dochází také k použití speciálně připravených médií, která jsou navržena na míru konkrétním experimentálním podmínkám či typům testovaných materiálů.

V příspěvku budou diskutována hlavní omezení spojená s použitím nejčastěji používaných kultivačních médií. Omezení a výhody spojené s jejich aplikací budou demonstrovány na



příkladech degradačních zkoušek přírodních a syntetických polymerů, jmenovitě kolagenu typu I ve formě lyofilizovaných scaffoldů nebo extrudovaných gelů. Dalším příkladem budou materiály na bázi polykaprolaktonu nebo jeho kopolymeru s kyselinou polymléčnou, a to ve formě kompozitu nebo zvláknovaných chirurgických nití. Pozornost bude věnována možnostem srovnání s prostředím in vivo a dále úskalím některých individuálně navržených degradačních systémů.

Závěr

Napodobení tělního prostředí v laboratorních podmínkách představuje výrazně náročný úkol. Možnosti simulace, a především interpretace výsledků jsou výrazně omezeny jak technickými limity laboratorního prostředí, tak i počtem a komplexností napodobovaných biologických faktorů.

Poděkování

Tato práce byla podpořena Grantovou agenturou Českého vysokého učení technického v Praze SGS25/124/OHK2/3T/12 a programovým projektem Ministerstva zdravotnictví ČR s reg. č. NW24-02-00206.

Literatura

- [1] HULSART-BILLSTRÖM, G; DAWSON, JI; HOFMANN, S; MÜLLER, R; STODDART, MJ et al. A surprisingly poor correlation between in vitro and in vivo testing of biomaterials for bone regeneration: results of a multicentre analysis. Online. *European Cells and Materials*. 2016, roč. 31, s. 312-322. Dostupné z: <https://doi.org/10.22203/eCM.v031a20>. [cit. 2024-08-15].
- [2] *Phosphate Buffered Saline (PBS), pH 7.4 and 7.2*. Online. In: Medicago. Dostupné z: [https://www.medicago.se/sites/default/files/pdf/productsheets/PBS Buffer v. 01.pdf](https://www.medicago.se/sites/default/files/pdf/productsheets/PBS%20Buffer%20v.01.pdf). [cit. 2024-08-16].
- [3] YUAN, Xiaoyan; MAK, Arthur F.T a YAO, Kangde. Comparative observation of accelerated degradation of poly(l-lactic acid) fibres in phosphate buffered saline and a dilute alkaline solution. Online. *Polymer Degradation and Stability*. 2002, roč. 75, č. 1, s. 45-53. ISSN 01413910. Dostupné z: [https://doi.org/10.1016/S0141-3910\(01\)00203-8](https://doi.org/10.1016/S0141-3910(01)00203-8). [cit. 2024-09-04].
- [4] OYANE, Ayako; KIM, Hyun-Min; FURUYA, Takuo; KOKUBO, Tadashi; MIYAZAKI, Toshiki et al. Preparation and assessment of revised simulated body fluids. Online. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*. 2003, roč. 65A, č. 2, s. 188-195. ISSN 1549-3296. Dostupné z: <https://doi.org/10.1002/jbm.a.10482>. [cit. 2024-08-16].
- [5] CHEN, Victor J. a MA, Peter X. Biomimetic Poly(L-Lactic Acid) Scaffolds with Interconnected Macropores, Collagen-Like Nano-Scale Fibers, and Bone-Like Apatite. Online. *MRS Proceedings*. 2002, roč. 735. ISSN 0272-9172. Dostupné z: <https://doi.org/10.1557/PROC-735-C6.5>. [cit. 2024-08-27].
- [6] TÖRNE, Karin; LARSSON, Mariann; NORLIN, Anna a WEISSENRIEDER, Jonas. Degradation of zinc in saline solutions, plasma, and whole blood. Online. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*. 2016, roč. 104, č. 6, s.



- 1141-1151. ISSN 1552-4973. Dostupné z: <https://doi.org/10.1002/jbm.b.33458>. [cit. 2024-08-28].
- [7] GALLO, Nunzia; NATALI, Maria Lucia; CURCI, Claudia; PICERNO, Angela; GALLONE, Anna et al. Analysis of the Physico-Chemical, Mechanical and Biological Properties of Crosslinked Type-I Collagen from Horse Tendon: Towards the Development of Ideal Scaffolding Material for Urethral Regeneration. Online. *Materials*. 2021, roč. 14, č. 24. ISSN 1996-1944. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/ma14247648>. [cit. 2023-02-21].
- [8] VAN WART, Harold E. Clostridium Collagenases. Online. *Handbook of Proteolytic Enzymes*. 2013, s. 607-611. ISBN 9780123822192. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-382219-2.00126-5>. [cit. 2024-08-27].
- [9] EBELING, Wolfgang; HENNRICH, Norbert; KLOCKOW, Michael; METZ, Harald; ORTH, Hans Dieter et al. Proteinase K from Tritirachium album Limber. Online. *European Journal of Biochemistry*. 1974, roč. 47, č. 1, s. 91-97. ISSN 0014-2956. Dostupné z: <https://doi.org/10.1111/j.1432-1033.1974.tb03671.x>. [cit. 2025-04-17].
- [10] HELLING, A.L.; TSEKOURA, E.K.; BIGGS, M.; BAYON, Y.; PANDIT, A. et al. In Vitro Enzymatic Degradation of Tissue Grafts and Collagen Biomaterials by Matrix Metalloproteinases: Improving the Collagenase Assay. Online. 2017, roč. 3, č. 9, s. 1922-1932. ISSN 2373-9878. Dostupné z: <https://doi.org/10.1021/acsbiomaterials.5b00563>. [cit. 2025-03-14].
- [11] DULBECCO, R. a FREEMAN, G. Plaque production by the polyoma virus. Online. *Virology*. 1959, roč. 8, č. 3, s. 396-397. ISSN 00426822. Dostupné z: [https://doi.org/10.1016/0042-6822\(59\)90043-1](https://doi.org/10.1016/0042-6822(59)90043-1). [cit. 2024-08-19].
- [12] RATANAVARAPORN, J; DAMRONGSAKKUL, S; SANCHAVANAKIT, N; BANAPRASERT, T a KANOKPANONT, S. Comparison of gelatin and collagen scaffolds for fibroblast cell culture. Online. *Journal of Metals, Materials and Minerals*. 2006, roč. 16, č. 1, article Article 6. Dostupné z: <https://digital.car.chula.ac.th/jmmm/vol16/iss1/6>. [cit. 2024-08-28].



Středa 18. 6. 2025

10:00

Biomaterials for regenerative medicine with piezoelectric properties

Markéta Khýrová^{1,2*}, Jakub Vejrosta^{2,3}, Mojmír Šerý², Tomáš Plichta² and Petr Sedláček¹

¹ Faculty of Chemistry, Brno University of Technology, Purkynova 118, Brno, 612 00, Czech Republic

² Institute of Scientific Instruments, Czech Academy of Sciences, Kralovopolska 147, Brno, 612 00, Czech Republic

³ Faculty of Mechanical Engineering, Brno University of Technology, Technická 2896, Brno, 616 69, Czech Republic

* marketa.khyrova@vut.cz

Research in the field of piezoelectric biomaterials with the main ability to transform mechanical stimuli into the electrical ones (or vice versa), has experienced a significant expansion in the recent years. These strategic materials have wide range of applications in the field of medicine, mainly for a tissue remodelling or to mimic complex tissue structures. The unique characteristic of these materials is their ability to accumulate electrical charge based on even subtle mechanical stimuli such as walking, blood flow, breathing, etc. [1].

Many materials with piezoelectric properties come from groups of ceramics, polymers or composites, both natural or synthetic. Some of them have high piezoelectric response while also being brittle, inflexible or even toxic, like lead zirconate titanate. However, the ideal material for medical applications should be non-toxic, biocompatible, have a high piezoelectric response and be easy to manufacture [2].

In 1986 the piezoelectric properties of a group of biopolymers called polyhydroxyalkanoates (PHAs), such as polyhydroxybutyrate (PHB), were demonstrated. Also, the degree of crystallization and the orientation of the polymer influence its piezoelectric properties [3]. Therefore, the aim of this research is to enhance the piezoelectric response of PHB through controlled biocrystallization and orientation. In addition, PHA are polymers of hydroxy acids, which can be produced by bacteria in the form of intracellular granules. Those polymers are produced as secondary metabolites, when the bacteria are cultured in the media with an excess carbon source and usually limited amount of nitrogen. Moreover, various waste materials such as starch, whey, coffee grounds, etc. can also be used as the carbon source in the media. This way, it is possible to obtain natural biocompatible material that is piezoelectric and can be produced from various waste sources, supporting the circular economy [4].

As a model microorganism, the rod-shaped bacteria called *Cupriavidus necator* H16 were selected, because they can produce up to 80 % of the PHB in the dry biomass. Biocrystallization can be induced by several stress factors, such as high temperature, pH or osmotic stress. For the degree of biocrystallization, Fourier transform infrared spectroscopy (FTIR) was used. Our proposed systems for the orientation are surfaces with microstructures prepared using photolithography and the application of the standing surface acoustic wave

(SSAW) to ensure the required orientation. Atomic force microscope (AFM) images were used to verify the degree of cell orientation.

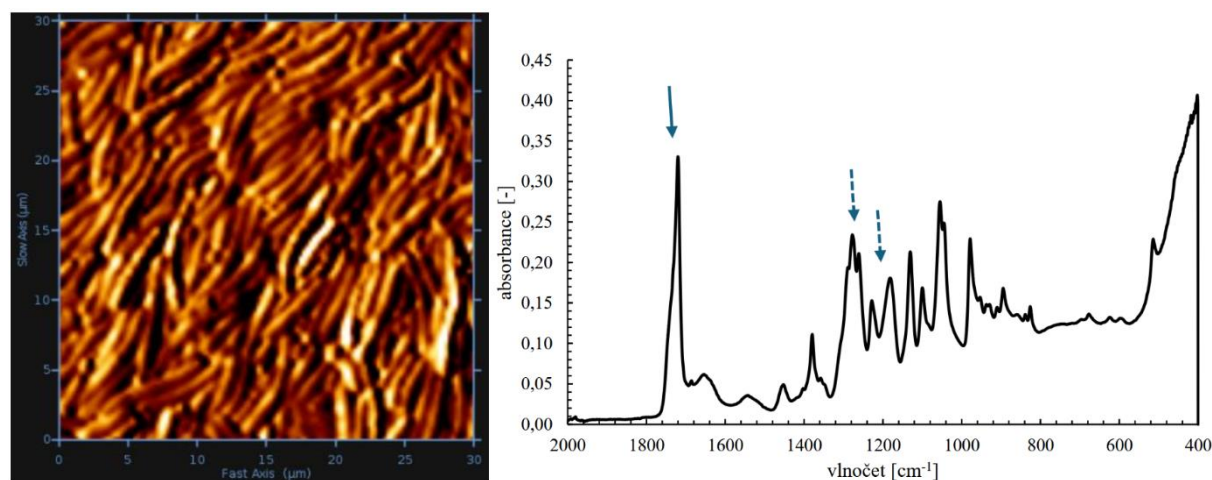


Fig 1 Partially oriented bacterial cells measured by AFM (left), FTIR spectra with arrows indicating the peaks which are confirming the PHB crystallization (right)

Literature

- [1] NAIN, Amit, Srishti CHAKRABORTY, Snigdha Roy BARMAN, Pratik GAVIT, Sushma INDRAKUMAR, Akhilesh AGRAWAL, Zong-Hong LIN a Kaushik CHATTERJEE. Progress in the development of piezoelectric biomaterials for tissue remodeling. *Biomaterials* **307**, (2024)
- [2] LAY, Ratanak, Gerrit Sjoerd DEIJS a Jenny MALMSTRÖM. The intrinsic piezoelectric properties of materials – a review with a focus on biological materials. *RSC Advances*, **11**(49), 30657-30673, (2021)
- [3] FUKADA, Eiichi a Yutaka ANDO. Piezoelectric properties of poly- β -hydroxybutyrate and copolymers of β -hydroxybutyrate and β -hydroxyvalerate. *International Journal of Biological Macromolecules*, **8**(6), 361-366, (1986)
- [4] SEDLACEK, Petr, Eva SLANINOVA, Vojtech ENEV, et al. What keeps polyhydroxyalkanoates in bacterial cells amorphous? A derivation from stress exposure experiments. *Applied Microbiology and Biotechnology*, **103**(4), 1905-1917, (2019)



Středa 18. 6. 2025

10:15

3D tištěné vzorky na bázi PLA/hydrogelu pro biomedicínské inženýrství a jejich mechanické vlastnosti

Zdeněk Petřivý^{1*}, Lukáš Horný¹, Zbyněk Sobotka¹, Hynek Chlup¹, Katarína Mendová¹,
Jakub Kronek¹, Miroslav Kohan², Tomáš Balint², Radovan Hudák², Marek Schnitzer²,
Mária Danko² a Jana Hlubeňová²

¹ Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky, Fakulta strojní ČVUT v Praze. Technická 4, 160 00 Praha – Dejvice.

² Katedra biomedicínskeho inžinierstva a merania, Strojnícka fakulta TUKE. Letná 9/B, 042 00 Košice.

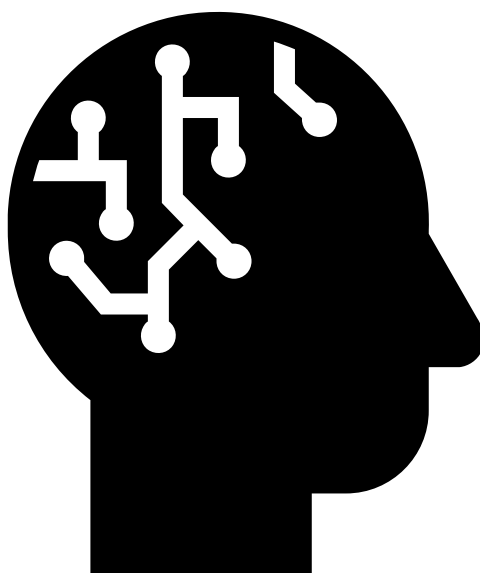
* zdenek.petrivy@cvut.cz

Materiály na bázi kyseliny polymléčné (PLA) jsou široce využívány v oblasti 3D tisku díky snadnému tavení, extruzi tryskou a také příznivé výrobní ceně. Pro své vlastnosti je PLA často zvažováno pro bioresorbovatelné aplikace individuálních náhrad v lidském těle. Nevýhodou však může být vyšší tuhost materiálu ve srovnání s přirozenou poddajností cév. Náročnější se ukázalo být nastavení parametrů 3D tisku při výrobě vzorků z hydrogelů, které jsou za hydratovaného stavu mechanicky poddajnější a mají tak potenciál lépe nahrazovat měkké tkáně. Mechanické chování obou typů vzorků bylo hodnoceno na základě tahových zkoušek s využitím konstitutivních modelů založených na kvazi-lineární teorii viskoelastivity a hyperelasticitě.

Poděkování

Výzkum byl podpořen Ministerstvem školství, mládeže a tělovýchovy ČR v rámci grantu LUASK22174: Bioresorbovatelné materiály pro aditivní výrobu cévních náhrad a jejich biomechanická charakterizace.

SEKCE D



STŘEDA 18. 6. 2025

11:30 – 12:45



Středa 18. 6. 2025

11:30

3D tisk náhrady kolenního kloubu z biomedicínské slitiny Co-Cr-Mo: Konkurence pro technologii přesného lití?

Hana Thurlová¹, Dalibor Vojtěch^{1*}

¹ Ústav kovových materiálů a korozního inženýrství, VŠCHT Praha, Technická 5, 166 28 Praha 6

* Dalibor.Vojtech@vscht.cz

Abstrakt

Náhrady kolenního kloubu se v současnosti v ČR vyrábějí nejčastěji z biomedicínské kobaltové slitiny Co-28Cr-6Mo (ASTM F75; ISO 5832-4), která má odpovídající kombinaci pevnosti, biokompatibilitu, korozní odolnosti *in vivo* a tribologických vlastností. V některých ohledech jsou dokonce tyto vlastnosti příznivější v porovnání s korozivzdornými oceli (ocel 316 L) a s titanovou slitinou Ti Grade 5 (Ti-6Al-4V). V současnosti se výroba náhrad kolenního kloubu děje technologií přesného lití s vytavitelným modelem. Technologie přesného lití má některá omezení, kdy mezi hlavní patří omezený počet dodavatelů odlitků požadované kvality, velký odpad a energetická náročnost lití, možnost výroby pouze standardizovaných tvarů a rozměrů náhrad atd. Z tohoto důvodu někteří výrobci nově plánují zavedení progresivní technologie 3D tisku – konkrétně SLM – do výroby kolenních náhrad.

V prezentovaném příspěvku budou prezentovány dosavadní výsledky studie zabývající se porovnáním vlastností slitiny Co-Cr-Mo na jedné straně vyrobené přesným litím a na druhé straně vyrobené 3D tiskem technologií SLM (PBF). Jsou porovnány strukturní vlastnosti a z nich vyplývající mechanické chování obou materiálů.

Poděkování

Autoři děkují finanční podpoře MŠMT ČR na specifický vysokoškolský výzkum v rámci projektu č. A1_FCHT_2025_011.

Středa 18. 6. 2025

11:45

Rozšířená realita v rehabilitační péči o děti s DMO

Monika Šorfová¹, Rudolf Psotta¹, Marek Bureš², Josef Kraus³ a Petr Šifta¹

¹ Vysoká škola tělesné výchovy a sportu PALESTRA, spol. s r. o., Praha.

² XR Institute s.r.o., Plzeň.

³ Klinika dětské neurologie, 2. lékařská fakulta a FN Motol, Praha.

* monika.sorfova@ftvs.cuni.cz

Úvod

Naším cílem bylo vytvořit digitální systém rehabilitace centrálních hybných poruch založené na kognitivně psychologických (top-down) přístupech s využitím technologie rozšířené reality (AR) u dětí. Zaměřili jsme se na děti s dětskou mozkovou obrnou (DMO) ve věku 6-14 let. Přestože tato porucha není léčitelná, správná rehabilitace, fyzioterapie a podpůrná péče



mohou výrazně zlepšit kvalitu života a pomoci postiženým dětem dosáhnout co největší samostatnosti. V rámci rehabilitační péče děti s DMO cvičily s využitím této technologie po dobu 4 až 6 týdnů.

Dětská mozková obrna DMO

Dětská mozková obrna (DMO) je neurologická porucha, která ovlivňuje pohybové schopnosti a koordinaci svalů. Vzniká v důsledku poškození mozku během raného vývoje, často před narozením, během porodu nebo krátce po něm. Projevuje se různými stupni motorických obtíží, svalovou ztuhlostí, nekoordinovanými pohyby či problémy s rovnováhou. Některé děti s DMO mohou mít i obtíže s řečí, sluchem či intelektem, avšak tyto projevy jsou velmi individuální. Dětská mozková obrna (DMO) se dělí na několik forem podle typu postižení nervové soustavy a pohybových funkcí, jak vidíme v tabulce 1.

Tabulka 1 Formy dětské mozkové obrny (Tóth, 2024)

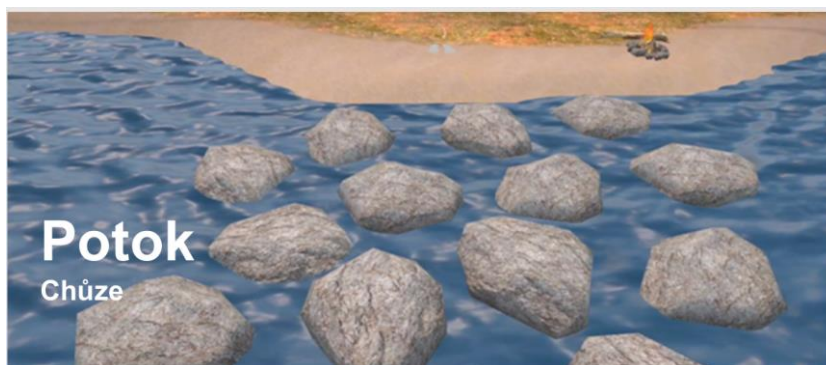
Název	Popis
Spastická forma	70-80 % postižených, charakterizuje ji trvalé svalové napětí, které omezuje, až znemožňuje pohyb
<i>Diparetická forma</i>	postižení končetin, hlavně dolní končetiny
<i>Hemiparetická forma</i>	ochrnutí postihuje jednu stranu těla
<i>Triparetická forma</i>	postihuje tři končetiny, například dvě dolní a jednu horní končetinu
<i>Kvadruparetická forma</i>	postižení svalů hlavy, trupu a končetin
Nespastická forma	10-20 % případů
<i>Dyskinetická forma</i>	svalové napětí se střídá, vznikají neovladatelné mimovolní pohyby těla, třaslavý pohyb
<i>Hypotonická forma</i>	svalové napětí je celkově snížené, a to hlavně na trupu a končetinách. Nejistá chůze, zvětšený rozsah pohybu v kloubech. Obvykle v 3. roce přechází do jiné formy.
Ataktická forma	5-10 % lidí s DMO, těžkosti s rovnováhou, koordinací pohybu, přítomný je třes těla při vědomé činnosti, poškození mozečku
Kombinované poškození	nejčastěji zkombinovaná je spastická a dyskinetická forma

Terapie 3D brýlemi

Naše snaha ovlivnit pohybové schopnosti dětí systémem s VR se zaměřuje kromě lokomočních funkcí, také na funkce posturální. Obě tyto funkce jsou si velmi blízké a jejich procvičování a stimulace nervosvalových drah a systémů, které je zajišťují je součástí celé řady úloh s využitím VR. Součástí úkolů je zaujetí požadované pozice těla v kombinaci s konáním specifikovaných pohybů. Jedna úloha např. stimuluje pokrčení dítěte do vysokého dřepu a mírné předklonění trupu tak, aby dítě „prolezlo dutým kmenem“. Úkolem cvičící osoby s využitím rozšířené reality je jindy „překročení potoka“ přeskákáním po kamenech, což

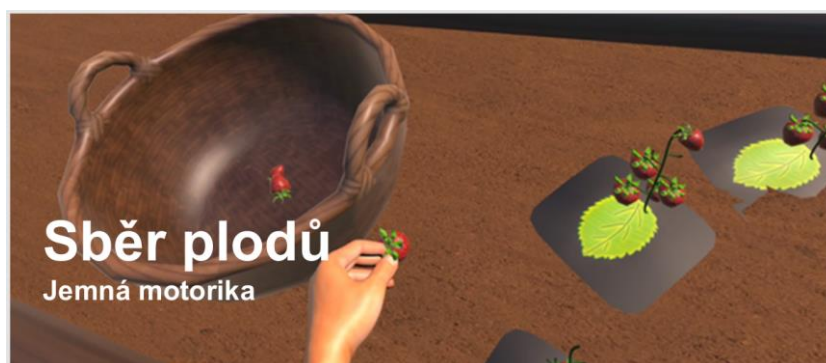


podporuje orientaci v prostoru a vynucuje kladení nohy na různě umístěná oporná místa. Další úloha řeší stimulaci chůze stranou, tj. bokem. Tím dosáhneme stimulace svalových skupin abduktorů a adduktorů kyčle, které jsou často oslabeny a takto přímo jsou v běžné lokomoci spíše využívány. Přesto jsou její neopomenutelnou dílčí součástí.



Obrázek 1 Potok – cvičení stimulující schopnosti různé délky kroku, udržení rovnováhy, aktiavci abduktorů při úkroku stranou aj.

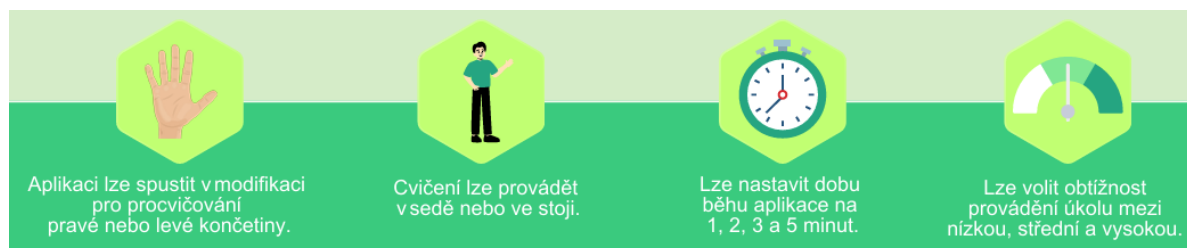
Posturální schopnosti jsou dále procvičovány i v úkolech zaměřených prioritně na horní končetiny. Jedná se tak např. o trhání plodů ze stromu (i vysoko nad hlavou), obkreslování obrazců anebo sledování pohybujících se barevných míčků – což vynucuje široký rozsah pohybu hlavy a trupu při zachování stálé stojné báze opory nohou na podložce. Je zřejmé, že procvičení hrubé motoriky horních končetin a trupu, tak způsobuje určité dynamické vychylování stojící osoby a tím napomáhá druhotně k procvičení posturálních funkcí.



Obrázek 2 Sběr plodů – cvičení stimulující např. úchop kulový a špetkový, opozici palce, pronáční a supinační pohyb předloktí. V obtížné variantě i hrubá motorika paže a trupu.

Velká skupina aplikací 3D rozšířené reality se zaměřuje také na jemnou motoriku, na formu úchopu (špetkový a dlaňový úchop) a jeho uvolnění. Součástí je i cílená manipulace drženého objektu (sázení květin do květináčů). Procvičována je také pronace a supinace předloktí, především při obracení karet v rámci hry pexeso.

Výhodou všech těchto úloh je, že dítě je vtaženo do hry nebo úkolu a pomocí vizuálního 3D prostředí je zábavnou formou stimulováno v trénování výše zmíněných pohybových funkcí a jejich přirozených kombinací. Potvrdila se výborná spolupráce i s dětmi s přidruženými psychickými poruchami (např. autismus, porucha pozornosti).



Obrázek 3 Specifikace možných modifikací provedení cvičení

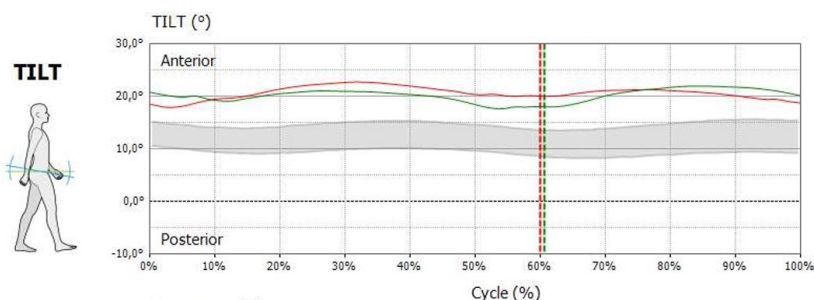
Pro terapeutu je připravena stručná informace o každém ze cvičení, které lze navíc zvolit v různém stupni obtížnosti a v různém časovém trvání (Obrázek 3). Pro každé cvičení je specifikováno zaměření na vybrané funkce a lokality těla cvičícího.

Chůze osoby s DMO

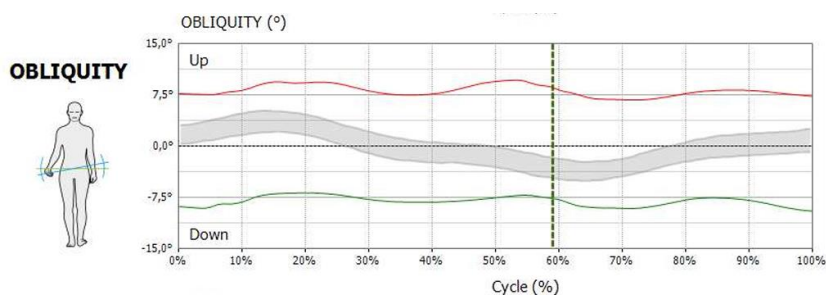
Pro posouzení schopnosti chůze využíváme inerciální senzor v rámci systému G-Walk (BTS Bioengineering). Testujeme 10m test chůze, ve kterém jsou hodnoceny parametry jako je kadence, délka kroku, doba stojné a švihové fáze kroku. Častá je přítomnost různé míry neurologických příznaků na jedné polovině těla. Parametry charakterizující symetrii kinematických veličin, včetně propulzních schopností jsou v případě této léze velmi důležité (Yazici, 2022). Podrobněji se při testování lokomoce dětí s DMO zaměřujeme na parametry popisující pozici pánve ve 3D.

Pánev a její pozice

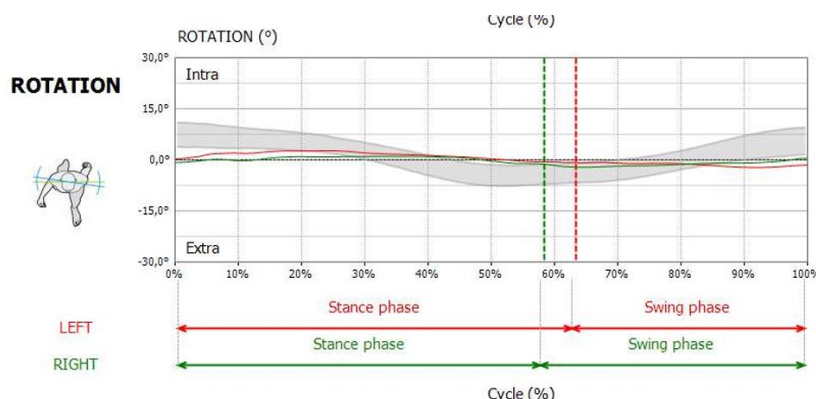
Během krokového cyklu se pozice pánve – její antero či posterovertzní postavení, šikmost ve frontální rovině a rotace pánve – mohou lišit od zdravé chůze, jak vidíme v průběhu hodnoty velikosti úhlu v průběhu stojné a švihové fáze kroku.



Obrázek 4 Pánev a její antevertze – retrovertze v rovině sagitální



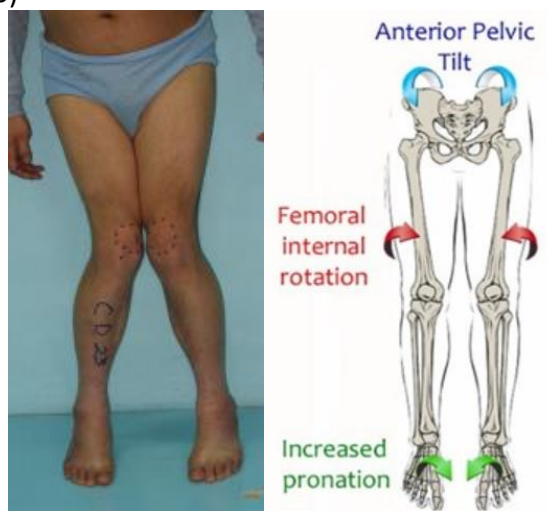
Obrázek 5 Pánev a její šikmost – tj. naklonění v rovině frontální



Obrázek 6 Pánev a její otáčení v rovině transversální

Z průběhu křivek pozorujeme, že u této osoby je pánev v pozici antevertze (Obrázek 4) a navíc šikmo tak, že je levá strana pánve výš než pravá (Obrázek 5). Pohybem dolních končetin vyvolaná rotace pánve je zde konána v menším rozsahu (Obrázek 6), než je fyziologické. Obrázky 4 až 6 byly vytvořeny softwarem G-Walk (BTS Bioengineering) pro námi naměřená data. Podobné souvislosti 3D charakteristik průběhu kinematických veličin chůze dětí s DMO popisuje (Sangeux et Armand, 2015).

Zvýšená činnost případně spasticita svalů, které vykonávají extenzi kyčle může mít za důsledek naklonění pánve dozadu tzv. retroverzi. Jsou to především svalová skupina tzv. hamstringů a m. gluteus maximus. Synergicky s nimi by působili břišní svaly (především přímý břišní sval). Naopak výskyt spasticity adduktorů kyčle a m. iliopsoas vede k addukci a vnitřní rotaci femuru. To je obvykle spojeno s antevertzí pánve, tj. nakloněním dopředu, jak vidíme na obrázku 7. (Armand 2016)



Obrázek 7 Postavení dolních končetin způsobené kontrakturami svalů při DMO – vlevo (Qin 2020), schéma vpravo (Nova Headache 2018)

Ve frontální rovině můžeme pozorovat šikmost pánve, kdy je jedna strana (např. pravá) níž než druhá. To mohou způsobit svou zvýšenou aktivitou abduktory téže strany, nebo druhostranné adduktory. Během kroku, ve fázi opory o jednu končetinu (např. pravou), dochází k udržení pozice pánve horizontálně aktivitou abduktorů stejné končetiny. Normální je pozorovat i mírné zvedání pánve na straně opačné volné končetiny. V případě jejich oslabení může opačná strana pánve klesnout, protože ji v horizontální pozici svaly neudrží. Klinicky



označované jako Trendelenburgova chůze. Nebo může dojít ke kompenzaci tím, že osoba přesune trup a horní část těla nad stojnou končetinu. Tím se naopak neoporová tedy opačná strana pánve zvedá nad horizontálu. Klinicky označované jako Duchennova chůze. (Kiernan 2018)

Závěr

Systém cvičení s využitím rozšířené reality byl vyvinut autorským týmem v rámci projektu TAČR specificky pro potřeby dětí s DMO. V současné době probíhá klinická studie, kdy je dětem v rámci lázeňského pobytu umožněno cvičit s naším digitálním systémem. Cvičení s využitím tohoto systému s rozšířenou realitou je pozitivně přijímáno jak cvičícími dětmi, tak odbornými rehabilitačními pracovníky.

Pro posouzení efektu této terapie testujeme jemnou motoriku, posturální funkce a kvalitu chůze. V tomto příspěvku jsme se více zaměřili na principy a souvislosti hodnocení chůze dětí s dětskou mozkovou obrnou.

Poděkování

Problematika je řešena v rámci projektu aplikovaného výzkumu: Digitalizace rehabilitační péče dětí s hybnými poruchami založené na rozšířené realitě, kód projektu TQ01000031, doba řešení 2023-2026, hl. řešitel prof. PaedDr. Rudolf Psotta, Ph.D., poskytovatel podpory: Technologická agentura ČR (TAČR) v rámci Programu na podporu aplikovaného výzkumu a inovací SIGMA – DC3.

Poděkování patří také Státním léčebným lázním Janské Lázně, s. p. a Lázním Teplice v Čechách, a.s.

Literatura

- [1] ARMAND, Stéphane; DECOULON, Geraldo; BONNEFOY-MAZURE, Alice. Gait analysis in children with cerebral palsy. *EFORT open reviews*, 2016, 1.12: 448-460.
- [2] BTS Bioengineering. G-WALK: Wearable inertial sensor for motion analysis [online]. BTS Bioengineering, [cit. 2025-05-24]. Dostupné z: <https://www.btsbioengineering.com/products/g-walk/>
- [3] KIERNAN, Damien, et al. Pathological movements of the pelvis and trunk during gait in children with cerebral palsy: a cross-sectional study with 3-dimensional kinematics and lower lumbar spinal loading. *Physical therapy*, 2018, 98.2: 86-94.
- [4] NOVA HEADACHE & CHIROPRACTIC CENTER. *The Link Between Posture and Hip Pain* [online]. Burke: NOVA Headache & Chiropractic Center, 2018. Dostupné z: <https://www.novaheadache.com/blog/hip-pain-chiropractor-burke>. [Cit. 24. 5. 2025].
- [5] QIN, Sihe, et al. Lower Limb Deformities in Cerebral Palsy. *Lower Limb Deformities: Deformity Correction and Function Reconstruction*, 2020, 223-261.
- [6] SANGEUX, Morgan; ARMAND, Stephane. Kinematic deviations in children with cerebral palsy. *Orthopedic management of children with cerebral palsy: a comprehensive approach*, 2015, 567.
- [7] TÓTH, Lukáš. Dětská mozková obrna: Jaké jsou její příčiny a jak se projevují její formy? [online]. MedicSpark.cz, 3. 3. 2024 [cit. 2025-05-24]. Dostupné z: <https://medicspark.cz/nemoci/detska-mozgova-obrna/>
- [8] YAZICI, Melek Volkan; ÇOBANOĞLU, Gamze; YAZICI, Gökhan. Test-retest reliability and minimal detectable change for measures of wearable gait analysis system (G-walk) in children with cerebral palsy. *Turkish journal of medical sciences*, 2022, 52.3: 658-666.

Custom Made Implants & AI

Martin Havránek^{1,2*}, Matej Daniel¹, Ivo Bukovsky¹, Jan Heřt³ a Antonín Sosna³

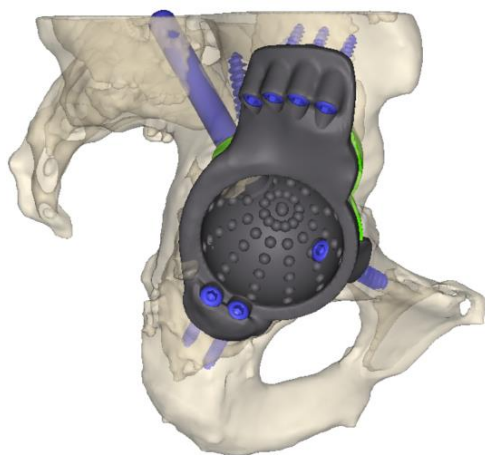
¹ Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky, Fakulta strojní ČVUT v Praze. Technická 4, 160 00 Praha – Dejvice.

² R&D Department, ProSpon spol. s r.o., Jiřího Voskovce 3206, 272 01 Kladno.

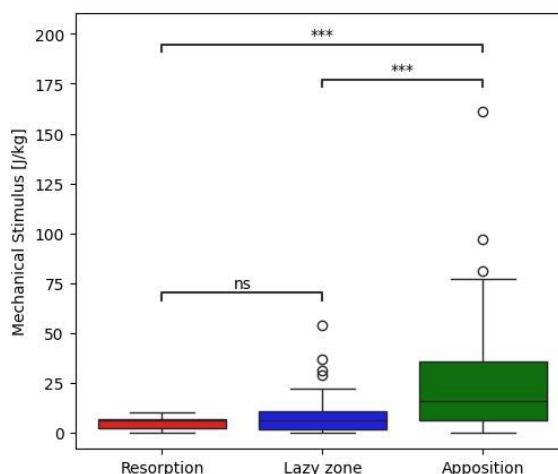
³ 1. ortopedická klinika, 1. LF UK a FN Motol. V Úvalu 84/1, Praha 5.

* martin.havranek@prospan.cz

Personalizace ortopedických a onkologických implantátů (Obrázek 1) představuje mnohdy jedinou možnost pro obnovení funkčnosti kloubů nebo záchrany končetiny. Studie se zaměřuje na kombinaci biomechanických modelů využívajících metodu konečných prvků (MKP) a různých přístupů strojového učení pro návrh a realizaci implantátů přizpůsobených na míru konkrétnímu pacientovi. Stěžním prvkem biomechanické analýzy je metoda konečných prvků, která byla použita k simulaci fyziologických podmínek zatížení a extrakci mechanického stimulu, který koreluje s remodelací kosti (Obrázek 2). Mechanický stimul slouží jako hlavní vstupní vlastnost („feature“) pro modely strojového učení založené na „High Order Neuron Unit“ a „Adaptive Linear Neuron“. Cílem je dosáhnout optimální fixace implantátu a minimalizovat pravděpodobnost jeho uvolnění pomocí tvarové optimalizace, tak aby bylo dosaženo efektivní remodelace kosti.



Obrázek 11 CM revizní acetabulární jamka



Obrázek 2 Graf znázorňující korelaci mezi naměřenými mechanickými podněty a odpovídajícími změnami kostní remodelace pozorovanými na rentgenových snímcích se statistickou analýzou.

Poděkování

Tento článek vznikl za podpory projektu BIODEGRADABLE: Platforma pro moderní implantologii – výzkum individualizovaných biodegradabilních materiálů, registrační číslo: CZ.02.01.01/00/23_020/0008512, který je spolufinancován Evropskou unií.



Středa 18. 6. 2025

12:15

Využití MKP pro studium hojení kosti

Lukáš Zach^{1*} a Matej Daniel¹

¹ Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky, Fakulta strojní ČVUT v Praze. Technická 4, 160 00 Praha – Dejvice.

* lukas.zach@fs.cvut.cz

Existuje řada matematických modelů růstu kosti využitelných při modelování zlomeniny kosti. Predikci hojení zlomeniny v prostředí metody konečných prvků (MKP) lze provést součinností několika postupů. Naším cílem je jej aplikovat na zlomeninu pažní kosti, u které probíhá hojení za pomoci kostního hřebu fixovaného několika šrouby. V prvním kroku je za potřebí definovat zatížení pažní kosti při vybraných pohybech a následně sestavit 3D model obsahující velikostně odpovídající intramedulární hřeb. V tomto geometrickém modelu lze zjednodušeně definovat zlomeninu jako příčné porušení o tloušťce 1 mm. K řešení úlohy lze s mnoha výhodami využít metodu konečných prvků (MKP) a úlohu řešit jako statickou s kontaktem mezi hřebem a kostí. Je cílem v rámci řešení porovnat výsledky ve dvou variantách – s plnou fixací a s tzv. dynamizovanou fixací hřebu, kdy postupně dochází k uvolnění fixace hřebu v kosti. Matematické modely růstu kostí lze do prostředí MKP balíku Abaqus/CAE aplikovat skrze programovací jazyk Python. Ten dovoluje opakovaně spouštět výpočetní model, automatizovat vyhodnocení výsledků (především ve zlomenině) a měnit podle toho vstupní, zde materiálové, vlastnosti zlomené části kosti. Výsledky takovýchto simulací ve formě napjatostních a deformačních map slouží jako vstupní data pro jejich další zpracování v mechanobiologickém modelu hojení zlomeniny kosti, který vychází především z Prendergastova modelu [1]. Ten vyhodnocuje tzv. index remodelace. Obdobně lze určit tzv. míru apozice zhojené kosti dle Elleucha a kol. [2]. Těmito samostatnými aplikacemi je možné předpovědět kvalitu vzniklé kosti ve zlomenině.

Poděkování

Tento výzkum byl podpořen Technologickou agenturou České republiky, projektem č. FW06010215 s názvem “Výzkum a vývoj stabilizačních kotvících systémů pro zajištěnou intramedulární osteosyntézu”.

Literatura

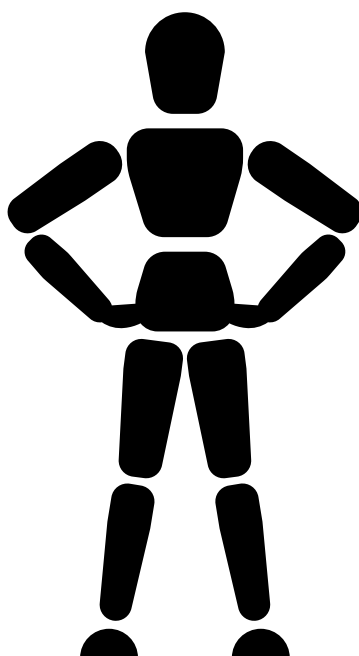
- [1] Prendergast, P. J. 2004. “Mechanobiology: Experiment and Computation.” In Top. Biomech. Eng., edited by P. J. Prendergast and P. E. McHugh, 41–57.
- [2] Elleuch, Sameh, Hanen Jrad, Mondher Wali, and Fakhreddine Dammak. 2023. “Mandibular Bone Remodeling Around Osseointegrated Functionally Graded Biomaterial Implant Using Three Dimensional Finite Element Model.” Int. J. Numer. Methods Biomed. Eng. 39 (9): e3750. <https://doi.org/10.1002/cnm.3750>.



Středa 18. 6. 2025

- | | |
|--------------|---|
| 14:00 | Workshop skupiny OP JAK – BIODEGRADABLE |
| 16:00 | Biodynamika s prof. Maršíkem |
| 18:00 | Vyhlášení cen prof. Valenty a prof. Čiháka a Ceny České společnosti pro biomechaniku |

SEKCE E



ČTVRTEK 19. 6. 2025

9:00 – 10:30

Muscle contraction as a molecular motor

František Maršík¹

¹ Ústav termomechaniky AVČR, Dolejškova 5, 18200 Praha

* marsik@it.cs.cz

Abstract

Fluctuations push the system out of equilibrium and thus extract the necessary free energy from the surroundings (mostly from temperature fluctuations). This energy can be used to create new dissipative structures or can serve as the driving force of molecular motors. The concept of a molecular motor is used to describe muscle contraction. The force (acceleration)-velocity relation from the molecular motor model based on the Menten-Michaelis enzymatic reaction, is compared with the usual Hill equation of muscle and with experiment. For the relevant part of the experimental data, the ratio of the Michaelis constant to the ATP concentration, i.e., K_M/n_{ATP} , is constant. This ratio is not constant under extreme loads, such as stretching (maximum force at zero contraction velocity), or maximum velocity at zero load. It is very interesting that the relevant experimental data correspond approximately to the 5% the maximum rate of ATP consumption. This leads to the conclusion that the muscle has a sufficiently large reserve in terms of ATP consumption under conditions corresponding to maximum performance.

Introduction

We will analyze the properties of Menten-Michaelis enzyme kinetics, [3], [4], [5]. The model serves to explain how an enzyme can cause kinetic rate enhancement of a reaction and explains how a reaction rate depends on the concentration of enzyme and substrate. The enzyme E interacts with the substrate S by binding to its active site to form the enzyme-substrate complex (or activated enzyme) ES . That reaction is followed by the decomposition of ES to regenerate the free enzyme E and the new product P , see Fig. 1.

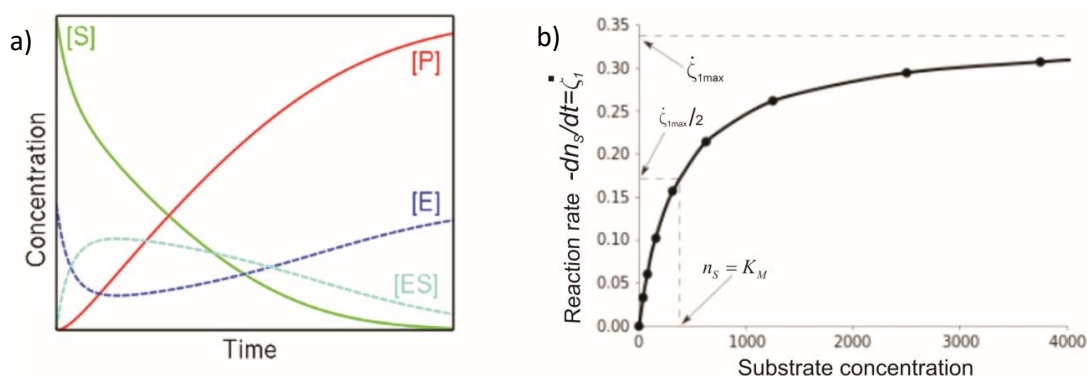
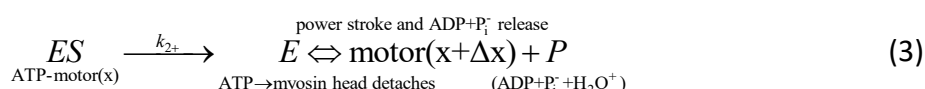


Fig. 1 a) Change in concentrations over time for enzyme E , substrate S , enzyme-substrate complex ES and product P . The concentration profile of the individual components is only qualitatively plotted. In reality, the concentration of the activated enzyme-substrate complex n_{ES} never exceeds the concentration of the enzyme n_E .

b) Value of Michaelis konstant K_M is equal to the concentration of the substrate when the rate is half of the maximum velocity $\dot{\zeta}_{1max}/2$, see Wikipedia.


$$-\frac{dn_S}{dt} = \frac{dn_P}{dt} = \frac{k_{2+}n_S n_0}{K_M + n_S}, \text{ for } n_0 = n_E + n_{ES} = \text{const}, \quad K_M = \frac{k_{1-} + k_{2+}}{k_{1+}} \quad (1)$$
$$S + \overset{\text{myosin-actin crossbridge}}{E} \rightleftharpoons \text{motor}(x) \quad \begin{array}{c} \text{K}_+ \\ \text{K}_- \end{array} \quad \overset{ES}{\text{ATP-motor}(x)} \quad (2)$$

$$ATP_{(aq)} + H_2O \rightarrow ADP_{(aq)} + P_i^- + H_3O^+$$

for $\Delta G = -30 \text{ kJ mol}^{-1}$, $\Delta H = -20 \text{ kJ mol}^{-1}$, $\Delta S = -34 \text{ J mol}^{-1} \text{ K}^{-1}$ (4)

A muscle can perform both expansion work (contraction) $W_{\text{exp}} = p\Delta V$ and non-expansion work (stretching) $W_{\text{non exp}} = -V\Delta p$. These two points correspond to two different formulations of the energy balance. Energy balance for expansion work is

$$\Delta Q_{\text{exp}} = T \Delta S_{\text{exp}} = \underbrace{\Delta U}_{=0} + \underbrace{\Delta W_{\text{exp}}}_{=0} = \underbrace{\Delta U}_{=0} - \underbrace{\Delta F}_{=0} - \underbrace{S \Delta T}_{=0} \quad (5)$$

$$\begin{aligned}\Delta Q_{\text{non exp}} &= T \Delta S_{\text{non exp}} = \Delta H + \Delta W_{\text{non exp}} = \Delta H - \Delta G - S \Delta T \\ &= \underbrace{\Delta U + \Delta W_{\text{exp}}}_{=0} + \Delta W_{\text{non exp}} - \Delta G - S \Delta T\end{aligned}\quad (6)$$

62



Force – velocity relation

We can also describe the molecular motor (2), (3) quantitatively, using the energy balance equation (4). We start from the equation (1), which will provide us with the energy balance of the contraction from the amount of the substrate ATP consumed. We assume that depending on the type of contraction, the amount of energy consumed is ΔQ_{exp} or $\Delta Q_{\text{non exp}}$, see (5) and (6).

$$\frac{\Delta Q_{\text{exp}} \rho}{\Delta Q_{\text{exp}} \rho \xi_{1 \text{ max}}} \frac{dn_{ATP}}{dt} = \frac{av}{a_{\text{max}} v_{\text{max}}} = \frac{n_{ATP}}{K(a, v) + n_{ATP}}, \quad (7)$$

for contraction where $-\Delta Q_{\text{exp}} \frac{dn_{ATP}}{dt} = \dot{w}_{\text{exp}} = av \left[\frac{\text{m}^2}{\text{s}^2} \right]$

Here we have designated the sarcomere expansion power (per unit mass) as $\dot{w}_{\text{exp}}$ and the force per unit mass-acceleration as a . The contraction velocity is v . For non-expansion work $\Delta G_{\text{non exp}}$ we derive the same relationship as (7). The only difference is that the mechanical work av is replaced by the generation of internal stress $\dot{p} / \rho_{\text{sar}}$ [$\text{W/kg} = \text{m}^2/\text{s}^2$] and any chemical changes. ρ_{sar} is the density of the sarcomere (muscle) and is approximately $1.1\text{-}1.4 \text{ g/cm}^3$.

Using Avogadro's number N_A we can determine the power of one or N_{ATP} molecules simultaneously occurring processes. The power of a certain number of N_{ATP} cross-bridges for a certain time interval Δt is obtained by applying the relation (7)

$$-\frac{\Delta Q_{\text{exp}} M_{ATP}}{\rho_{ATP} N_A} \frac{N_{ATP}}{\Delta t} = \frac{10.3 \cdot 10^3 \cdot 507.2}{1.04 \cdot 10^3 \cdot 6.022 \cdot 10^{23}} \frac{N_{ATP}}{\Delta t} = 0.851 \cdot 10^{-20} \frac{N_{ATP}}{\Delta t} \quad (8)$$

$$= \dot{w}_{ATP} = f_{ATP} v_{ATP} \quad [\text{W}] \quad \text{for } N_{ATP} \text{ molecules consumed}$$

The rate $N_{ATP} / \Delta t$ of ATP consumption determines mechanical performance and thus the generated force f_{ATP} and speed of contraction v_{ATP} . An analogue of the Hill equation of muscle is the following alternative form

$$\frac{a}{a_{\text{max}}} = \frac{n_{ATP}}{v / v_{\text{max}} (K(a, v) + n_{ATP})}, \quad (9)$$

$$\frac{a}{a_{\text{max}}} \rightarrow 0 \quad \text{for} \quad \frac{v}{v_{\text{max}}} \rightarrow 1 \quad \text{when} \quad \frac{K(a, v)}{n_{ATP}} \gg 1,$$

$$\text{and} \quad \frac{a}{a_{\text{max}}} \rightarrow 1 \quad \text{for} \quad 0 < \frac{v}{v_{\text{max}}} \approx \frac{n_{ATP}}{K(a, v)} \ll 1,$$

The Michaelis constant generally depends on both the contraction speed and the force, i.e. $K(a, v)$. Both extreme points (isometric contraction and maximum contraction velocity) occur under the condition $K(a, v) / n_{ATP} \gg 1$, therefore far from the condition of maximum reaction rate, see Fig. 1b) and maximum power, see Fig. 2.

The force (acceleration)-velocity relation from the molecular motor model (7) is compared with the usual Hill equation of muscle and with experiment [1], [2]. For the relevant part of the experimental data, the ratio $K(a, v) / n_{ATP}$ is constant, see Fig. 2. This ratio is not constant

under extreme loads, such as stretching (maximum force at zero contraction velocity), or maximum velocity at zero load. In these extreme cases, the Michaelis constant (1) is much larger than the *ATP* concentration. This can be explained by the strong decrease in the rate constant k_{1+} and therefore the increase in the concentration of the activated complex *ES* ($ATP \rightleftharpoons motor(x)$), see (2). The consequence is also a decrease in the number of myosin-actin cross-bridges.

It is very interesting that the relevant experimental data correspond approximately to the 5% the maximum rate of *ATP* consumption, see Fig. 1b). This leads to the conclusion that the muscle has a sufficiently large reserve in terms of *ATP* consumption under conditions corresponding to maximum performance.

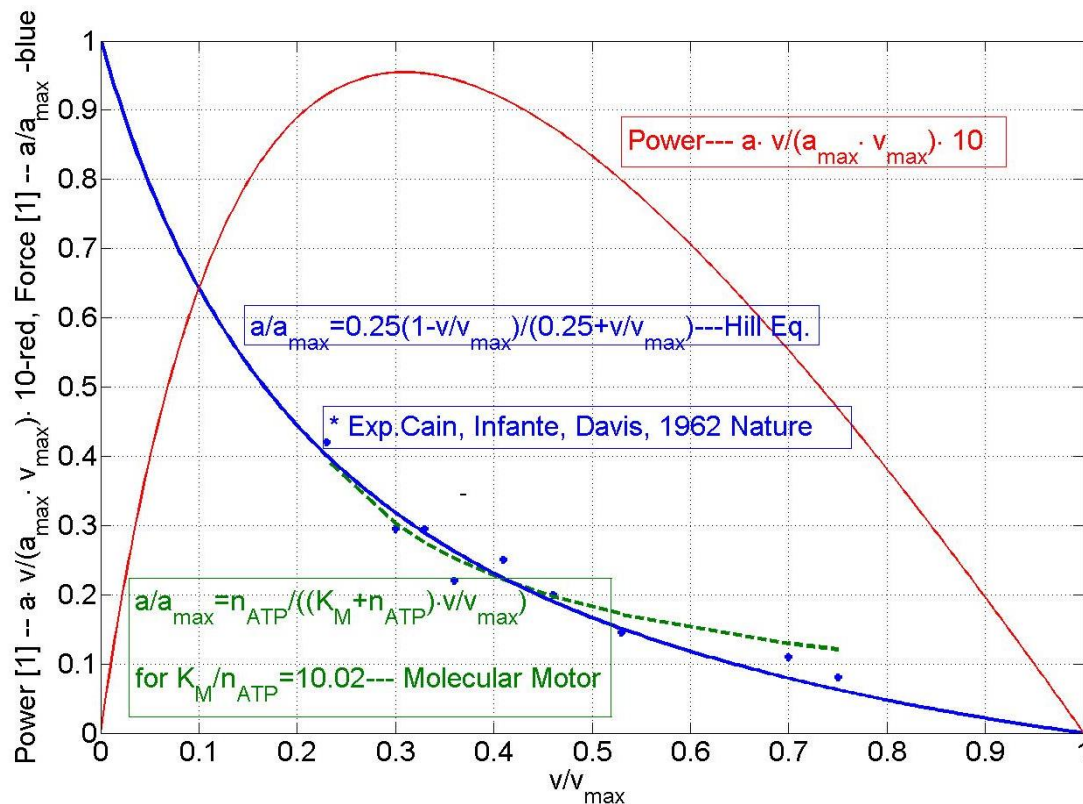


Fig. 2 Comparison of the classical Hill equation of muscle fitted to relevant experiments with the acceleration-velocity relation derived from a model of contraction acting as a molecular motor (2) and (3). The concentration of *ATP* is approximately equal to one tenth of the Michaelis constant. This corresponds to approximately the reaction rate $\dot{\xi}_{1max} / 20$. So the muscle works only at 5% of the maximum consumption of *ATP*, see the relation (7) and Fig.1b).



Conclusion

The concept of a molecular motor (2) and (3) allows us to describe the contraction of a single muscle fiber-element actin-myosin. Skeletal muscle has a complex structure: Muscle fibers (cells) are the basic unit of muscle. They are long, cylindrical, tubular cells with tapering conical ends, unbranching, and not perfectly round in cross section. The number of fibers varies from 50 to 300 in each fasciculus (bundle). Each muscle is actually made up of 10 to 150 bundles of muscle fibers. A membrane (sarcolemma) surrounds the bundle of fibers, which also contains mitochondria – the muscle's energy factories. The muscle is permeated by nerves and blood vessels. A muscle typically has several hundred thousand parallel fibers in its center (the muscle belly) and tapers toward its ends (the origin and insertion). Due to the large number of muscle fibers in a sarcomere, its force effects and contraction speed are significantly different from the effect of a single actin-myosin cross-bridge. Experimentally determined values for one cross-bridge are in the range of 1 to 6 pN for force and 400 to 800 nm/s for maximum contraction speeds.

Comparing this data with the relationship (8) for the mechanical power of cross-bridges indicates the possible number of *ATP* molecules and the rate of their interaction. The corresponding value of the quantity $N_{ATP} / \Delta t$ is about 140. It is difficult to experimentally determine the force effects of a single cross-bridge connection.

For an accurate description of muscle function, a phenomenological description is important. When the entire muscle is loaded, the individual muscle fibers cooperate with each other, which is difficult to detect from a microscopic point of view. The properties of the muscle as a whole must therefore be described phenomenologically, i.e., in a state where all myofibrils cooperate. The force-velocity relationship, which is easily measurable, serves this purpose well, see the relation (9) and Fig. 2.

This diversity is confirmed by force experiments. For example, a typical vertebrate muscle produces, during an isometric contraction and at optimal length, approximately 25–33 N of force per square centimeter of muscle cross-sectional area. Some invertebrate muscles, such as the crab claws, produce greater force. This is because the sarcomere is much longer and thus has more sites for actin and myosin binding, and thus greater force generation per square centimeter, but at the cost of much lower velocity.

Acknowledgements

I would like to thank prof. Matej Daniel, PhD from the Department of Mechanics, Biomechanics and Mechatronics (Dejvice), Faculty of Mechanical Engineering, Czech Technical University in Prague, for his support. Thanks to him, I was able to prepare this contribution and participate in the Human Biomechanics 2025 conference.

Literatura

- [1] Chen J., Zhang X, Lin S., Wang H. and Gu L.: Multiscale Modeling of Skeletal Muscle Active Contraction in Relation to Mechanochemical Coupling of Molecular Motors, *Micromachines*, 6, 902-914, (2015); doi:10.3390/mi6070902
- [2] Maršík, F., Meisnar J.: The Balance of Entropy Underlying Muscle Performance. *J. Non-Equilib. Thermodyn.* Vol. 19, 197-216, (1994)
- [3] Maršík, F., Dvořák: *Biothermodynamics*. Praha, Academia, (in Czech, *Biothermodynamika*) (1998)

- [4] Michaelis L., Menten M.L.: Die Kinetik der Invertinwirkung. Biochemische Zeitsch. 49, 333-369, (1913)
- [5] Lebon, G., Jou, D., Casas-Vazquez, J.,: Understanding Non-equilibrium Thermodynamics, Berlin, Springer (2008)
- [6] Vogel Pia D.: Natures design of nanomotors. (Review article), European Journal of Pharmaceutics and Biopharmaceutics 60, 267277, (2005)

Čtvrtek 19. 6. 2025

9:45

Vliv Skapulohumerálního Rytmu na Stabilitu Ramenního Kloubu

Matej Daniel^{1*}, Jan Votava¹, Júlia Bodnárová¹, Adam Kratochvíl¹, Zbyněk Šika¹,
David Pokorný² and Petr Fulín²

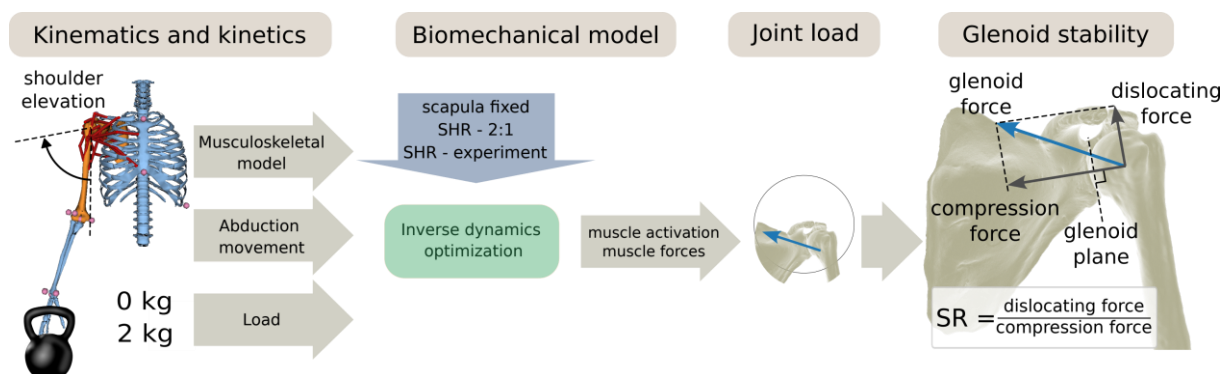
¹ Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky, Fakulta strojní ČVUT v Praze. Technická 4, 160 00 Praha – Dejvice.

² 1. lékařská fakulta a FN Motol, Univerzita Karlova, V Úvalu 84, 150 06, Praha.

* matej.daniel@fs.cvut.cz

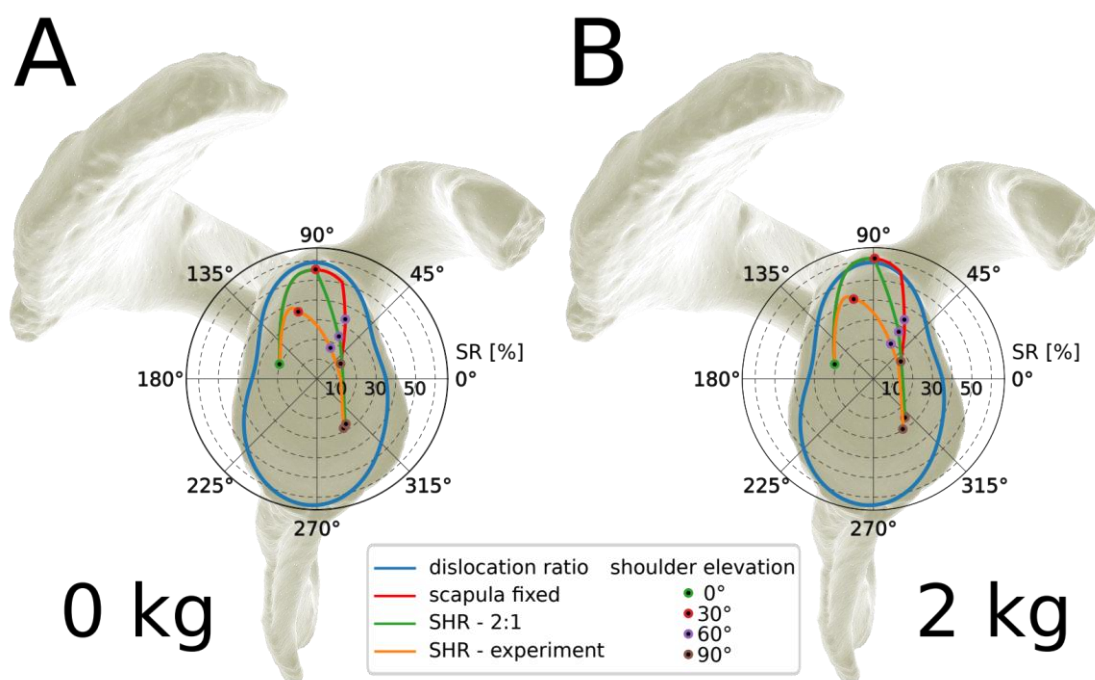
Ramenní kloub je pro svůj rozsáhlý pohyb náchylný k nestabilitě, přičemž nestabilita ramene představuje významnou část zranění u sportovců. Pro pochopení a léčbu je klíčové prozkoumat základní příčiny. Stabilita ramene je udržována dynamickými svalovými silami a orientací hlavice humeru a lopatky, což je řízeno skapulohumerálním rytmem (SHR).

Naše studie si kládla za cíl numericky odhadnout, jak SHR ovlivňuje stabilitu ramenního kloubu pomocí muskuloskeletálního modelu v prostředí OpenSim. Model s 10 stupni volnosti a 26 svalově-šlachovými jednotkami simuloval abdukci paže od 0 do 90 stupňů. Byly analyzovány tři kinematické modely SHR: zafixovaná lopatka, klasický SHR 2:1 a experimentálně určený SHR (dle Wu et al., 2016). Kinetická data byla získána optimalizací svalových sil a odhadem kloubních sil. Glenohumerální stabilita byla kvantifikována poměrem dislokační a kompresní síly působící na glenoid (poměr stability SR). Verifikace modelu proběhla porovnáním svalových aktivací s EMG daty a kloubních sil s experimentálně měřenými zatíženími z databáze Orthoload.



Obr. 1 Schéma metodiky využitě pro určení stability ramenního kloubu.

Hlavní výsledky ukázaly, že předpovězené glenohumerální kontaktní síly se shodují s experimentálními měřeními, a to bez ohledu na model SHR. Zatížení kloubu se mezi scénáři SHR a zafixované lopatky lišilo minim. Analýza poměru stability prokázala, že absence SHR, tedy zafixovaná lopatka, výrazně zvyšuje riziko kloubní nestability, zejména při zatížení (2 kg závaží). Bez pohybu lopatky se kloubní síla přesouvá dominantně k hornímu segmentu glenoidu, což vede k jeho přetížení. Experimentálně určený SHR, který zahrnuje i časný pohyb lopatky, zvyšuje stabilitu kloubu.



Obr. 2 Index stability ramenního kloubu při volné abdukci a abdukci s tíhou 2 kg.

Naše zjištění naznačují, že i jemný skapulární pohyb v časně fázi elevace paže (pod 30 stupňů) je pro stabilitu ramene zásadní, i když je v literatuře často opomíjen. Absence časného polohování lopatky může vést k superiorní migraci hlavice humeru a přispívat k rozvoji artrózy, lézí glenoidu a degenerativních ruptur rotátorové manžety. Tyto poznatky mají důležité implikace pro pochopení ramenních patologií souvisejících s nestabilitou, jako je impingement syndrom, a pro rozvoj rehabilitačních strategií zaměřených na zlepšení skapulární kinematiky.

Poděkování

Tato práce byla podpořena grantem AZV č. NU21-06-00084 GAČR č. GA23-06920S.

Literatura

- [1] Wu, W., Lee, P.V.S., Bryant, A.L., Galea, M., Ackland, D.C., 2016. Subject-specific musculoskeletal modeling in the evaluation of shoulder muscle and joint function. *Journal of Biomechanics* 49, 3626–3634. doi:10.1016/j.jbiomech.2016.09.025.
- [2] Westerhoff, P., Graichen, F., Bender, A., Halder, A., Beier, A., Rohlmann, A., Bergmann, G., 2012. In Vivo measurement of shoulder joint loads during walking with crutches. *Clinical Biomechanics* 27, 711–718. doi:10.1016/j.clinbiomech.2012.03.004.



- [3] Ladd, L.M., Crews, M., Maertz, N.A., 2021. Glenohumeral Joint Instability: A Review of Anatomy, Clinical Presentation, and Imaging. *Clinics in Sports Medicine* 40, 585–599. doi:10.1016/j.csm.2021.05.001.
- [4] Lippitt, S.B., Vanderhooft, J.E., Harris, S.L., Sidles, J.A., Harryman, D.T., Matsen, F.A., 1993. Glenohumeral stability from concavity-compression: A quantitative analysis. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* 2, 27–35. doi:10.1016/S1058-2746(09)80134-1.
- [5] Matsen, F.A., 1994. *Practical Evaluation and Management of the Shoulder*. Saunders, Philadelphia.

Čtvrtek 19. 6. 2025

10:00

Use of trajectory optimization for a motion analysis of musculoskeletal systems

Ondřej Zoufalý^{1*}, Matej Daniel¹

¹ Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky, Fakulta strojní ČVUT v Praze. Technická 4, 160 00 Praha – Dejvice.

* ondrej.zoufaly@fs.cvut.cz

Introduction

Static optimization is a method for muscle forces estimation based on inverse kinematics and dynamics. Static optimization is difficult to use in the musculoskeletal systems with contact forces as the experimental data usually include some tracking errors, leading to infeasible positions for static optimization. Moreover, sometimes the task is not to estimate muscle forces but to predict a particular motion. For nonlinear systems, which most of the musculoskeletal models are, the direct collocation (DC) method is one of the viable approaches for optimal trajectory estimation. DC is a nonlinear programming problem with the discretized dynamical system over a time interval and parameterized states and controls in each step, minimizing the objective function. This approach was successfully used in a gait prediction [1] or cycling techniques and strategies [2].

Upper extremity analysis

In this work we dealt with the use of direct collocation method for muscle force estimation of the shoulder complex. The dynamic system was discretized to 100 nodes; the task was to follow an experimental trajectory while minimizing muscle activations

$$\min \int_{t_0}^{t_f} (w_1 \sum_{n=1}^{N_{mus}} a(t)_n^2 + w_2 \sum_{m=1}^{N_{coords}} (q(t)^m - q_e^m)^2) dt$$

where $a(t)_n$ is the muscle activation of n -th muscle, $q(t)^m$ and q_e^m are the m -th calculated and experimentally measured coordinates, respectively, and w_1 and w_2 are the optimization weights.

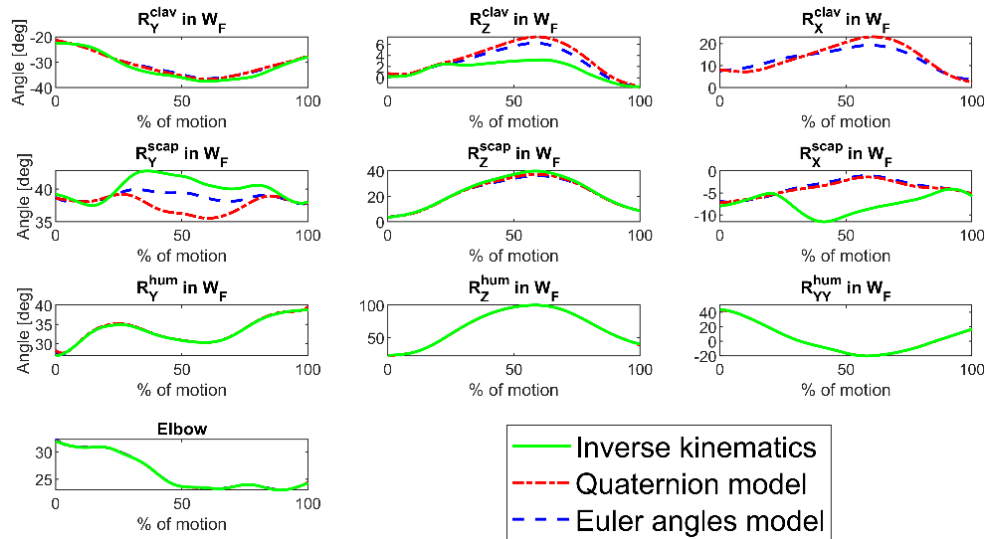


Fig 1. The resulting trajectories for sternoclavicular, acromioclavicular, glenohumeral and elbow joints, respectively. Note that the feasible trajectory for the models are not exactly the experimental data trajectories due to the scapula-thorax contact forces and experiment errors.

Fig. 1 shows the experimental data and the calculated trajectories for humeral elevation in scapular plane. Fig. 2 shows the resulting muscle activations of muscle elements that were measured using the EMG.

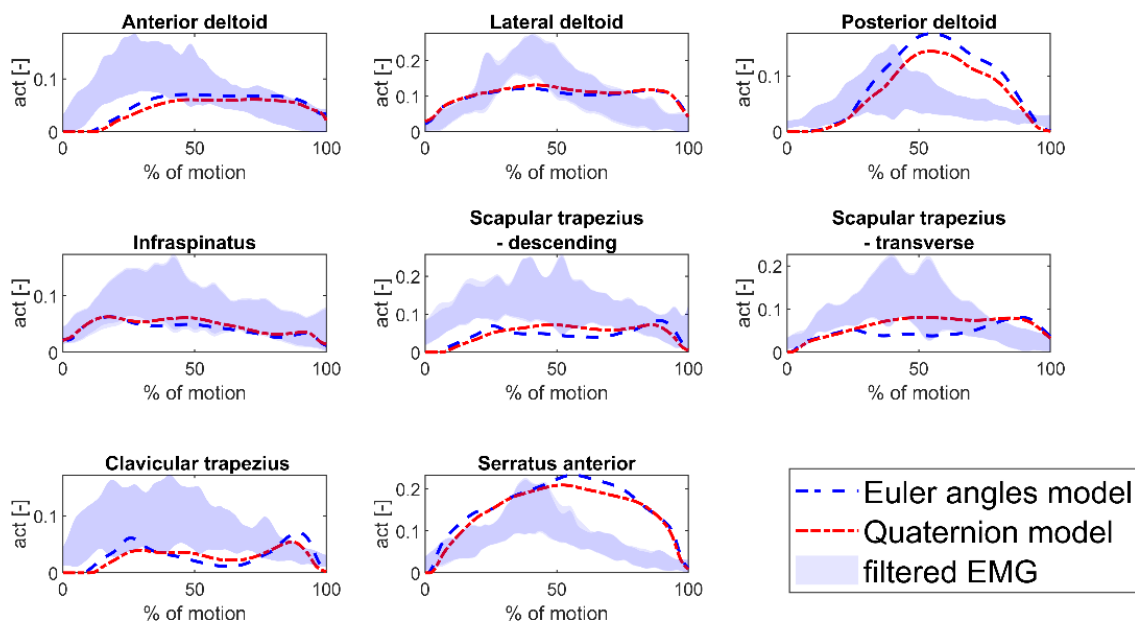


Fig 2. The resulting activations compared to the experimental EMG data.

Conclusion

In this work we showed that optimal trajectory approach can be used to calculate the muscle forces estimation of the upper extremity. The aim of the future work will be the predictions of changes of scapular motion during pathological conditions.

Acknowledgment

This research work was supported by the SGS25/124/OHK2/3T/12.



References

- [1] De Groote, F., Kinney, A.L., Rao, A.V. et al. Evaluation of Direct Collocation Optimal Control Problem Formulations for Solving the Muscle Redundancy Problem. *Ann Biomed Eng* 44, 2922–2936 (2016). <https://doi.org/10.1007/s10439-016-1591-9>
- [2] Jansen, C., McPhee, J. Predictive dynamic simulation of Olympic track cycling standing start using direct collocation optimal control. *Multibody Syst Dyn* 49, 53–70 (2020). <https://doi.org/10.1007/s11044-020-09723-3>

Čtvrtek 19. 6. 2025

10:15

Planar Upper Limb Muscle Model for Exoskeleton Cooperation

Jakub Švadlena^{1*}, Jan Krivošej¹, Júlia Bodnárová¹, Matej Daniel¹ a Zbyněk Šíka¹

¹ Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky, Fakulta strojní ČVUT v Praze. Technická 4, 160 00 Praha – Dejvice.

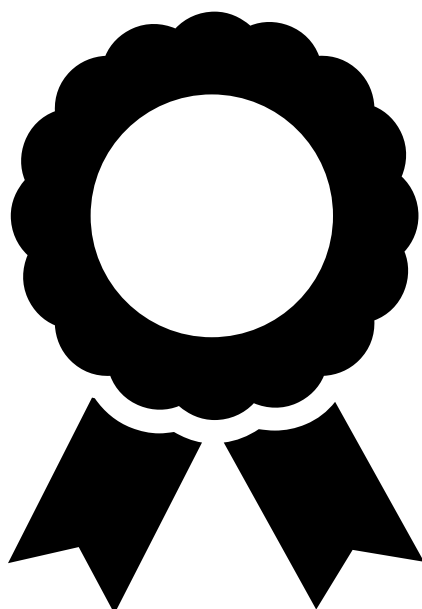
* jakub.svadlena@fs.cvut.cz

Tento výzkum se zabývá modelováním a řízením exoskeletu horní končetiny pro rehabilitační účely, se zaměřením na jeho interakci s horní končetinou člověka. Pro ověření konceptu je využit zjednodušený rovinný dynamický model horní končetiny, ve kterém je použito osm svalů významně se podílejících na pohybu horní končetiny v sagitální rovině. Každý sval je modelován jako Thelenův svalový model s tuhou šlachou. Parametry svalů pro rovinný model jsou získány projekční metodou, převádějící původní parametry svalů do roviny. Řízení polohy horní končetiny je dosaženo metodou dopočtených momentů (computed torques) spolu s optimalizací pro vyřešení svalové redundance. Exoskelet je modelován jako dvojité kyvadlo s aktuátory umístěnými v kloubech a je rovněž řízen metodou computed torques. Pro propojený systém horní končetiny a exoskeletu jsou navrženy trajektorie opakujících se pohybů, imitující přirozené pohyby horní končetiny, a jsou určeny pro rehabilitační účely. Efektivita tohoto konceptu je analyzována pomocí simulací prováděných se zdravou a zraněnou horní končetinou.

Acknowledgment

The presented research was supported by the Czech Science Foundation under the project 23-06920S Functionally biomimetic exoskeleton of human upper limb for selective muscle augmentation. The first author was supported by the project SGS25/125/OHK2/3T/12 Mechatronics and adaptronics 2025 of the Czech Technical University in Prague.

SEKCE F



ČTVRTEK 19. 6. 2025

11:15 – 12:30

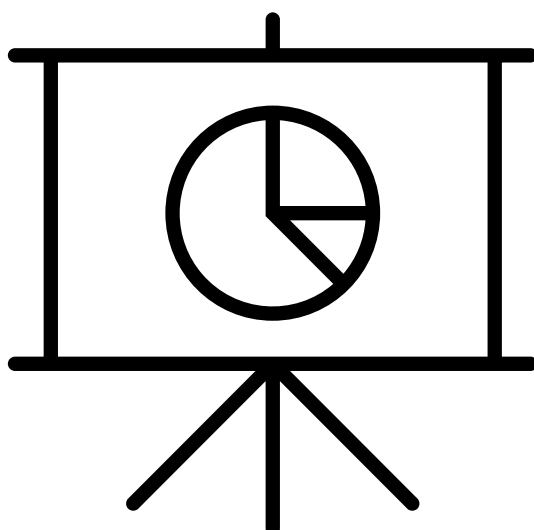


Čtvrtek 19. 6. 2025

11:15–12:30

Přednášky vítězců Ceny prof. Valenty a prof. Čiháka za nejlepší disertační práci a Ceny za nejlepší diplomovou práci v oboru biomechaniky.

POSTEROVÁ SEKCE



ÚTERÝ 17. 6. 2025

17:00 – 18:00

Úterý 17. 6. 2025

17:00–18:00

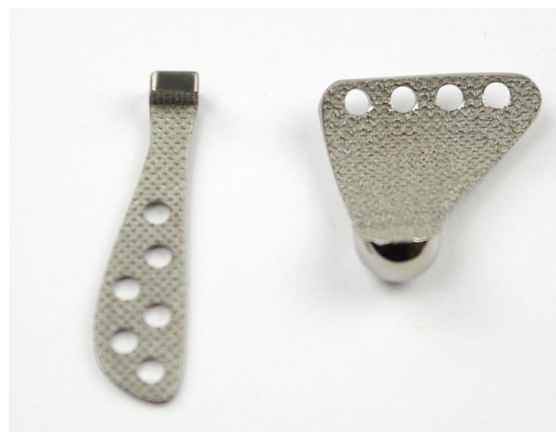
Možnosti materiálového testování v COMTES FHT

Jakub Fousek^{1*}, Matouš Uhlík¹¹ Mechanická zkušebna, COMTES FHT. Průmyslová 995, 334 41, Dobřany* jakub.fousek@comtesfht.cz

Abstrakt

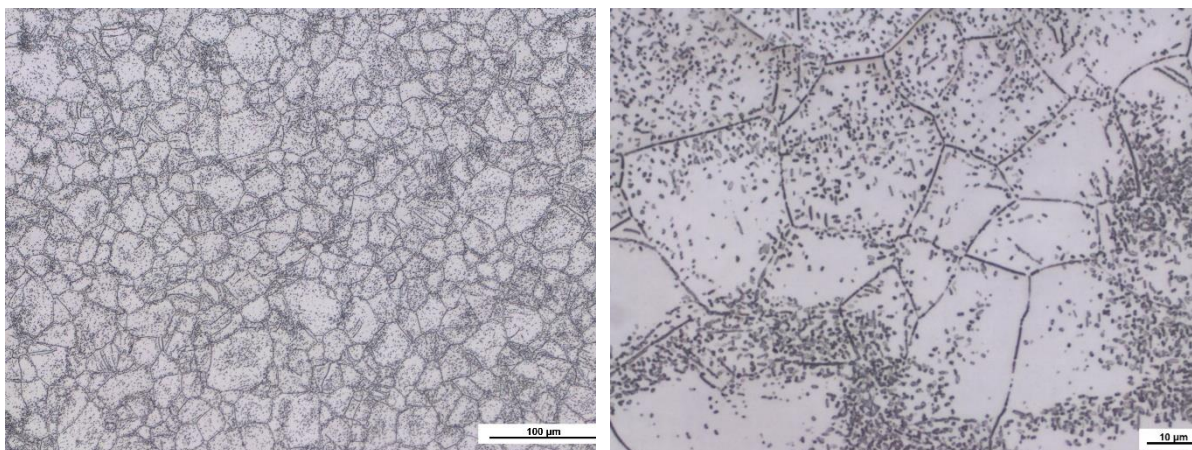
Společnost COMTES FHT je výzkumnou organizací zajišťující výzkum a vývoj především v oblasti kovových materiálů. Výzkumné aktivity organizace zahrnují oddělení tváření, tepelného zpracování, metalurgie, konstrukce, počítačového modelování, aditivní výroby, metalografie a mechanického testování. Výzkum na jednotlivých odděleních probíhá v úzké spolupráci s mnoha komerčními a projektovými partnery, jako jsou například ČVUT, Doosan, Apple a mnoho dalších. Tento příspěvek je věnován oddělení mechanického testování COMTES FHT a jeho spojení s projekty a výzkumem týkající se biomechaniky.

V příspěvku je uvedeno několik příkladů testování mechanických vlastností v kontextu biomechaniky. Prvním příkladem je únavové testování implantátu temporomandibulárního kloubu, který byl definován způsobem namáhám cyklickým zatěžováním za účelem zjištění, zda implantát viz Obrázek dosahuje dostatečné únavové životnosti.



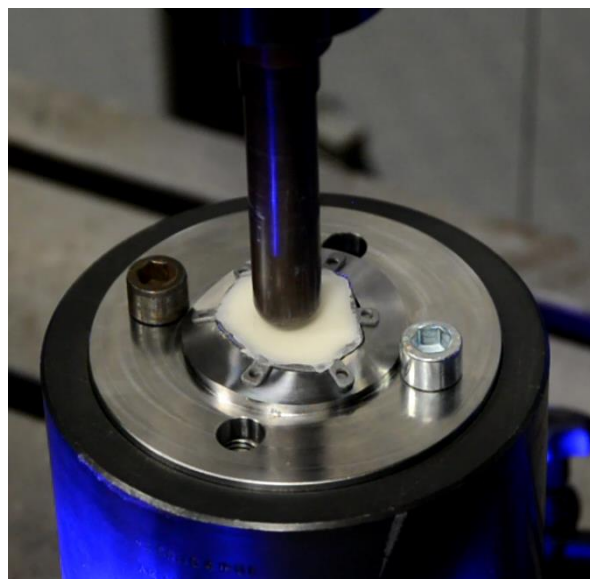
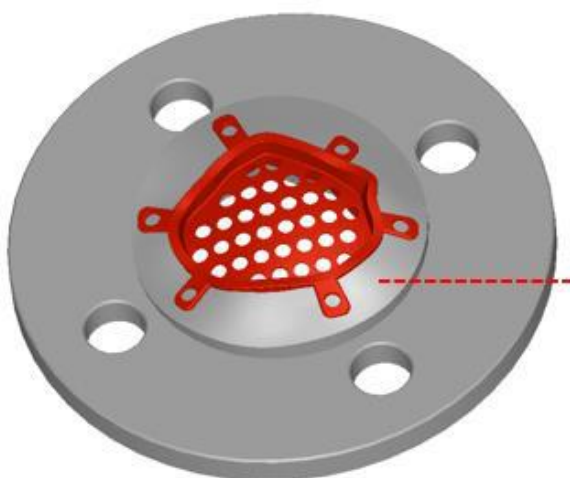
Obrázek 1 Model a funkční vzorek implantátu temporomandibulárního kloubu

Dalším příkladem je vývoj ověřené technologie výroby materiálu Ti-12Mo-6Zr-2Fe pro použití v biomechanice při výrobě implantátů. V průběhu řešení tohoto projektu byla použita technologie rotačního rychlokování v kombinaci s rozpouštěcím žiháním pro dosažení optimálních mechanických vlastností materiálu pro biomechanické účely. Výsledná optimalizovaná mikrostruktura je viditelná na Obrázek . Pro charakterizaci mechanických vlastností byla mimo jiné také použita metodika miniaturizovaných tahových testů, která dovoluje testování velice malých objemů materiálu a umožňuje např. posouzení homogenity i na polotovarech menších rozměrů.



Obrázek 2 Optimalizovaná mikrostruktura materiálu Ti-12Mo-6Zr-2Fe po rotačním rychlokování a rozpouštěcím žihání

Jedním z příkladů mechanického testování v COMTES FHT je také kvazi-statické a dynamické testování implantátu pro kranioplastiku. Cílem mechanického testování kranioplastického implantátu bylo určení kritických míst, ve kterých dochází k prvnímu porušení. Dalším výstupem testování je také informace o množství absorbované energie do porušení implantátu. Pro testování byl vyroben přípravek, jako přesný negativ implantátu, který je možné vidět na Obrázek . Díky komplexnímu tvaru bylo možné simulovat testovací prostředí co nejdělejší budoucímu uplatnění implantátu.



Obrázek 3 Testovací přípravek (vlevo) a setup pro dynamické testování kraniálního implantátu (vpravo)



Úterý 17. 6. 2025

17:00–18:00

Určení mechanických vlastností kostního svalku pro návrh zatěžování rostoucího hřebu

Tomáš Goldmann^{1*}, Adam Kratochvíl¹, Lukáš Zach¹

¹ Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky, Fakulta strojní ČVUT v Praze. Technická 4, 160 00 Praha – Dejvice.

* tomas.goldmann@fs.cvut.cz

Cílem tohoto projektu je návrh zatěžování rostoucího hřebu pro léčbu zlomenin dlouhých kostí. Zásadní je pro tento návrh určení biomechanických vlastností kostního svalku, a to v různých fázích hojení. Každá z těchto fází zahrnuje tvorbu jiného typu tkáně. V počáteční fázi má zánětlivá reakce za následek vznik hematomu a granulační tkáně. Druhá fáze je charakterizována tvorbou měkkého kalusu sestávajícího z chrupavčité nebo chondroidní tkáně, zatímco třetí fáze zahrnuje osifikaci měkkého kostního svalku a jeho tuhnutí až do vzniku kostní tkáně. Nakonec se kostní svalok dostává do fáze remodelace, během které je kost postupně tuhná a je nahrazována lamelární kostní tkání. I když tyto čtyři fáze jsou dočasné, tak zjištění těchto tuhostních parametrů je zásadní pro návrh zatěžování rostoucího hřebu. Základní materiálové parametry pro jednotlivé fáze jsou shrnuty v Tabulce 1. Je zřejmé, že tyto parametry pro různé fáze hojení je vhodné predikovat matematickým MKP modelováním [1,2], které je podpořeno experimentálními daty, např. [3]. Možné je i využití speciálně navrženého měřicího zařízení, které je založeno na distrakčním aparátu a vede k vytvoření analytického matematického modelu pro popis tuhosti kostního svalku.

Tabulka 1 Srovnání základních mechanických vlastností kostního svalku [1-4] pro různé fáze hojení

Fáze hojení	Youngův modul [MPa]	Mez pevnosti v tahu [MPa]	Mez pevnosti v tlaku [MPa]
1. fáze – hematoma	0,05–0,19	–	–
2. fáze – chrupavčitá tkáň	20–30,6	5,9–25,1	8,9–36,6
3. fáze – kostní tkáň 25-50%	700–3060	40,4–141	58,3–198
4. fáze – kostní tkáň 60-100%	2000–20000	135–150	153–215

Poděkování

Tento výzkum je podpořen projektem TAČR FW12010005 Výzkum a vývoj nových konstrukčních principů neinvazivně řízeného růstového segmentu pro aplikace v onkologii, traumatologii a ortopedii.



Literatura

- [1] GARDNER, Trevor Noel and Sanjay MISHRA. The biomechanical environment of a bone fracture and its influence upon the morphology of healing. *Medical Engineering & Physics*. 2003, vol. 25. 455-464.
- [2] WEHNER, Tim et.al. Prediction of the Time Course of Callus Stiffness as a Function of Mechanical Parameters in Experimental Rat Fracture Healing Studies - A Numerical Study. *PLoS ONE*, 2014, vol. 9(12): e115695. doi:10.1371/journal.pone.0115695
- [3] LEONG, P.L. and E.F. MORGAN Measurement of fracture callus material properties via nanoindentation. *Acta Biomater*. 2008, vol. 4(5): 1569–1575. doi: 10.1016 /j.actbio. 2008.02.030
- [4] MORA-MACIAS et al. Distraction osteogenesis device to estimate the axial stiffness of the callus in Vivo. 2015, vol. 37 969-978

Úterý 17. 6. 2025

17:00–18:00

Mechanická odezva extrudovaného kolagenu izolovaného z rybí kůže

Josef Kolář^{1*}, Hynek Chlup¹, Tomáš Suchý² a Tomáš Grus³

¹ Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky, Fakulta strojní ČVUT v Praze. Technická 4, 160 00 Praha – Dejvice.

² Ústav struktury a mechaniky hornin Akademie věd České republiky, V Holešovičkách 94/41, Praha 8, Česká republika.

³ Všeobecná fakultní nemocnice v Praze, U Nemocnice 499/2, 128 08 Praha.

* J.Kolar@fs.cvut.cz

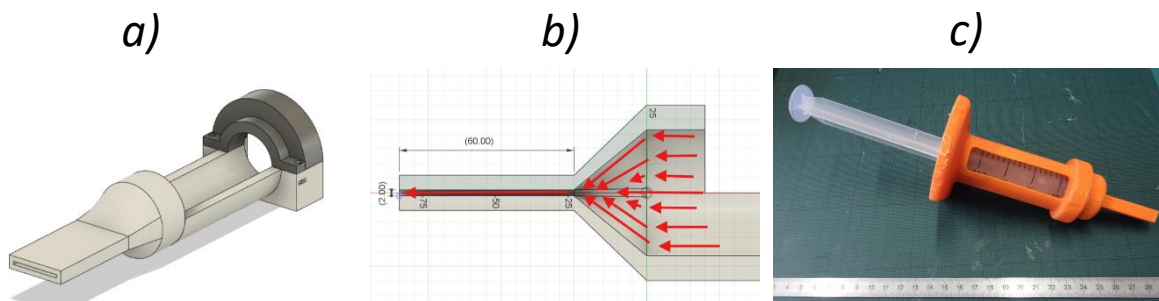
Tento příspěvek představuje probíhající experimentální projekt zaměřený na vliv ionizujícího záření na strukturální a mechanické vlastnosti kolagenových gelů extrahovaných z rybích kůží (sumeček africký). Kolagen takto získaný byl ručně extrudován pomocí aplikátoru se štěrbinou o rozměrech 6x2 mm. Vybrané vzorky byly ozářeny β -radiací o dávkách 1 kGy, 10 kGy a 25 kGy. Tyto vzorky byly následně testovány jednoosou tahovou zkouškou za účelem zhodnocení změn jejich mechanických vlastností. Příspěvek je koncipován jako poster a shrnuje dosavadní průběh experimentu a diskutuje průběžné výsledky i postup v optimalizaci extruzního zařízení.

Úvod

V posledních letech rybí kolagen stále častěji nahrazuje hovězí kolagen kvůli obavám z imunogenicity a přenosu nemocí (například nemoci šílených krav). Tento příspěvek stručně shrnuje aktuální pokrok v testování rybího kolagenu s cílem charakterizovat vliv ionizujícího záření na strukturu a mechanické vlastnosti kolagenních gelů.

V úvodní fázi přípravy je kolagen extrahován z rybí kůže a ručně extrudován pomocí speciálně navrženého extruzního zařízení. Prvotní návrh extruzního zařízení, směrnice toku extruze a finální vyhotovení aplikátoru jsou znázorněny na Obrázku 1. Byli zkoumány různé hmotnostní koncentrace kolagenního gelu (od 3 % do 14 % hmotnostních) a také optimální způsob homogenizace gelu. Vzorky byly extrudovány štěrbinou o rozměrech 6x2 mm.

Extrudované vzorky byly fyzikálně síťovány β -zářením, následně byly vzorky otestovány jednoosou tahovou zkouškou. Do budoucna je plánováno tyto data z tahových zkoušek zpracovat a případně rozšířit měření i o jiné šířky štěrbin (0,5 mm a 5 mm), abychom simulovali využití pro různé biomechanické aplikace jako například využití v cévních náhradách anebo hemostatické kryty ran.



Obrázek 1 a) Prvotní návrh zařízení, b) znázornění směru toku, c) finální verze aplikátoru

Závěr

Jedním z klíčových problémů řešených při přípravě materiálu pro experiment byla optimalizace hmotnostního zastoupení kolagenu v použitém gelu. Následně bylo využito vysokootáčkového homogenizátoru pro homogenizaci gelu. Ze zkoumaných koncentrací byla vybrána 8 % koncentrace gelu, která se jevila při testování jako nejnadhjnější.

Poděkování

Tato studie byla podpořena grantovým projektem uděleným Ministerstvem zdravotnictví České republiky (NW24-02-00206).

Literatura

- [1] J. Chen, X. Liu, Y. Tian, et al., “3d-printed anisotropic polymer materials for functional applications”, *Advanced Materials*, vol. 34, no. 5, p. 2 102 877, 2022. doi: <https://doi.org/10.1002/adma.202102877>. eprint: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1002/adma.202102877>. [Online]. Available: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/adma.202102877>.
- [2] Šilingová Lucie, “Vliv dávky radiace a rychlosti extruze na kolagenní gel využitelný v bioinženýrství”, M.S. thesis, Praha: ČVUT v Praze, 2023.
- [3] H. Chlup, J. Skočilas, J. Štancl, M. Houška, and R. Žitný, “Effects of extrusion and irradiation on the mechanical properties of a water–collagen solution”, *Polymers*, vol. 14, no. 3, 2022, issn: 2073-4360. doi: 10.3390/polym14030578. [Online]. Available: <https://www.mdpi.com/2073-4360/14/3/578>.



Úterý 17. 6. 2025

17:00–18:00

Potenciál parafínu jako aktuátoru pro generování mechanické síly

Vlastimil Králík^{1*}, Adam Kratochvíl¹

¹ Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky, Fakulta strojní ČVUT v Praze. Technická 4, 160 00 Praha – Dejvice.

* vlastimil.kralik@fs.cvut.cz

Prodlužovací segmenty pro endoprotézy a intramedulární hřeby představují významný pokrok v rekonstrukční ortopedii, zejména při řešení případů výrazných délkových rozdílů končetin, rekonstrukcí po resekci nádorů nebo u dětských pacientů s rostoucím skeletálním systémem. Současné technologie nesou řadu limitací, které omezují jejich širší uplatnění a dlouhodobou spolehlivost. U prodlužovacích endoprotéz bývá problematická zejména mechanická složitost konstrukce, která zvyšuje riziko mechanického selhání, opotřebení a nutnost revizních operací. Motorizované či magneticky ovládané systémy často vyžadují přesné technické podmínky pro správnou funkci, a jejich porucha může vést k náhlému přerušení léčby. Nedostatkem je také vysoká cena těchto systémů, která může být překážkou pro jejich širší dostupnost v běžné klinické praxi. V neposlední řadě není zanedbatelná ani radiční zátěž spojená s častými kontrolními snímky, nezbytnými pro sledování průběhu prodlužování.

Tyto aspekty ukazují na potřebu dalšího vývoje s cílem zvýšit mechanickou odolnost, uživatelskou jednoduchost a ekonomickou efektivitu těchto zařízení. Námi prezentovaný vývoj a konstrukce nových prodlužovacích segmentů pro endoprotézy i intramedulární hřeby využívá principu objemové expanze parafínu. Parafínové materiály při přechodu z pevného do kapalného skupenství vykazují výrazný nárůst objemu (až o 10–15 %). Při ohřevu dochází k tání parafínu a výsledná expanze vytváří tlak na okolní strukturu, což může být přeměněno na lineární nebo rotační pohyb. Výhodou tohoto principu je tichý chod a absence pohyblivých částí v tradičním smyslu. V navrhovaném řešení bude využit parafín s teplotou tání okolo 50 °C.

V rámci experimentálního testování byl zkoumán potenciál parafínu jako aktuátoru schopného generovat mechanickou sílu na základě fázového přechodu z pevného do kapalného skupenství. Testovací aparatura sestávala z válcového pouzdra naplněného parafínem a volně uloženým pístem. Při řízeném ohřevu (pomocí odporového topného tělesa) docházelo k postupnému tání parafínu a jeho expanzi, která vytvářela tlak na píst a následně generovala měřitelnou sílu. Výsledky ukázaly, že parafín je schopen vyvinout sílu v řádu jednotek až desítek kilonewtonů a to v závislosti na jeho objemu. Nastavení zkoušky mělo také své limitující faktory, jako je zpožděná reakce ohřevu, pomalé chladnutí a tendence k úniku parafínu při opakovaném použití. Navzdory těmto omezením byla potvrzena vhodnost využitelnosti parafínu jako levného a konstrukčně jednoduchého zdroje síly pro prodlužovací segmenty zdravotnických prostředků. V další etapě projektu se zaměřujeme na získání závislosti vyvinuté síly na objemu parafínu, rychlosti a teplotě ohřevu, a to za pomoci indukčního ohřevu pomocí bezkontaktního zařízení.



Poděkování

Tento výzkum je podpořen projektem TAČR FW12010005 Výzkum a vývoj nových konstrukčních principů neinvazivně řízeného růstového segmentu pro aplikace v onkologii, traumatologii a ortopedii.

Úterý 17. 6. 2025

17:00–18:00

Korekce páteřních deformit pomocí chirurgického přístupu podporujícího růst

Jakub Kronek^{1*}, Jan Zemánek²

¹ Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky, Fakulta strojní ČVUT v Praze. Technická 4, 160 00 Praha – Dejvice.

² Klinika spondylochirurgie 1. LF a FN Motol, V Úvalu 84/1, 150 06, Praha 5

* jakub.kronek@fs.cvut.cz

Úvod

Termínem hyperkyfóza označujeme extrémní konvexní zakřivení hrudní páteře (lidově kulatá záda), když celkový (Cobbův) úhel mezi 1. a 12. hrudním obratlem v sagitální rovině přesahuje 45°. Chirurgický zákrok u hyperkyfotických dětí se doporučuje, pokud je tento úhel větší, než 75° a/nebo předchozí léčba pomocí ortézy nezpomalila progresi onemocnění. Standardní chirurgická léčba spočívá ve fúzi obratlů (posterior spinal fusion – PSF), alternativně v cílené modulaci růstu obratlů. Používá se především technika zvaná vertebral body tethering (VBT), která spočívá v zavedení umělého pružného lana nebo tkaniny z dorzální strany obratlů. Tyto elastické prvky jsou k obratlům připojeny pedikulárními šrouby a tím, jak jsou tahově předepnuté, dochází ke kompresi obratlů a meziobratlových disků (IVD) na zadní straně páteře. Tato metoda je však úspěšná pouze zhruba ve 2/3 případů [1–2].

Nově navržená a testovaná varianta chirurgické léčby využívá naopak distrakce (oddálení, rozevření) obratlů na přední straně, což by mělo na této straně podpořit růst obratlů, oproti metodě VBT, která spíše inhibuje růst kostní hmoty na zadní straně páteře.

Tato komplexní studie sestávala z několika praktických (experimentálních) a z několika teoretických (výpočtových) částí. V praktické části bylo třeba prokázat proveditelnost samotného chirurgického zákroku a jeho úspěšnost na experimentálních zvířecích modelech. Použita byla mladá kyfotická prasata. Kyfóza u prasat byla navozena podáváním stravy chudé na vitamin D jejich matkám během březosti a kojení

Některým prasatům byl pouze odstraněn pás periostu z přední části obratle, což je technika, o které je známo u jiných kostí, že může sama o sobě urychlit narůstání kostní hmoty [3–5]. Před koncem studie byly prasatům podávány látky, které se vážou na právě rostoucí kost a při pozdější mikroskopické analýze bylo možné změřit, o kolik se růstové chrupavky posunuly a kolik tedy přibýlo kostní hmoty v jednotlivých částech obratlů. U jiných prasat se vyzkoušel nový typ implantátu, který je sice připevněn zezadu, aby se eliminovala rizika spojená



s předním chirurgickým přístupem, ale svojí konstrukcí, především délkou šroubů a způsobem utahování, momentově působí tak, že odlehčuje a rozevírá přední části obratlů.

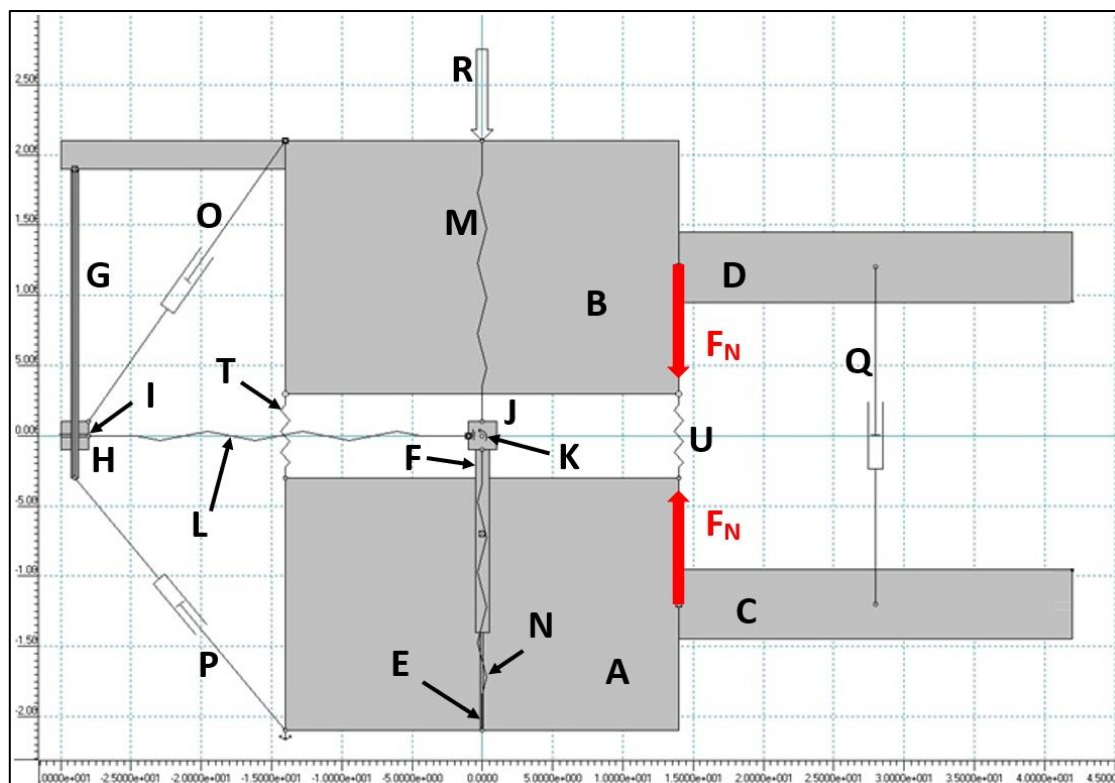
Zatímco odstranění pásu periostu nevedlo ke kýžené modulaci růstu obratlů na přední straně, dokonce se zdá, že tato technika růst inhibuje, zavedení distrakčního implantátu mělo pozorovatelný pozitivní efekt. Růst obratlů v jejich přední čtvrtině se zvýšil z přibližně 180 $\mu\text{m}/\text{den}$ na 210 $\mu\text{m}/\text{den}$, oproti neoperovaným kyfotickým prasatům, zatímco v zadní čtvrtině těl obratlů zafungoval implantát obráceně (růst kosti poklesl z 210 $\mu\text{m}/\text{den}$ na 180 $\mu\text{m}/\text{den}$). Tato rozdílná rychlost růstu obratlů v přední a zadní části v důsledku napřimuje páteř a tím úspěšně léčí hyperkyfózu.

Zároveň v rámci tohoto výzkumu, byly navrženy mechanické modely, které měly efekt úspěšné předostranné distrakce obratlů podpořit teoreticky. Vytvořen byl jednak MKP model porovnávající distribuci napětí v oblasti růstových plotének pro metodu VBT a metodu předostranné distrakce. Zároveň byl pro stejné chirurgické techniky vytvořen lineární 2D model tvořený systémem tuhých těles, pružin, tlumičů, 1D vedení a aktuátorů. Vyhodnoceno bylo několik různých tzv. benefit indexů čili parametrů rozložení sil a deformací, které je možné považovat za jakési objektivní vyjádření toho, jak efektivně jedna nebo druhá technika napravlují deformitu páteře.

Metody

Navržený 2D model popisuje jeden segment kyfotické páteře (obratel-IVD-obratel) v sagitální rovině. Těla obratlů byla zjednodušeně modelována v prostředí Working model 2D jako rigidní obdélníky (obr. 1 A a B) o délce 28 mm a výšce 18 mm s vertikální vzdáleností 6 mm. K tělům obratlů byly na zadní straně připojeny menší obdélníky o rozměrech 28 mm x 5 mm, představující trnové výběžky (obr. 1 C a D). Geometrie byla odečtena z morfometrické studie Bruschera a kol. [6].

IVD byl modelován jako anizotropní, elastický materiál s využitím lineárních pružin a 1D vedení. Osová tuhost IVD byla nastavena jako 1240 N/mm (obr.1 sériově řazené pružiny M a N), předozadní tuhost 100 N/mm (obr. 1 pružina L) a torzní tuhost pro předozadní flexi 3246 Nmm/° (obr. 1 torzní pružina K). Hodnoty tuhostí IVD v jednotlivých směrech byly převzaty z experimentální práce [7].



Obrázek 1 Model s definovaným nulovým počátečním úhlem rozevření pro metodu VBT: A,B – těla obratlů, C,D – trnové výběžky, E – axiální 1D vedení dolního obratle, F – dolní posuvný prvek, G – axiální 1D vedení horního obratle, H – horní posuvný prvek, I – kolmé 1D vedení pro rotační prvek, J – rotační prvek, K – torzní pružina, L, M, N – pružiny, O, P, Q – tlumiče pro stabilizaci modelu, R – předepínací síla 200N, , T, U – měřicí pružiny s nulovou tuhostí, F_N – kompresní síla dorzálního aktuatoru (samotný aktuator není zobrazen)

Spodní obratel je fixován ke globálnímu souřadnému systému a obsahuje 1D vedení s posuvným členem (obr. 1 E a F). Horní obratel obsahuje také 1D vedení a posuvný člen (obr. 1 G, H a I), ke kterému je teprve přichycena předozadní pružina. Tento systém vedení a pružin umožňuje definovat tuhosti v jednotlivých směrech samostatně.

Model je v prvním kroku předepnut osovou kompresní silou 200 N (obr. 1 šipka R) působící na horní hranu horního obrátle. Působíště síly se mění v závislosti na aktuální poloze a natočení horního obrátle. Hodnota 200 N byla odhadnuta jako průměrné tlakového napětí v IVD [8] vynásobené typickými rozměry transversálního průřezu IVD, tj. elipsy 28 mm na 24 mm [6]. Délky pružin T a U s nulovými tuhostmi (obr. 1) po předepnutí byly vzaty jako referenční tloušťka IVD na přední (GV0) a zadní straně (GD0) IVD.

Vytvořeny byly dvě sady modelů. V první, pro metodu VBT, byla zavedena tahová síla na zadní straně těl obratlů (obr. 1 červené šipky FN). Druhá sada modelů, pro předostrannou distrakci, obsahuje naopak tlakovou sílu na předních hranách obratlů. Pozn: vytvořena byla ještě třetí sada modelů s tzv. superdorzálním přístupem, kdy síla byla aplikována až na konce trnových výběžků. Stejně jako výsledky z dalších modelů, kde byly doplněny vazy, není to vše možné obsáhnout v tomto příspěvku.

V druhém kroku byla vytvořena kyfotická deformita, kdy horní obratel byl natočen o 0° , 1° , 2° , ... až 12° okolo středu IVD. Ve třetím kroku aktuátor z této počáteční konfigurace vynucuje

napřimování horního obratle až do dosažení nulového pootočení a zaznamenává se síla F_{Ni} a aktuální hodnota přední (G_{Vi}) a zadní šířky (G_{Di}) v každém časovém stepu i . Síla F_{Ni} byla ještě normována silou R . Vyhodnoceny jsou přední a zadní streče IVD v každém stepu i , jako:

$$\lambda_{Di} = \frac{G_{Di}}{G_{D0}} \quad a \quad \lambda_{Vi} = \frac{G_{Vi}}{G_{V0}}$$

Pro vyjádření přínosu síly F_N pro korekci deformity bylo navrženo a diskutováno několik tzv. benefit indexů (i_B), které spojují v jednom čísle kompresi IVD na zadní straně a rozevření IVD na přední straně. Pro účely tohoto příspěvku byl vybrán i_{BV} , definovaný ve stepu i jako:

$$i_{BVi} = \frac{(\lambda_{Vi} - 1) - (\lambda_{Di} - 1)}{F_{Ni}} = \frac{\lambda_{Vi} - \lambda_{Di}}{F_{Ni}}$$

Výsledný benefit index i_{BV} pro daný model a daný počáteční úhel natočení byl vyhodnocen zprůměrováním i_{BVi} přes všechny časové stepy.

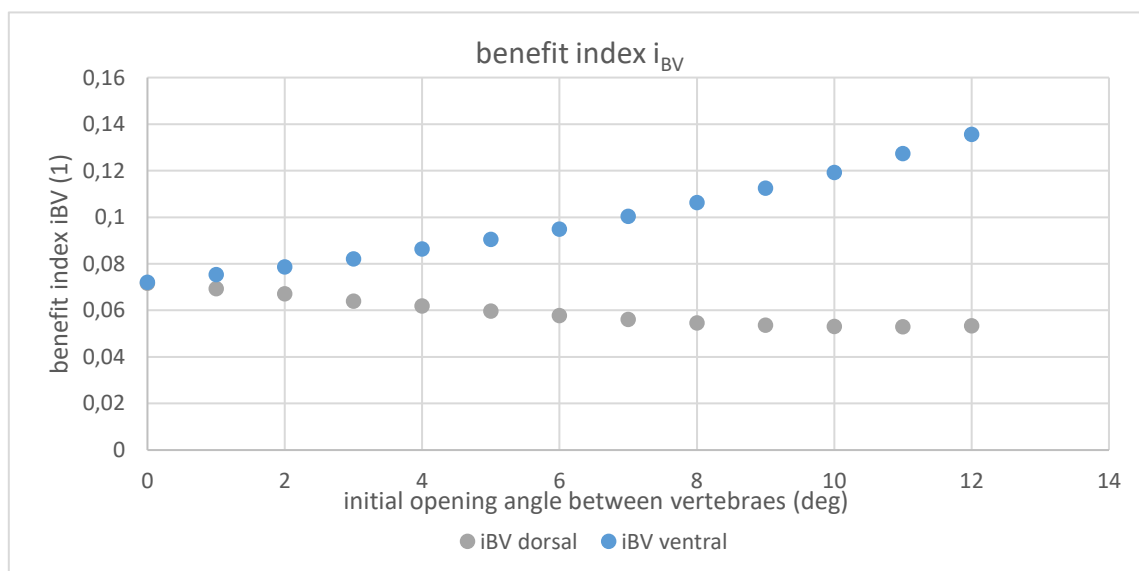
Výsledky

Výsledný graf (Obr. 2) ukazuje, jak se mění benefit index i_{BV} s narůstajícím počátečním úhlem natočení mezi sousedními obratli. Na první pohled je patrný trend, že zatímco s větším počátečním úhlem rozevření, mechanický efekt nápravné síly, vyjádřený jako benefit index i_{BV} pro metodu VBT, klesá, pro metodu předostranné distrakce roste.

Diskuse a závěr

Výsledky této výpočetní studie je možné interpretovat tak, že pro výrazné kyfotické deformity páteře by za použití stejné napravné síly, vyvozené implantátem, měla větší mechanický efekt distrakce přední části obratle oproti stahování zadních částí obratlů k sobě. Pro nápravy menších deformit se tato výhodnost snižuje.

Experimenty na zvířatech i výpočetní modely byly provedeny pro případ kyfózy páteře, domníváme se nicméně, že metoda distrakce bude použitelná a neméně úspěšná i pro jiné páteřní deformity, především pro nápravu skoliózy.



Obrázek 2 Benefit index i_{BV} pro počáteční úhel rozevření 0 až 12° pro metodu VBT (i_{BV} dorsal) a metodu předostranné distrakce (i_{BV} ventral)



Literatura

- [1] HOERNSCHEMEYER, D.G., BOEYER, M.E., ROBERTSON, M.E., et al. Anterior vertebral body tethering for adolescent scoliosis with growth remaining: a retrospective review of 2 to 5-year postoperative results. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*. 2020, **102**(13), 1169–1176.
- [2] NEWTON, P.O., FARNSWORTH, C.L., FARO, F.D., et al. Spinal growth modulation with an anterolateral flexible tether in an immature bovine model: disc health and motion preservation. *Spine*. 2008, **33**(7), 724–733.
- [3] CHAUDHARY, R., LEE, M.S., MUBYANA, K., et al. Advanced quantitative imaging and biomechanical analyses of periosteal fibers in accelerated bone growth. *Bone*. 2016, **92**, 201–213.
- [4] HALANSKI, M.A., YILDIRIM, T., CHAUDHARY, R., CHIN, M.S., LEIFERMAN, E. Periosteal fiber transection during periosteal procedures is crucial to accelerate growth in the rabbit model. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 2016, **474**(4), 1028–1037.
- [5] NOONAN, K.J., HALANSKI, M.A., LEIFERMAN, E., WILSMAN, N. Growth retardation (hemiepiphyseal stapling) and growth acceleration (periosteal resection) as a method to improve guided growth in a lamb model. *Journal of Pediatric Orthopaedics*. 2015, accepted for publication 2014.
- [6] BUSSCHER, I., PLOEGMAKERS, J.J.W., VERKERK, G.J., VELDHUIZEN, A.G. Comparative anatomical dimensions of the complete human and porcine spine. *European Spine Journal* [online]. 2010, **19**(7), 1104–1114 [cit. 2020-03-02]. DOI: 10.1007/s00586-010-1326-9.
- [7] PANJABI, M.M., BRAND, R.A., WHITE, A.A. Three-dimensional flexibility and stiffness properties of the human thoracic spine. *Journal of Biomechanics* [online]. 1976, **9**(4), 185–192. DOI: 10.1016/0021-9290(76)90003-8.
- [8] IBARZ, E., HERRERA, A., MÁZ, Y., RODRÍGUEZ-VELA, J., CEGOÑINO, J., PUÉRTOLAS, S., GRACIA, L. Development and kinematic verification of a finite element model for the lumbar spine: application to disc degeneration. *BioMed Research International* [online]. 2013, **2013**, 1–18 [cit. 2020-03-06]. DOI: 10.1155/2013/705185.



Úterý 17. 6. 2025

17:00–18:00

Mechanické hodnocení biodegradabilních kostních adheziv

Kristýna Kubášová^{1*}, Veronika Drátovská¹, Adam Kratochvíl¹, Radek Sedláček¹, Tomáš Suchý^{1,2}, Lucy Vojtová³, Lenka Michlovská³, Michaela Wirthová³, Jan Kotouček³, Petra Procházková³, Edita Jeklová⁴, Petra Straková⁴, Ladislav Plánka⁵, Vladimír Nekuda⁵ a Milan Krtica⁵

¹ Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky, Fakulta strojní ČVUT v Praze. Technická 4, 160 00 Praha – Dejvice.

² Oddělení kompozitních a uhlíkových materiálů, Ústav struktury a mechaniky hornin, Akademie věd České republiky. V Holešovičkách 41, 182 09 Praha 8.

³ Pokročilé biomateriály, CEITEC, VUT v Brně, Purkyňova 656/123b, 612 00 Brno.

⁴ Výzkumný ústav veterinárního lékařství, v. v. i., Hudcova 296/70, 621 00 Brno.

⁵ Lékařská fakulta, Masarykova univerzita, Kamenice 753/5, 625 00 Brno.

* kristyna.kubasova@fs.cvut.cz

Vzhledem k omezením přirozené kostní regenerace a riziku komplikací, jako jsou infekce spojené s kostními štěpy, je pro léčbu kostních defektů často nutné použít syntetické materiály. Kalcium fosfátové cementy (CPC) poskytují výhody, jako je biokompatibilita, biologická odbouratelnost a injektovatelnost, což z nich činí lepší alternativu k široce používanému PMMA, který tyto příznivé vlastnosti postrádá. Tato prezentace ukazuje hodnocení mechanických vlastností nově vyvinutých kostních adheziv pomocí různých mechanických testů.

Poděkování

Tato práce byla podpořena z grantu Ministerstva zdravotnictví ČR č.NW24-08-00367.

Úterý 17. 6. 2025

17:00–18:00

Změna mechanických vlastností polydioxanonu v závislosti na porositě a degradaci

Kristýna Mazancová^{1*}, Adam Kratochvíl¹, Veronika Drátovská¹

¹ Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky, Fakulta strojní ČVUT v Praze. Technická 4, 160 00 Praha – Dejvice.

* kristyna.mazancova@fs.cvut.cz

Abstrakt

V rámci této studie byly testovány a následně porovnávány mechanické vlastnosti biodegradabilního polymeru polydioxanonu v různých fázích průběhu jeho degradace. Testované válcové vzorky byly vyrobeny aditivní technologií na 3D tiskárně z filamentu Resomer® X D1,75 od společnosti Evonik ve třech variantách porozity (5 %, 25 % a 50 %). Řízená degradace probíhala v předem zvolených časových intervalech (0,1,2,4 a 6 týdnů)



macerací ve fosfátovém pufru (PBS). Na základě normy ČSN ISO 13314 byla následně provedena destruktivní zkouška tlakem. Z naměřených dat byla stanovena poměrná deformace vzorků a napětí v tlaku. Dále byly dopočteny normou požadované hodnoty jako je například elastický gradient, stabilní hodnota napětí či míra absorbované energie. Tyto hodnoty byly následně mezi sebou porovnány. Na základě této studie bude navržen design biodegradabilní vložky intramedulárního hřebu. Ta zajistí postupnou dynamizaci zlomeniny během hojení a tím samotné hojení urychlí a zároveň také zajistí tvorbu kvalitnější kostní tkáně.

Poděkování

Tento výzkum je podpořen projektem TAČR FW06010215 Výzkum a vývoj stabilizačních kotvicích systémů pro zajištěnou intramedulární osteosyntézu a grantem Studentské vědecké konference ČVUT SVK 19/25/F2.

Úterý 17. 6. 2025

17:00–18:00

Vliv morfologie glenoidu na zatížení chrupavky

Marie Proboštová^{1*} a Matej Daniel¹

¹ Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky, Fakulta strojní ČVUT v Praze. Technická 4, 160 00 Praha – Dejvice.

* marie.probstova@fs.cvut.cz

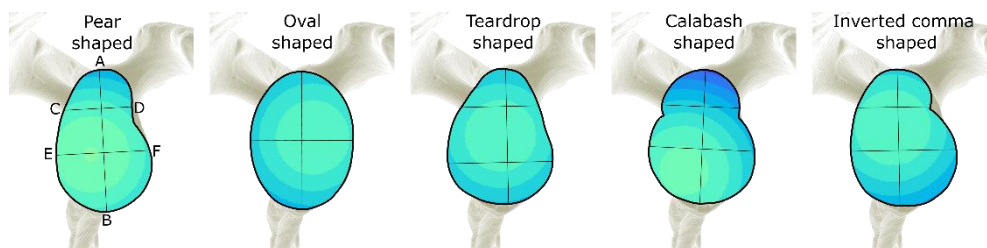
Úvod

Zkoumání vlivu morfologie glenoidu na namáhání chrupavek ramenního kloubu a citlivosti na směr zatěžující síly je důležité pro lepší pochopení fungování ramenního kloubu, případně i odhalit predispozici pro subluxaci kloubu.

Metodika

K porovnání bylo vybráno 5 tvarů glenoidu uváděných v [1] a zobrazených na Obrázku 1. Obrysy glenoidu byly proloženy kubickým splajnem a škálovány tak, aby jejich superio-inferiorní rozměr byl stejný.

Plocha glenoidu byla modelována jako část koule ohraničená křivkou glenoidu. Humerální hlavice byla modelována jako koule o poloměru 24 mm [2]. Model dále obsahuje chrupavky o konstantní tloušťce 1,59mm (humerální hlavice) a 2,14mm (glenoid) [3]. Poloměr glenoidu odpovídá poloměru humeru zvětšeném o tloušťky chrupavek. V Tabulce jsou porovnané plochy a rozměry jednotlivých tvarů glenoidu.



Obrázek 1 Tvary glenoidu

Tabulka 1 Rozměry glenoidu

Tvar glenoidu	Plocha [mm ²]	AB [mm]	CD [mm]	EF [mm]
Pear shaped	902.1	39.2	19.6	27.0
Oval shaped	1029.1	39.1	30.0	30.0
Teardrop shaped	1028.1	39.1	22.9	30.8
Calabash shaped	1068.8	39.1	23.1	31.9
Inverted comma shaped	1041.3	39.1	21.3	30.9

Chování chrupavek bylo předpokládáno lineární s Youngovým modulem $E=2\text{MPa}$ [4]. Pro popis závislosti tlakového napětí generovaném deformací chrupavky bylo použito logaritmické prodloužení.

$$p = E \ln \frac{h_0 - \delta}{h_0},$$

kde h_0 je tloušťka nezatížené chrupavky a δ je relativní posunutí hlavice vůči glenoidu, které bylo zjišťováno pomocí silové rovnováhy mezi kontaktní tlakovou silou a kloubní reakční silou R .

$$R - \sum_i p_i \mathbf{n}_i S_i == \mathbf{0},$$

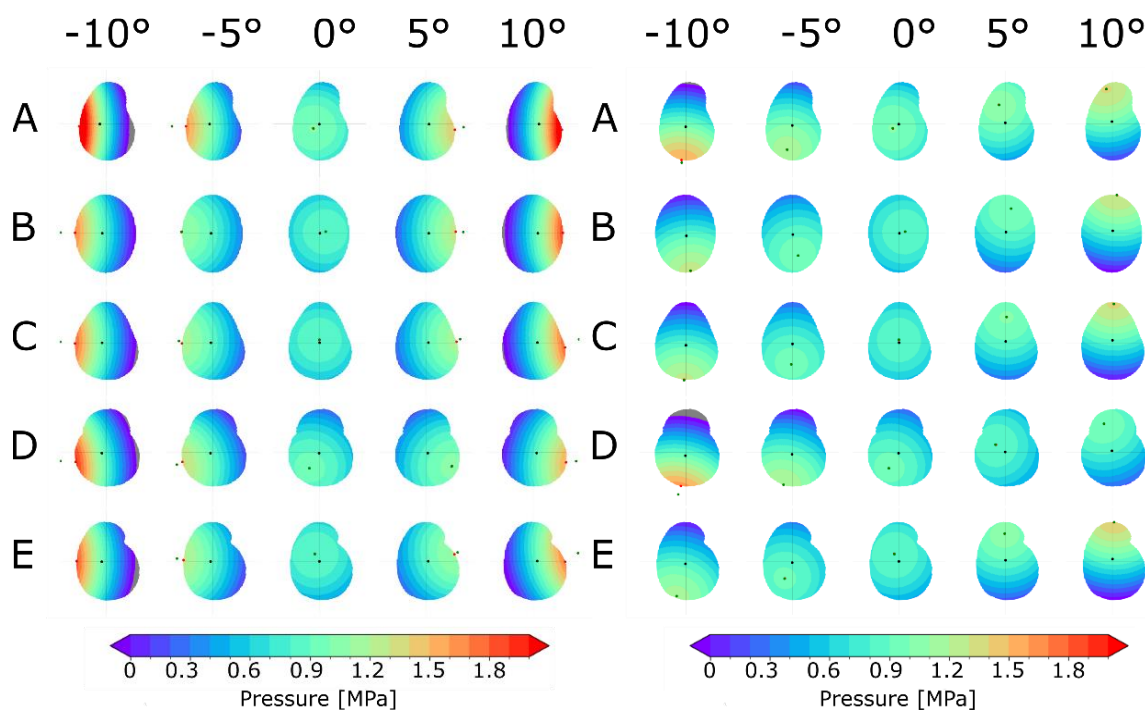
kde p_i je tlakové zatížení elementu glenoidu, $\mathbf{n}_i$ je normálový vektor elementu a S_i je plocha elementu. Velikost reakční síly R byla zvolena konstantní 700 N, což odpovídá běžnému zatížení při denních aktivitách, naměřené Bergmannem na ramenních protézách [5]. Směr zatížení kloubu byl měněn až o 10° supra-inferiorně/antero-posteriorně. Výchozí směr síly byl zvolen v nejstabilnější pozici glenoidu.

Výsledky

Z Obrázku 2 je patrné, že v neutrální pozici reakční síly (síla kolmá na ro zobrazovanou rovinu glenoidu) je rozložení kontaktního tlaku v chrupavce rovnoměrné a jeho velikost ve většině případů odpovídá velikosti kloubní plochy. Jedinou výjimkou je tvar „calabash“, kterého je velikost tlaku neúměrně větší a u kterého dochází k inferiornímu a posteriornímu posunutí tlakového maxima.

Při vychýlení reakční síly dochází k nerovnoměrnému rozložení kontaktního tlaku v chrupavce a ke zvýšení jeho maximální hodnoty. Změna směru reakční zatěžující síly také způsobuje posunutí hlavice přibližně ve směru zatěžující síly. Obecně lze říct, že antero-posteriorní vychýlení síly zapříčiňuje větší nárůst napětí než supra-inferiorní.

Dále je z Obrázku 2 patrné, že nejnáchylnější na změnu směru zatížení je „pear shape“ u kterého při anteriorním vychýlení o 10° narůstá maximální napětí v chrupavce o 142 % oproti neutrální pozici síly.



Obrázek 2 Rozložení tlaku při antero-posteriorním zatížení (vlevo) a supra-inferiorním zatížení (vpravo) (A-Pear-shaped, B-Oval-shaped, C-Teardrop-shaped, D-Calabash-shaped, E-Inverted comma-shaped)

Závěr

Výsledky této studie ukazují důležitost zkoumání tvaru glenoidu pro lepší pochopení osteoartrózy a kloubní nestability. Vychýlení zatěžující síly mimo stabilní polohu způsobuje u všech tvarů nárůst napětí a přetěžování hrany glenoidu. Nejvíce je tento trend patrný u „pear shaped“.

Poděkování

Tato práce byla podpořena grantem GAČR č. GA23-06920S.

Literatura

- [1] CHEN, Y., J. XIONG, W. CHEN, D. XIE, Y. ZHANG, Y. MO, X. GU a L. ZHANG. Morphological classification and measurement of the glenoid cavity using three-dimensional reconstruction in a Chinese population. *Folia Morphologica* [online]. 2023, **82**(2), 325–331. ISSN 1644-3284. Dostupné z: doi:[10.5603/FM.a2022.0017](https://doi.org/10.5603/FM.a2022.0017)
- [2] IANNOTTI, J. P., J. P. GABRIEL, S. L. SCHNECK, B. G. EVANS a S. MISRA. The normal glenohumeral relationships. An anatomical study of one hundred and forty shoulders. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*. 1992, **74**(4), 491–500. ISSN 0021-9355.
- [3] IANNOTTI, J. P., J. P. GABRIEL, S. L. SCHNECK, B. G. EVANS a S. MISRA. The normal glenohumeral relationships. An anatomical study of one hundred and forty shoulders.



- The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*. 1992, **74**(4), 491–500. ISSN 0021-9355.
- [4] PETITJEAN, Noémie, Patrick CANADAS, Pascale ROYER, Danièle NOËL a Simon LE FLOC'H. Cartilage biomechanics: From the basic facts to the challenges of tissue engineering. *Journal of Biomedical Materials Research Part A* [online]. 2023, **111**(7), 1067–1089. ISSN 1552-4965. Dostupné z: doi:[10.1002/jbm.a.37478](https://doi.org/10.1002/jbm.a.37478)
- [5] BERGMANN, G., F. GRAICHEN, A. BENDER, A. ROHLMANN, A. HALDER, A. BEIER a P. WESTERHOFF. *In vivo* gleno-humeral joint loads during forward flexion and abduction. *Journal of Biomechanics* [online]. 2011, **44**(8), 1543–1552. ISSN 0021-9290. Dostupné z: doi:[10.1016/j.jbiomech.2011.02.142](https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2011.02.142)

Human Biomechanics 2025 – Sborník

Editoři: Kristýna Kubášová, Adam Kratochvíl

Vydalo: České vysoké učení technické v Praze

Zpracovala: Fakulta strojní,
Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky

Kontaktní adresa: Technická 4, 166 07 Praha 6

ISBN 978-80-01-07447-3

Všechny příspěvky jsou vydány bez jazykové korektury.

Vydání: 1. Počet stran: 90

Praha, červen 2025

Copyright © 2025