



Imię i nazwisko autora rozprawy: Radosław Wolny
Dyscyplina naukowa: Inżyniera Lądowa, Geodezja i Transport

ROZPRAWA DOKTORSKA

Tytuł rozprawy w języku polskim:
Badania eksperymentalne właściwości materiałowych tkanek miękkich kręgosłupa

Tytuł rozprawy w języku angielskim:
Experimental study on material properties of soft tissues of the spine

Promotor  <i>podpis</i>	Drugi promotor <i>podpis</i>
Prof. dr hab. inż. Wojciech Witkowski	Nie dotyczy
Promotor pomocniczy  <i>podpis</i>	Kopromotor <i>podpis</i>
Dr inż. Angela Andrzejewska-Sroka	Nie dotyczy



The author of the doctoral dissertation: Radosław Wolny
Scientific discipline: Inżyniera Lądowa, Geodezja i Transport

DOCTORAL DISSERTATION

Title of doctoral dissertation:
Experimental study on material properties of soft tissues of the spine

Title of doctoral dissertation (in Polish):
Badania eksperymentalne właściwości materiałowych tkanek miękkich kręgosłupa

Supervisor  <i>signature</i>	Second supervisor <i>signature</i>
Prof. dr hab. inż. Wojciech Witkowski	
Auxiliary supervisor  <i>signature</i>	Cosupervisor <i>signature</i>
Dr inż. Angela Andrzejewska-Sroka	

OŚWIADCZENIE

Autor rozprawy doktorskiej: Radosław Wolny

Ja, niżej podpisany(a), oświadczam, iż jestem świadomy(a), że zgodnie z przepisem art. 27 ust. 1 i 2 ustawy z dnia 4 lutego 1994 r. o prawie autorskim i prawach pokrewnych (t.j. Dz.U. z 2021 poz. 1062), uczelnia może korzystać z mojej rozprawy doktorskiej zatytułowanej:

Badania eksperymentalne właściwości materiałowych tkanek miękkich kręgosłupa
do prowadzenia badań naukowych lub w celach dydaktycznych.¹

Świadomy(a) odpowiedzialności karnej z tytułu naruszenia przepisów ustawy z dnia 4 lutego 1994 r. o prawie autorskim i prawach pokrewnych i konsekwencji dyscyplinarnych określonych w ustawie Prawo o szkolnictwie wyższym i nauce (Dz.U.2021.478 t.j.), a także odpowiedzialności cywilno-prawnej oświadczam, że przedkładana rozprawa doktorska została napisana przeze mnie samodzielnie.

Oświadczam, że treść rozprawy opracowana została na podstawie wyników badań prowadzonych pod kierunkiem i w ścisłej współpracy z promotorem Prof. dr hab. inż. Wojciechem Witkowskim, , promotorem pomocniczym Dr inż. Angelą Andrzejewską-Sroką.

Niniejsza rozprawa doktorska nie była wcześniej podstawą żadnej innej urzędowej procedury związanej z nadaniem stopnia doktora.

Wszystkie informacje umieszczone w ww. rozprawie uzyskane ze źródeł pisanych i elektronicznych, zostały udokumentowane w wykazie literatury odpowiednimi odnośnikami, zgodnie z przepisem art. 34 ustawy o prawie autorskim i prawach pokrewnych.

Potwierdzam zgodność niniejszej wersji pracy doktorskiej z załączoną wersją elektroniczną.

Gdańsk, dnia 28.04.2026

.....
Wolny
podpis doktoranta

Ja, niżej podpisany(a), wyrażam zgodę na umieszczenie ww. rozprawy doktorskiej w wersji elektronicznej w otwartym, cyfrowym repozytorium instytucjonalnym Politechniki Gdańskiej.

Gdańsk, dnia 28.04.2026

.....
Wolny
podpis doktoranta

¹ Art. 27. 1. Instytucje oświatowe oraz podmioty, o których mowa w art. 7 ust. 1 pkt 1, 2 i 4–8 ustawy z dnia 20 lipca 2018 r. – Prawo o szkolnictwie wyższym i nauce, mogą na potrzeby zilustrowania treści przekazywanych w celach dydaktycznych lub w celu prowadzenia działalności naukowej korzystać z rozpowszechnionych utworów w oryginale i w tłumaczeniu oraz zwielokrotniać w tym celu rozpowszechnione drobne utwory lub fragmenty większych utworów.

2. W przypadku publicznego udostępniania utworów w taki sposób, aby każdy mógł mieć do nich dostęp w miejscu i czasie przez siebie wybranym korzystanie, o którym mowa w ust. 1, jest dozwolone wyłącznie dla ograniczonego kręgu osób uczących się, nauczających lub prowadzących badania naukowe, zidentyfikowanych przez podmioty wymienione w ust. 1.



STATEMENT

The author of the doctoral dissertation: Radosław Wolny

I, the undersigned, declare that I am aware that in accordance with the provisions of Art. 27 (1) and (2) of the Act of 4th February 1994 on Copyright and Related Rights (Journal of Laws of 2021, item 1062), the university may use my doctoral dissertation entitled:

Experimental study on material properties of soft tissues of the spine
for scientific or didactic purposes.¹

Gdańsk, 28.04.2026

.....
signature of the PhD student

Aware of criminal liability for violations of the Act of 4th February 1994 on Copyright and Related Rights and disciplinary actions set out in the Law on Higher Education and Science (Journal of Laws 2021, item 478), as well as civil liability, I declare, that the submitted doctoral dissertation is my own work.

I declare, that the submitted doctoral dissertation is my own work performed under and in cooperation with the supervision of Prof. dr hab. inż. Wojciech Witkowski, the auxiliary supervision of Dr inż. Angelą Andrzejewska-Sroka.

This submitted doctoral dissertation has never before been the basis of an official procedure associated with the awarding of a PhD degree.

All the information contained in the above thesis which is derived from written and electronic sources is documented in a list of relevant literature in accordance with Art. 34 of the Copyright and Related Rights Act.

I confirm that this doctoral dissertation is identical to the attached electronic version

Gdańsk, 28.04.2026

.....
signature of the PhD student

I, the undersigned, agree/do not agree* to include an electronic version of the above doctoral dissertation in the open, institutional, digital repository of Gdańsk University of Technology.

Gdańsk, 28.04.2026

.....
signature of the PhD student

¹ Art 27. 1. Educational institutions and entities referred to in art. 7 sec. 1 points 1, 2 and 4–8 of the Act of 20 July 2018 – Law on Higher Education and Science, may use the disseminated works in the original and in translation for the purposes of illustrating the content provided for didactic purposes or in order to conduct research activities, and to reproduce for this purpose disseminated minor works or fragments of larger works.

2. If the works are made available to the public in such a way that everyone can have access to them at the place and time selected by them, as referred to in para. 1, is allowed only for a limited group of people learning, teaching or conducting research, identified by the entities listed in paragraph 1.



OPIS ROZPRAWY DOKTORSKIEJ

Autor rozprawy doktorskiej: Radosław Wolny

Tytuł rozprawy doktorskiej w języku polskim:

Badania eksperymentalne właściwości materiałowych tkanek miękkich kręgosłupa

Tytuł rozprawy w języku angielskim:

Experimental study on material properties of soft tissues of the spine

Język rozprawy doktorskiej: polski

Promotor rozprawy doktorskiej: Wojciech Witkowski

Promotor pomocniczy rozprawy doktorskiej*: Angela Andrzejewska-Sroka

Data obrony:

Słowa kluczowe rozprawy doktorskiej w języku polskim:

Biomechanika, Wyznaczanie charakterystyk materiałowych, Materiały miękkie, Tkanki miękkie, Kręgosłup, Opona twarda kręgosłupa, Więzadła kręgosłupa, Inżynieria biomedyczna, Prędkość odkształcenia, Badania eksperymentalne, Bezpieczeństwo w ruchu drogowym, Analiza i modelowanie biomechaniki, Właściwości mechaniczne opony twardej.

Słowa kluczowe rozprawy doktorskiej w języku angielskim:

Biomechanics, Materials characterization technique, Soft materials, Soft tissues, Spine, Spinal dura mater, Spine ligaments, Biomedical engineering, Strain-rate dependent mechanical properties, Experimental study, Road safety, Biomechanical analysis and modeling, Biomechanical properties of dura mater



Streszczenie rozprawy w języku polskim:

Cel: Celem rozprawy było opracowanie i ujednolicenie metodyki badań mechanicznych tkanek miękkich kręgosłupa *in vitro* oraz wyznaczenie odpowiedzi więzadeł i opony twardej człowieka z uwzględnieniem nieliniowości, anizotropii i wpływu prędkości odkształcenia.

Metodologia: Metodologię opracowano na podstawie literatury i badań pilotażowych na próbkach odzwierzęcych. Zaprojektowano, zbudowano i zwalidowano autorską maszynę do jednoosiowego rozciągania z komorą środowiskową. W badaniach właściwych testowano *in vitro* tkanki od 7 ludzkich dawców w wieku 60-90 lat. Analizowano 590 próbek więzadeł oraz 270 próbek opony twardej, badanej podłużnie i poprzecznie. Dane przetwarzano, wyznaczając krzywe siła-wydłużenie i naprężenie-odkształcenie.

Rezultaty: Uzyskano dane dla więzadeł kręgosłupa odcinka szyjnego i piersiowego, oraz opony twardej. Wykazano anizotropię i zależność wybranych parametrów od prędkości odkształcenia; wyznaczono krzywe naprężenie-odkształcenie i punkty charakterystyczne. Określono wpływ definicji odkształcenia i elementów protokołu na wyniki oraz zaproponowano procedurę ograniczającą niejednoznaczności raportowania.

Wnioski: Dostarczono nowe dane materiałowe gotowe do wykorzystania w modelowaniu numerycznym i rozwoju modeli ciała ludzkiego. Opracowano i zwalidowano, odtwarzalną procedurę eksperymentalną, która może być przenoszona na inne badania tkanek miękkich.

Streszczenie rozprawy w języku angielskim:

Purpose: The dissertation aimed to develop and unify an *in vitro* methodology for mechanical testing of spinal soft tissues and to determine the response of human spinal ligaments and dura mater, including nonlinearity, anisotropy, and strain-rate effects.

Methods: The methodology was based on literature and pilot tests on animal specimens. A custom uniaxial tensile testing machine with an environmental chamber was built and validated. The main study included *in vitro* tensile tests of tissues from 7 human donors aged 60-90 years. In total, 590 ligament and 270 dura mater specimens were analyzed. Dura mater was tested longitudinally and transversely. Data were processed in Python to obtain force-elongation and stress-strain curves.

Results: Material data were obtained for cervical and thoracic spinal ligaments and for dura mater. Anisotropy and strain-rate dependence of selected parameters were demonstrated; stress-strain curves and characteristic points were determined. The influence of strain definition and key protocol elements on results was assessed, and a procedure reducing reporting ambiguities was proposed.

Conclusions: New material data ready for numerical modelling and human body model (HBM) development were provided. A validated, reproducible experimental procedure was developed that can be transferred to other soft-tissue studies.



DESCRIPTION OF DOCTORAL DISSERTATION

The Author of the doctoral dissertation: Radosław Wolny

Title of doctoral dissertation:

Experimental study on material properties of soft tissues of the spine

Title of doctoral dissertation in Polish:

Badania eksperymentalne właściwości materiałowych tkanek miękkich kręgosłupa

Language of doctoral dissertation: Polish

Supervisor: Wojciech Witkowski

Auxiliary supervisor*: Angela Andrzejewska-Sroka

Date of doctoral defense:

Keywords of doctoral dissertation in Polish:

Biomechanika, Charakterystyki materiałowe, Tkanki miękkie, Kręgosłup, Opona twarda kręgosłupa, Więzadła kręgosłupa, Inżynieria biomedyczna, Prędkość odkształcenia, Badania eksperymentalne, Bezpieczeństwo w ruchu drogowym, Analiza i modelowanie biomechaniki.

Keywords of doctoral dissertation in English:

Biomechanics, Mechanical properties, Soft tissues, Spine, Spinal dura mater, Spine ligaments, Biomedical engineering, Strain-rate dependent, Experimental study, Road safety, Biomechanical analysis and modeling.

Summary of doctoral dissertation in Polish:

Cel: Celem rozprawy było opracowanie i ujednolicenie metodyki badań mechanicznych tkanek miękkich kręgosłupa *in vitro* oraz wyznaczenie odpowiedzi więzadeł i opony twardej człowieka z uwzględnieniem nieliniowości, anizotropii i wpływu prędkości odkształcenia.

Metodologia: Metodologię opracowano na podstawie literatury i badań pilotażowych na próbkach odzwierzęcych. Zaprojektowano, zbudowano i zwalidowano autorską maszynę do jednoosiowego rozciągania z komorą środowiskową. W badaniach właściwych testowano *in vitro* tkanki od 7 ludzkich dawców w wieku 60-90 lat. Analizowano 590 próbek więzadeł oraz 270 próbek opony twardej, badanej podłużnie i poprzecznie. Dane przetwarzano, wyznaczając krzywe siła-wydłużenie i naprężenie-odkształcenie.

Rezultaty: Uzyskano dane dla więzadeł kręgosłupa odcinka szyjnego i piersiowego, oraz opony twardej. Wykazano anizotropię i zależność wybranych parametrów od prędkości odkształcenia; wyznaczono krzywe naprężenie-odkształcenie i punkty charakterystyczne. Określono wpływ definicji odkształcenia i elementów protokołu na wyniki oraz zaproponowano procedurę ograniczającą niejednoznaczności raportowania.

Wnioski: Dostarczono nowe dane materiałowe gotowe do wykorzystania w modelowaniu numerycznym i rozwoju modeli ciała ludzkiego. Opracowano i zwalidowano, odtwarzalną procedurę eksperymentalną, która może być przenoszona na inne badania tkanek miękkich.

Summary of doctoral dissertation in English:

Purpose: The dissertation aimed to develop and unify an *in vitro* methodology for mechanical testing of spinal soft tissues and to determine the response of human spinal ligaments and dura mater, including nonlinearity, anisotropy, and strain-rate effects.

Methods: The methodology was based on literature and pilot tests on animal specimens. A custom uniaxial tensile testing machine with an environmental chamber was built and validated. The main study included *in vitro* tensile tests of tissues from 7 human donors aged 60-90 years. In total, 590 ligament and 270 dura mater specimens were analyzed. Dura mater was tested longitudinally and transversely. Data were processed in Python to obtain force-elongation and stress-strain curves.

Results: Material data were obtained for cervical and thoracic spinal ligaments and for dura mater. Anisotropy and strain-rate dependence of selected parameters were demonstrated; stress-strain curves and characteristic points were determined. The influence of strain definition and key protocol elements on results was assessed, and a procedure reducing reporting ambiguities was proposed.

Conclusions: New material data ready for numerical modelling and human body model (HBM) development were provided. A validated, reproducible experimental procedure was developed that can be transferred to other soft-tissue studies.

Streszczenie

Motywacje: Rosnąca w wielu dziedzinach inżynierii rola symulacji numerycznych, w tym w inżynierii bezpieczeństwa ruchu drogowego, sprawia, że coraz większe znaczenie mają modele ciała człowieka (Human Body Models - HBM), umożliwiające analizę mechanizmów powstawania urazów podczas zdarzeń drogowych. Mimo rozwoju takich narzędzi jak m.in. THUMS czy VIVA+, wiarygodność przewidywania urazów przy ich zastosowaniu ogranicza niedobór spójnych i porównywalnych danych eksperymentalnych, stanowiących podstawę do budowy i kalibracji realistycznych modeli mechanicznych tkanek.

Cel: Niniejszy cykl publikacji powstał w ramach projektu „*Modeling of failure of the human cervical spine in the course of the car collision with the road barrier*” (2020/37/B/ST8/03231) oraz „*Development of anisotropic, visco-hyperelastic constitutive law for modeling spinal dura mater of humans*” (27/1/2022/IDUB/13b/Ag). Celem rozprawy było opracowanie i ujednolicenie metodyki badań mechanicznych tkanek miękkich kręgosłupa w warunkach *in vitro*, uwzględniając protokoły testów, przygotowanie i mocowanie próbek, przebieg testu, pomiar geometrii i odkształcenia oraz przetwarzanie i analizę danych. Równoważnym celem było również eksperymentalne wyznaczenie odpowiedzi mechanicznej więzadeł kręgosłupa i opony twardej otaczającej rdzeń kręgowy człowieka, z uwzględnieniem nieliniowości, anizotropii oraz wpływu prędkości odkształcenia, w formie przydatnej do identyfikacji praw konstytutywnych i zastosowań w modelowaniu numerycznym.

Metodologia: Opracowano metodykę badań mechanicznych tkanek na podstawie analizy literatury oraz cyklu własnych badań pilotażowych na próbkach odzwierzęcych, obejmujących jednoosiowe próby wytrzymałościowe przy obciążeniach quasi-statycznych i dynamicznych. Zaprojektowano, zbudowano i przeprowadzono walidację autorskiej maszyny wytrzymałościowej przeznaczonej do jednoosiowych prób rozciągania, wyposażonej w komorę środowiskową utrzymującą warunki wilgotności i temperatury zbliżone do warunków *in vivo*. W badaniach właściwych przeprowadzono *in vitro* próby rozciągania tkanek ludzkiego kręgosłupa od 7 dawców (kobiety i mężczyźni, 60-90 lat). Analizowano więzadła kręgosłupa oraz oponę twardą przy różnych prędkościach odkształcenia. Badania opony twardej prowadzono w dwóch kierunkach (podłużnym/poprzecznym) zgodnych z orientacją tkanki w ciele człowieka. Łącznie przeanalizowano 270 próbek opony twardej oraz 590 próbek więzadeł. Dane pomiarowe przetwarzano w środowisku Python w celu wyznaczenia charakterystyk wytrzymałościowych opisanych za pomocą krzywych siła-wydłużenie oraz naprężenie-odkształcenie i ich charakterystycznych punktów.

Rezultaty: Uzyskano zestawy danych materiałowych tkanek miękkich kręgosłupa: więzadeł i opony twardej. Opracowano i przeprowadzono walidację ujednoliconej procedury badawczej, w tym autorskie rozwiązania mocowania próbek. Zaproponowano i porównano nową metodę pomiaru geometrii tkanek. Wyznaczono krzywe naprężenie-odkształcenie wraz z punktami charakterystycznymi. Dla więzadeł odcinka piersiowego uzyskano m.in. średnie siły zniszczenia rzędu ~190-480 N. Dla więzadeł szyjnych wykazano m.in. wpływ prędkości odkształcenia (0.5 vs 50 s^{-1}), m.in. wzrost modułu sprężystości w PLL i LF o ~86% i ~75%. Dla opony twardej m.in. potwierdzono zależność od prędkości odkształcenia (wzrost modułu z ~172 MPa przy 0.5 s^{-1} do ~269 MPa przy 25 s^{-1}) oraz silną anizotropię (moduł ~283 MPa podłużnie vs ~16 MPa poprzecznie).

Wnioski: Rozprawa dostarcza nowych danych materiałowych dla więzadeł kręgosłupa i opony twardej oraz poddaną walidacji ujednoliconą metodykę ich pozyskiwania, przetwarzania i analizy. Rezultaty mogą znaleźć zastosowanie w modelowaniu numerycznym i rozwoju HBM, a także potencjalnie w implantologii i medycynie. Odtwarzalny charakter metodyki może zwiększyć porównywalność wyników między laboratoriami i stanowi bazę do dalszej identyfikacji praw konstytutywnych oraz walidacji modeli biomechanicznych.

Abstract

Motivations: The growing role of numerical simulations across many fields of engineering, including road traffic safety engineering, has increased the importance of Human Body Models (HBMs), which enable the analysis of injury mechanisms during traffic events. Despite the development of advanced tools such as THUMS and VIVA+, the reliability of injury prediction using such models is still limited by the shortage of consistent and comparable experimental data needed for the development and calibration of realistic mechanical models of biological tissues.

Aim: This series of publications was prepared within the framework of the projects “*Modeling of failure of the human cervical spine in the course of the car collision with the road barrier*” (2020/37/B/ST8/03231) and “*Development of anisotropic, visco-hyperelastic constitutive law for modeling spinal dura mater of humans*” (27/1/2022/IDUB/13b/Ag). The aim of the dissertation was to develop and unify a methodology for in vitro mechanical testing of soft tissues of the spine, including test protocols, specimen preparation and fixation, test execution, geometry and deformation measurement, as well as data processing and analysis. An equally important objective was the experimental determination of the mechanical response of human spinal ligaments and spinal dura mater, taking into account nonlinearity, anisotropy, and strain-rate effects, in a form suitable for constitutive model identification and numerical applications.

Methodology: The testing methodology was developed on the basis of a literature review and a series of pilot studies conducted on animal specimens, including uniaxial tensile tests under quasi-static and dynamic loading conditions. A custom tensile testing machine for uniaxial tension tests was designed, built, and validated. The system was equipped with an environmental chamber maintaining humidity and temperature conditions close to those found in vivo. In the main experimental campaign, in vitro tensile tests were performed on human spinal tissues obtained from 7 donors (female and male, aged 60-90 years). Spinal ligaments and spinal dura mater were tested at different strain rates. The dura mater was examined in two directions (longitudinal and transverse), consistent with its orientation in the human body. In total, 270 dura mater specimens and 590 ligament specimens were analyzed. The measurement data were processed in the Python environment in order to determine mechanical characteristics described by force-elongation and stress-strain curves, together with their characteristic points.

Results: Material datasets were obtained for spinal soft tissues, including ligaments and spinal dura mater. A unified experimental procedure was developed and validated, including custom specimen fixation solutions. A new method for tissue geometry measurement was proposed and compared with alternative approaches. Stress-strain curves and their characteristic points were determined. For thoracic spinal ligaments, average failure forces of approximately 190-480 N were obtained. For cervical ligaments, a clear strain-rate effect was demonstrated (0.5 vs 50 s^{-1}), including an increase in Young's modulus in the PLL and LF by approximately 86% and 75%, respectively. For the spinal dura mater, strain-rate dependency was also confirmed, with the modulus increasing from approximately 172 MPa at 0.5 s^{-1} to approximately 269 MPa at 25 s^{-1} , as well as pronounced anisotropy, with the modulus being approximately 283 MPa in the longitudinal direction and approximately 16 MPa in the transverse direction.

Conclusions: The dissertation provides new material data for spinal ligaments and spinal dura mater, as well as a validated and unified methodology for their acquisition, processing, and analysis. The results may be applied in numerical modelling and the development of HBMs, and potentially also in implantology and medicine. The reproducible character of the methodology may improve the comparability of results between laboratories and provide a basis for further constitutive model identification and validation of biomechanical models.

„Vanitas vanitatum et omnia vanitas”

Podziękowania

Na początku chciałbym podziękować mojemu promotorowi, Wojciechowi Witkowskiemu, oraz promotor pomocniczej, Angeli Andrzejewskiej-Sroce, za opiekę naukową, zaufanie, cierpliwość oraz wsparcie. Dziękuję również Agnieszce Sabik, która choć formalnie nie pełniła funkcji promotora, lecz wielokrotnie wspierała mnie w podobnej roli. Dziękuję Wam za wszystkie rozmowy, uwagi, wskazówki i czynną pomoc w prowadzeniu badań. Wasza postawa naukowa była dla mnie wzorem.

Szczególne podziękowania kieruję do Łukasza Pachockiego. To Ty wciągnąłeś mnie w świat nauki i pokazałeś, że praca badawcza może być czymś więcej niż tylko kolejnym obowiązkiem. Dziękuję Ci za niezłomne wsparcie na absolutnie każdym kroku — naukowym, zawodowym i życiowym. Za niezliczone rozmowy, pomysły, poprawki, motywację, za wiarę wtedy, kiedy sam jej nie miałem, i za to, że zawsze mogłem na Ciebie liczyć. Bez Ciebie ta praca z całą pewnością by nie powstała.

Dziękuję również „staremu pokojowi 13”: Dawidowi Bruskiemu, Tomkowi Wiczenbachowi oraz ponownie Łukaszowi Pachockiemu. Za wspólne lata, rozmowy, żarty, kawy, dyskusje mniej i bardziej naukowe oraz atmosferę, dzięki której przychodzenie do pracy było po prostu przyjemne. Wasze wsparcie, obecność i codzienna normalność bardzo pomagały przejść przez lepsze i gorsze momenty doktoratu.

Tak samo dziękuję „nowemu pokojowi 13”: Wiktorii Kolczyk, Kubie Zembrzuskiemu oraz jeszcze raz Tomkowi Wiczenbachowi. Za świetną atmosferę, życzliwość, pomoc, rozmowy i za to, że w pracy można było czuć się swobodnie i dobrze. Dziękuję za współpracę oraz wsparcie w sprawach zawodowych i tych zupełnie życiowych.

Chciałbym także podziękować całej ekipie z Katedry Wytrzymałości Materiałów za życzliwość, pomoc i wsparcie. Szczególne podziękowania kieruję do prof. dr hab. inż. Magdaleny Ruckiej i prof. dr. hab. inż. Krzysztofa Wildego za możliwość uczestniczenia w projekcie badawczym, za zaufanie i danie mi szansy. Udział w projekcie był kluczowy dla powstania rozprawy.

Podziękowania należą się również Jankowi Spodnikowi, który wprowadził mnie w świat anatomii kręgosłupa. Dziękuję za wiedzę, pomoc i medyczno-biologiczne zaplecze, bez którego po prostu nie byłoby czego badać. Dzięki Tobie udało mi się częściowo przebranżwić z inżyniera mostownictwa na badacza biomechaniki ludzkiego kręgosłupa.

Dziękuję mojej rodzinie za wsparcie, cierpliwość i obecność przez cały ten czas. Szczególnie dziękuję mojemu bratu, Marcinowi, za zarażenie mnie niepohamowaną ciekawością świata. Za niezliczone rozmowy o nauce, technice i wszystkich innych rzeczach, które akurat przyszły do głowy. Za to, że wiesz wszystko o wszystkim i jeszcze opowiesz o tym tak, że w miarę da się zrozumieć.

Dziękuję też moim przyjaciółom. Jest Was zbyt wielu, żeby wszystkich wymienić, ale każdy z Was - mniej lub bardziej - miał wpływ na to, kim jestem. Dziękuję za rozmowy, odskocznice od pracy, wsparcie i za to, że dzięki Wam życie nadal istniało.

Na końcu, ale zdecydowanie nie najmniej, dziękuję Klaudii. Za to, że jesteś ze mną nawet wtedy, kiedy jestem najgorszą wersją siebie. Za cierpliwość, kiedy znikąłem na całe dnie, bo „pracoholizm w natarciu”. Za wyrozumiałość, wsparcie i niesamowitą odporność na cały ten chaos.

Wszystkim Wam bardzo dziękuję. Ta rozprawa jest formalnie moja, ale na pewno nie powstała tylko dzięki mnie.

Radosław Wolny
Gdańsk, czerwiec 2026

Niniejsza rozprawa doktorska powstała w ramach projektu OPUS: UMO-2020/37/B/ST8/03231 oraz ARGENTUM: 27/1/2022/IDUB/13b/Ag.

Rozprawa doktorska (cykl publikacji)

Zgodnie z ustawą z dnia 14 marca 2003 r. o stopniach naukowych i tytule naukowym oraz o stopniach i tytule w zakresie sztuki (art. 13 ust. 2), rozprawa doktorska może mieć formę tematycznie spójnego zbioru artykułów opublikowanych lub przyjętych do druku w czasopiśmie naukowych. W związku z tym niniejsza rozprawa składa się z cyklu pięciu publikacji poprzedzonego wprowadzeniem syntetyzującym otrzymane wyniki. Część „Załączone publikacje” obejmuje zbiór artykułów opublikowanych w recenzowanych czasopiśmie.

Publikacje z autorstwem wiodącym:

Publikacja I	<u>Wolny R.</u> , Bruski D., Budzyński M., Pachocki Ł. and Wilde K. (2022). “Influence of a Lighting Column in the Working Width of a W-Beam Barrier on TB51 Crash Test” <i>Materials</i> 15, 4926. DOI: 10.3390/ma15144926	80%
Publikacja II	<u>Wolny R.</u> , Wiczenbach T., Andrzejewska A.J. and Spodnik J.H. (2024). “Mechanical response of human thoracic spine ligaments under quasi-static loading: An experimental study” <i>Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials</i> 151, 106404. DOI:10.1016/j.jmbbm.2024.106404-106404	45%
Publikacja III	<u>Wolny R.</u> , Wiczenbach T., Pachocki Ł., Wilde K. and Rucka M. (2025). “The role of sand filler in enhancing the mechanical properties of polymethylmethacrylate composites” <i>Archives of Mechanics</i> 77(1), 53-66. DOI: 10.24423/aom.4599	36%
Publikacja IV	<u>Wolny R.</u> , Wiczenbach T., Pachocki Ł., Andrzejewska-Sroka A., Sabik A., Meronk B., Daszkiewicz K., Rucka M., Witkowski W., Spodnik E., Spodnik J.H., Krypets I., Łuczkiwicz P. and Wilde K. (2025). “Experimental evaluation and constitutive modelling of cervical spine ligaments under low and high strain rates” <i>Scientific Reports</i> 15, 40139. DOI: 10.1038/s41598-025-23918-8	23%
Publikacja V	<u>Wolny R.</u> , Wiczenbach T., Rucka M., Witkowski W., Spodnik J.H., Spodnik E. and Pachocki Ł. (2026). “Exploring the mechanical behavior of the spinal dura mater: experimental insights and measurement dilemmas” <i>Archives of Civil and Mechanical Engineering</i> 26, 42. DOI: 10.1007/s43452-025-01395-0	33%

Prace przygotowano we współpracy ze współautorami; poniżej przedstawiam mój udział procentowy; do publikacji dołączono oświadczenia o wkładzie poszczególnych autorów.

Publikacje powiązane (Autor rozprawy był drugim autorem):

Publikacja VI	Wiczenbach T., <u>Wolny R.</u> , Sabik A., Pachocki Ł., Spodnik E. and Witkowski W. (2025). “Transversely isotropic hyperelastic laws for 2D FEM modeling of human thoracic spine ligaments” <i>Scientific Reports</i> 15, 39483. DOI: 10.1038/s41598-025-23016-9	20%
Publikacja VII	Wiczenbach T., <u>Wolny R.</u> , Bruski D., Daszkiewicz K., Kolczyk W., Spodnik J.H., Krypets I. and Pachocki Ł. (2025). “Mechanical properties of human spinal dura mater show rate dependency” <i>Scientific Reports</i> 15, 23511. DOI: 10.1038/s41598-025-08471-8	33%

Prace przygotowano we współpracy ze współautorami; przedstawiono mój udział procentowy; do publikacji dołączono oświadczenia o wkładzie poszczególnych autorów.

Osiągnięcia i aktywność naukowa powiązane z rozprawą

Konferencje naukowe:

- ❖ 30.06.2023: XVI Kopernikańskie Seminarium Doktoranckie organizowane przez Wydział Chemii UMK w Toruniu, referat pt. *Eksperymentalne Badania Właściwości Mechanicznych Tkanek Miękkich Kręgosłupa*. Nagroda za drugie najlepsze wystąpienie w sekcji nauk fizycznych i technicznych.
- ❖ 10.09.2025: XI International Conference On Computational Bioengineering, Università Campus Bio-Medico Di Roma, referat pt. *Experimental study on material properties of soft tissues of the spine*.

Wzory użytkowe i zgłoszenia patentowe związane z rozprawą:

- ❖ Układ do pomiaru i sposób pomiaru wytrzymałości i/lub ruchomości łańcuchów biokinematycznych do odwzorowania rzeczywistej pracy fragmentów łańcucha biokinematycznego (zgłoszenie P.444805, 2023-05-09)
- ❖ Układ i sposób do pomiaru wytrzymałości i/lub ruchomości łańcuchów biokinematycznych do odwzorowania rzeczywistej pracy fragmentów łańcucha biokinematycznego (zgłoszenie P.443947, 2023-03-02)
- ❖ Uchwyt do mocowania próbek biologicznych, zwłaszcza próbek tkanek miękkich do badań wytrzymałościowych (zgłoszenie W.132878, 2025-07-08)

Udzielone patenty związane z rozprawą:

- ❖ Układ do pomiaru i sposób pomiaru wytrzymałości i/lub ruchomości łańcuchów biokinematycznych do odwzorowania rzeczywistej pracy fragmentów łańcucha biokinematycznego (zgłoszenie P.443948, 2023-03-02; nr prawa wyłącznego Pat.248467, 2025-11-07)

Projekty badawcze:

- ❖ Wykonawca w projekcie pt. „*Modeling of failure of the human cervical spine in the course of the car collision with the road barrier*”, finansowanym w ramach konkursu OPUS, Narodowe Centrum Nauki, UMO-2020/37/B/ST8/03231, realizacja: 2021-01-11 - 2024-01-10, kierownik: prof. Krzysztof Wilde.
- ❖ Wykonawca w projekcie pt. „*Development of anisotropic, visco-hyperelastic constitutive law for modeling spinal dura mater of humans*” finansowanym w ramach konkursu ARGENTUM (IDUB), Politechnika Gdańska, GdanskTech 27/1/2022/IDUB/13b/Ag, realizacja: 15.05.2023 - 2025-06-15, kierownik: dr inż. Łukasz Pachocki.
- ❖ Kierownik projektu pt. „Opona twarda poddana cyklicznym obciążeniom - opracowanie modelu reologicznego - DURA-FORM”, zakwalifikowany do finansowania w ramach konkursu PRELUDIUM, Narodowe Centrum Nauki, UMO-2025/57/N/ST8/02862. Planowana realizacja: 2026-01-31 - 2028-01-30.

Zawartość

Streszczenie	i
Abstract	ii
Podziękowania	v
Rozprawa doktorska (cykl publikacji)	vii
Osiągnięcia i aktywność naukowa powiązane z rozprawą	ix
Część I: Wprowadzenie	
1. Wstęp	1
1.1 Opis problemu badawczego i motywacje	1
1.2 Analiza literatury w kontekście niejednorodności procedur badawczych.....	2
1.3 Cel pracy	3
1.4 Metody	3
1.5 Ograniczenia	4
2. Rozwój protokołu eksperymentalnego	5
3. Synteza załączonych publikacji.....	7
4. Struktura cyklu publikacji	17
4.1 Opis wkładu autorskiego oraz znaczenie w rozprawie	17
4.1.1 Publikacje	17
4.1.2 Wzory użytkowe i zgłoszenia patentowe, udzielone patenty	20
4.2 Struktura postępów w ujęciu chronologicznym.....	21
5. Prace uzupełniające poza cyklem publikacji	23
5.1 Stanowisko badawcze	23
5.1.1 Korekcja przemieszczenia układu w próbach quasi-statycznych	24
5.1.2 Ujęcie dynamiczne.....	25
5.2 Pomiary geometrii.....	27
5.2.1 Problematyka	27
5.2.2 Opis procedury.....	27
5.2.3 Analiza porównawcza.....	28
5.2.4 Wnioski.....	29
6. Podsumowanie i perspektywy dalszych badań	30
6.1 Podsumowanie	30
6.2 Dalsze kierunki badań.....	31
SUPLEMENT 1	33
S 1. Podstawy anatomiczne i biomechaniczne.....	33
S 1.1. Anatomia kręgosłupa	33
S 1.1.1. Odcinki kręgosłupa i krzywizny fizjologiczne	33

S 1.1.2. Więzadła kręgosłupa	35
S 1.1.3. Budowa rdzenia kręgowego.	35
S 1.1.4. Struktura kolagenowa.....	37
S 1.2. Terminologia anatomiczna	38
S 1.2.1. Orientacja anatomiczna i ruchy kręgosłupa	38
S 1.2.2. Obciążenia mechaniczne	38
S 1.2.3. Czynnościowy segment ruchowy kręgosłupa (FSU)	39
S 1.2.4. Preparatyka próbki więzadła: „kość-więzadło-kość” (BLB)	40
S 1.3. Pojęcia mechaniki i definicje miar	41
S 1.3.1. Opis materialny: konfiguracja odniesienia i aktualna	41
S 1.3.2. Miary odkształceń w próbie jednoosiowej	42
S 1.3.3. Miary naprężeń w próbie jednoosiowej.	43
S 1.3.4. Hipersprężystość i lepko-sprężystość tkanek miękkich	44
S 1.3.5. Prawa konstytutywne i funkcja energii odkształcenia.	44
S 1.4. Regiony charakterystyczne i punkty przejścia	45
Bibliografia	48
Spis rysunków.....	57
Spis tabel	58
Część II: Załączone publikacje I-V	
Część III: Oświadczenia	

Część I:
Wprowadzenie

1. Wstęp

1.1 Opis problemu badawczego i motywacje

Mimo systematycznego rozwoju rozwiązań poprawiających bezpieczeństwo ruchu drogowego, wypadki drogowe nadal prowadzą do ciężkich obrażeń i zgonów. W Polsce w 2024 r. odnotowano 21 519 wypadków, 1 896 ofiar śmiertelnych oraz 24 782 osoby ranne, w tym 7 796 ciężko rannych [1], co pokazuje, że zagrożenie w ruchu drogowym nadal pozostaje istotnym problemem, mimo obserwowanych w dłuższym horyzoncie działań prewencyjnych. W ujęciu europejskim poprawa bezpieczeństwa również pozostaje powolna: Komisja Europejska raportuje około 19 800 ofiar śmiertelnych w UE w 2024 r. (spadek o ok. 3% względem 2023 r.), co podkreśla potrzebę dalszego doskonalenia urządzeń bezpieczeństwa, jak również narzędzi oceny ryzyka i mechanizmów urazów ciała człowieka [2]. W tym obszarze coraz większą rolę odgrywają symulacje numeryczne [3–11], które pozwalają analizować scenariusze zdarzeń drogowych w kontrolowanych warunkach, oceniać mechanizmy powstawania urazów pod wpływem obciążeń dynamicznych [12] i porównywać warianty konstrukcji pojazdów oraz infrastruktury [13].

Wśród narzędzi wykorzystywanych w symulacjach numerycznych do analizy mechaniki powstawania urazów, szczególną pozycję zajmują modele ciała człowieka (ang. *Human Body Model* - *HBM*). Umożliwiają one śledzenie mechanizmów powstawania uszkodzeń w czasie zdarzenia oraz ocenę wpływu parametrów wypadku na obciążenia tkanek [14–17]. Jednocześnie HBM są narzędziami, które wciąż wymagają rozwoju. O wiarygodności wyników uzyskiwanych przy użyciu HBM decyduje bowiem w istotnym stopniu zestaw przyjętych założeń, w tym w szczególności zastosowane modele konstytutywne opisujące zachowanie poszczególnych tkanek [18–27].

Sformułowanie modelu materiałowego wymaga, poza opisem teoretycznym na poziomie mechaniki ośrodków ciągłych, przeprowadzenia odpowiednich eksperymentów, zob. np. [25,26,28–35]. Parametry modeli konstytutywnych tkanek są identyfikowane na podstawie wyników badań biomechanicznych. Eksperymenty pełnią rolę kluczową: dostarczają danych do identyfikacji, kalibracji i walidacji modeli oraz pozwalają weryfikować hipotezy dotyczące mechaniki urazu. Podobne dane bywają też użyteczne w obszarach klinicznych, wspierając analizę odpowiedzi mechanicznej tkanek na obciążenia związane z zabiegami chirurgicznymi oraz procedurami implantologicznymi [36].

Tematem mojej pracy są eksperymentalne badania biomechaniczne tkanek miękkich kręgosłupa człowieka, w szczególności więzadeł kręgosłupa oraz opony twardej. Zrozumienie właściwości mechanicznych tych struktur jest kluczowe dla badania statyki i dynamiki kręgosłupa oraz dla opracowania skutecznych strategii leczenia patologii i urazów kręgosłupa. Więzadła odpowiadają za stabilizację segmentów i ograniczanie niepożądanych przemieszczeń kręgosłupa [37]. Opona twarda stanowi mechaniczną osłonę struktur nerwowych, których funkcjonowanie może być zaburzone w warunkach oddziaływań mechanicznych [38–44]. Badania tkanek miękkich stanowią istotne wyzwanie badawcze. Wymagają między innymi precyzyjnej preparatyki, stabilnego mocowania i spójnej obróbki danych i interpretacji wyników. Tkanki te cechuje anizotropia oraz właściwości lepkościowe.

Badania biomechaniczne tkanek miękkich kręgosłupa stanowią istotne wyzwanie eksperymentalne. Dotyczy to zarówno więzadeł kręgosłupa, jak i opony twardej, których odpowiedź mechaniczna zależy nie tylko od właściwości samej tkanki, ale również od sposobu

przygotowania i zamocowania próbki, warunków testu, prędkości odkształcenia oraz metody opracowania danych [45–48]. W literaturze podjęte zostały próby określenia paradygmatu techniki przeprowadzania pomiarów biomechaniki tych tkanek w warunkach *in vitro* [30,34,45,49], jednak nadal brak pełnego ujednolicenia procedur badawczych, zwłaszcza z punktu widzenia pozyskiwania danych użytecznych do identyfikacji praw materiałowych. Dodatkową trudność stanowi duża zmienność biologiczna badanych tkanek, obejmująca między innymi wpływ wieku i orientacji tkanki na uzyskiwane wyniki [50–53]. W konsekwencji dostępne dane eksperymentalne są nadal nie w pełni porównywalne, co uzasadnia zarówno potrzebę dalszych badań eksperymentalnych, jak i potrzebę opracowywania spójnych protokołów badawczych.

1.2 Analiza literatury w kontekście niejednorodności procedur badawczych

Studium literatury wskazuje, że badania biomechaniczne tkanek miękkich kręgosłupa charakteryzują się znaczną niejednorodnością metodologiczną [45,50]. Różnice dotyczą przygotowania próbki, sposobu jej zamocowania, warunków testu, prędkości odkształcenia, metod wyznaczania geometrii i odkształcenia oraz sposobu opracowania wyników. W rezultacie nawet badania odnoszące się do tych samych tkanek często dostarczają danych cechujących się dużą rozbieżnością.

Na zmienność interpretowanych wyników wpływa bioróżnorodność dawców. Wykazano znaczną zależność części parametrów mechanicznych od wieku [54–58]. Ponadto autorzy [52] wykazują różnice w wynikach z uwagi na płeć dawców. Kolejnym istotnym czynnikiem są metody utrwalania próbek [45,59–63], warunki przechowywania tkanek zarówno przed badaniem [64–66], jak i w jego trakcie [46], a także sposób ich preparacji do planowanych testów mechanicznych [67]. Czynniki te mogą istotnie wpływać na uzyskiwane wartości parametrów mechanicznych, a tym samym utrudniać bezpośrednie zestawianie wyników pochodzących z różnych ośrodków badawczych [50]. Wykazano, że istotny statystycznie wpływ na właściwości mechaniczne ma prekondycjonowanie przed badaniem właściwym [68] oraz ponowne zamrażanie próbek [66].

Kolejnym elementem protokołu eksperymentalnego mającym bezpośredni wpływ na uzyskiwane rezultaty jest sposób przygotowania oraz montażu próbki do badania wytrzymałościowego. W pracy [69] badano bezpośrednio pozyskane od dawców (niezmodyfikowane) kompleksy kostno-więzadłowe (BLB - patrz podrozdział suplementu S 1.2.4) i opisywano ich odpowiedź za pomocą krzywych siła-przemieszczenie. Przy badaniu niezmodyfikowanego BLB w jednoosiowym rozciąganiu częstym problemem pozostaje odspojenie więzadła od kości albo poślizg próbki w uchwycie, prowadzące do zniszczenia układu poza bazą pomiarową [45,70]. Taki wynik może być wystarczający przy ocenie siły niszczącej całego kompleksu kostno-więzadłowego [71]. Na podstawie tych danych nie jest możliwe wyznaczenie parametrów materiałowych dla tkanki miękkiej, niezbędnych do identyfikacji prawa konstytutywnego [72]. W innych pracach końce kostne BLB umieszczano w adapterach i zatapiano w materiale mocującym, stosując dodatkowe elementy zakotwienia, takie jak śruby, druty lub drewniane kołki [46,47,73]. Metody te zwiększają prawdopodobieństwo uzyskania zniszczenia w obrębie więzadła w badaniach więzadeł odcinka szyjnego, ale nie eliminują problemu całkowicie. Ich skuteczność jest ponadto ograniczona w przypadku bardziej wytrzymałych struktur, takich jak więzadła odcinka piersiowego i lędźwiowego, gdzie utrzymanie pożądanego miejsca zniszczenia staje się jeszcze trudniejsze

[48,69]. Inaczej niż w przypadku więzadeł, geometrię próbki opony twardej przygotowuje się w postaci kształtu *dog-bone* [52,74] lub prostokątnego [75,76] zamocowanych w maszynie wytrzymałościowej bez udziału innych tkanek.

W przypadku tkanek miękkich badania prowadzi się najczęściej w warunkach jednoosiowego lub dwuosiowego rozciągania, ponieważ ich budowa anatomiczna przystosowana jest wyłącznie do przenoszenia naprężeń rozciągających. W części prac analizowano zatem odpowiedź jednoosiową w kierunku podłużnym [47,48,54,67,73], a w przypadku opony twardej także poprzecznym [52,53,74,76] oraz złożonym dwukierunkowym stanie naprężenia [75,77]. Dodatkowo próbki biologiczne wykazują właściwości lepkościowe, co w testach dynamicznych może prowadzić do wzrostu wartości części parametrów mechanicznych takich jak sztywność oraz wartości siły niszczącej w zależności od prędkości obciążenia [46,47,73,78].

Sposób pomiaru odkształcenia próbki w literaturze jest zróżnicowany: od obliczeń opartych na przemieszczeniu trawersy maszyny [64,74,76] po pomiar optyczny z użyciem markerów i cyfrowej korelacji obrazu [52,53,75,77]. Obie metody wiążą się jednak z ograniczeniami, dlatego wymagają precyzyjnego opisu metodologii w celu zapewnienia powtarzalności badań i właściwej interpretacji wyników [49].

Przy badaniu tkanek miękkich o tak niejednoznacznej geometrii jak w przypadku więzadeł, utrudnione jest przyjęcie początkowej długości oraz pola przekroju poprzecznego próbki (patrz podrozdział 5.2 oraz Rys. 28) [47,54,70]. Dodatkowy problem stanowi wyznaczanie punktów charakterystycznych krzywej (patrz podrozdział suplementu S 1.4) oraz wyznaczenie średniej krzywej reprezentatywnej dla grupy badanych próbek. Wynika to z tego, że poszczególne próbki różnią się przebiegiem odpowiedzi nieliniowej, nachyleniem części liniowej, czy zakresem poszczególnych regionów charakterystycznych, a przyjęty sposób normalizacji i dopasowania danych wpływa na wynik końcowy [34].

Wszystko powyższe uzasadnia potrzebę dalszych badań eksperymentalnych oraz opracowywania możliwie spójnych procedur badawczych i schematów przetwarzania danych, tak aby uzyskiwane wyniki były porównywalne i użyteczne do identyfikacji praw materiałowych w modelach numerycznych.

1.3 Cel pracy

W pracy przyjąłem dwa cele główne:

- C1: opracowanie spójnego protokołu eksperymentalnego badań więzadeł kręgosłupa oraz opony twardej. Protokół obejmuje przygotowanie i mocowanie próbek, przebieg testu, pomiar geometrii i odkształcenia, przetwarzanie i analizę danych.
- C2: pozyskanie danych materiałowych więzadeł i opony twardej kręgosłupa w postaci użytecznej do identyfikacji praw konstytutywnych i zastosowań w modelowaniu numerycznym.

1.4 Metody

Metodyka pracy obejmowała następujące główne elementy: przegląd literatury, rozwój infrastruktury badawczej oraz badania eksperymentalne prowadzone iteracyjnie z korektą protokołu. Badania wykonano *in vitro* na próbkach mrożonych, nieutralizowanych formaliną. Przeprowadzono jednoosiowe próby rozciągania więzadeł odcinka piersiowego i szyjnego oraz opony twardej kręgosłupa. Testy obejmowały obciążenia quasi-statyczne i dynamiczne. W badaniach odcinka szyjnego kręgosłupa porównano dwa warianty prędkości odkształcenia:

0.5 s⁻¹ i 50 s⁻¹. W przypadku opony twardej testy wykonano w dwóch kierunkach zgodnych z orientacją tkanki. Dane przetwarzano według ujednoliconego schematu, uzyskując porównywalne krzywe siła-wydłużenie oraz naprężenie-odkształcenie. Wyznaczono również parametry charakterystyczne materiału (m.in. sztywność, moduł sprężystości, naprężenie/odkształcenie niszczące, pozorna liczba Poissona [29,33,53,79–82]).

1.5 Ograniczenia

Badania prowadzone *in vitro* nie odwzorowują w pełni warunków *in vivo*, m.in. oddziaływań z otoczeniem tkanek, warunków uwodnienia oraz środowiska płynowego. Próbkki były mrożone i testowane po rozmrożeniu, co jest rozwiązaniem praktycznym, ale może wpływać na własności materiałowe. Liczba dawców jest ograniczona, a większość materiału pochodziła od osób starszych (60-90 lat). Występuje nadreprezentacja kobiet wśród dawców (5 do 2). W konsekwencji, badana grupa nie odzwierciedlała w pełni zróżnicowania populacji pod względem zmiennych demograficznych i antropometrycznych, takich jak wiek, płeć oraz cechy budowy ciała, co ogranicza możliwość jednoznacznej oceny wpływu tych cech na właściwości mechaniczne tkanek. Dane charakteryzują się dużą zmiennością, a część rozrzutu może wynikać od sposobu wyznaczania odkształcenia, procedur przygotowania próbki lub metody określenia geometrii czynnej.

2. Rozwój protokołu eksperymentalnego

Jednym z głównych rezultatów niniejszej rozprawy było opracowanie przeze mnie i stopniowe ujednolicenie protokołu eksperymentalnego przeznaczonego do badań mechanicznych tkanek miękkich kręgosłupa człowieka, w szczególności więzadeł oraz opony twardej rdzenia kręgowego. Protokół ten nie został przyjęty w postaci gotowej na początku pracy, lecz był rozwijany iteracyjnie na podstawie analizy literatury, własnych badań pilotażowych na materiale odzwierzęcym, doświadczeń zdobytych podczas testów właściwych oraz wniosków wynikających z kolejnych etapów cyklu publikacji. Jego ostateczna postać stanowi więc rezultat procesu badawczego. Szczegółowy opis procedur eksperymentalnych przedstawiono w publikacjach II, IV, V, VI oraz częściowo w VII, natomiast w niniejszym podrozdziale omówiono logikę budowy tego protokołu oraz rozdzielono elementy zaadaptowane z literatury od rozwiązań autorskich.

Punktem wyjścia do budowy protokołu była krytyczna analiza literatury, która wykazała znaczną niejednorodność stosowanych procedur badawczych (patrz podrozdział 1.2). Literatura stanowiła więc zbiór przesłanek pozwalających zdefiniować ramy dalszych prac eksperymentalnych, a nie źródło gotowego standardu. Z literatury przyjąłem przede wszystkim ogólne założenie, że badania tkanek miękkich kręgosłupa powinny być prowadzone w jednoosiowej próbie rozciągania, zarówno w warunkach quasi-statycznych, jak i dynamicznych (prędkość odkształcenia 0.5 s^{-1} i 50 s^{-1}) do zniszczenia próbki. Taki schemat obciążenia odpowiada dominującemu mechanizmowi przenoszenia naprężeń przez te struktury i jest łatwo interpretowalny w kontekście zapisu prawa materiałowego. Na podstawie doniesień literaturowych oraz ich konfrontacji z własnymi obserwacjami przyjąłem również stosowanie materiału mrożonego, rozmrażanego przed badaniem, a także określono procedurę prekondycjonowania (10% wydłużenia w 60 cyklach z częstotliwością 1 Hz).

Zasadnicza część protokołu została jednak wypracowana autorsko. Dotyczy to przede wszystkim sposobu przygotowania i mocowania próbek więzadeł w konfiguracji BLB. Literatura wskazuje, że stosowanie dodatkowych elementów wzmacniających w rejonie mocowania nie jest podejściem odosobnionym, jednak nie istnieje uniwersalna i powszechnie zaakceptowana procedura „zbrojenia” takich próbek. W przeprowadzonych badaniach sposób wzmacniania BLB rozwijałem iteracyjnie na podstawie prób pilotażowych, początkowo prowadzonych na materiale odzwierzęcym, a następnie doskonalilem w badaniach właściwych. Szczególne znaczenie miało to w przypadku więzadeł bardziej wytrzymałych, dla których przedstawione w literaturze sposoby mocowania okazywały się niewystarczające do uzyskania pożądanego mechanizmu zniszczenia w obrębie tkanki więzadła. Opracowane rozwiązania obejmowały dobór rodzaju zbrojenia zależnie od anatomii badanego więzadła oraz zastosowanie dodatkowych elementów niewystępujących wprost w opisach literaturowych, a istotnych z punktu widzenia eliminacji poślizgu próbki, pęknięcia części kostnych i odspojenia przyczepów.

Autorski charakter miał również rozwój metodyki badania opony twardej rdzenia kręgowego. Dotyczyło to zarówno nadawania próbce geometrii roboczej, jak i sposobu jej wycinania oraz montowania w maszynie wytrzymałościowej w taki sposób, aby uzyskać powtarzalne warunki obciążenia i zniszczenia w obszarze pomiarowym. W tym celu opracowałem własne rozwiązania adaptera wspomagającego jej przygotowanie i mocowanie (W.132878). Ponadto w ramach publikacji V opracowałem autorską metodę przetwarzania

danych eksperymentalnych i opisałem konieczność uwzględniania metody pomiaru odkształcenia w badaniach wytrzymałościowych opony twardej.

Ważnym elementem autorskim było także przygotowanie infrastruktury badawczej dostosowanej do specyfiki analizowanych tkanek. W ramach rozprawy zaprojektowałem, zbudowałem i zwalidowałem część mechaniczną stanowiska do jednoosiowych prób rozciągania, przeznaczone do badań próbek biologicznych o małych wymiarach i złożonej geometrii (Pat.248467). Stanowisko wyposażono w komorę środowiskową według mojego projektu umożliwiającą utrzymywanie temperatury i wilgotności otoczenia próbki na poziomie zbliżonym do warunków *in vivo* (tj. temperatury 36.6°C oraz wilgotności powietrza 95%). Miało to znaczenie dla ograniczenia wpływu wysychania tkanki i poprawy powtarzalności badań. Autorski charakter miało również zastosowanie mieszaniny żywicy z dodatkiem piasku do utwardzania próbek więzadeł. Rozwiązanie to okazało się korzystne zarówno z punktu widzenia stabilizacji próbki podczas przygotowania i testu, jak i z przyczyn technologicznych oraz ekonomicznych.

Osobną grupę rozwiązań autorskich stanowiły elementy związane z przetwarzaniem i interpretacją danych. Dotyczy to w szczególności sposobu uśredniania krzywych naprężenie-odkształcenie oraz siła-wydłużenie dla grup próbek o znacznej zmienności w przebiegach krzywych. W niniejszej pracy przyjęto podejście, w którym przebiegi porządkowano z uwzględnieniem charakterystycznych regionów odpowiedzi mechanicznej i punktów przejścia pomiędzy nimi. Podejście to miało na celu lepsze odzwierciedlenie typowej odpowiedzi badanej tkanki oraz ograniczenie niejednoznaczności w grupach krzywych, wynikających ze zróżnicowanego przebiegu i zakresu regionu *toe*, nachylenia części liniowej i wartości punktu zniszczenia. W rezultacie opracowany sposób analizy danych stanowi integralną część protokołu eksperymentalnego.

3. Synteza załączonych publikacji

Publikacja I: Influence of a Lighting Column in the Working Width of a W-Beam Barrier on TB51 Crash Test (2022)

Wstęp: Publikacja dotyczy bezpieczeństwa ruchu drogowego i oceny pracy drogowego systemu powstrzymującego w warunkach zderzenia ciężkiego pojazdu z barierą stalową typu W-beam w teście TB51 (EN 1317 [83]). Rozpatrzono sytuację, w której w szerokości pracującej bariery znajduje się dodatkowy element infrastruktury (certyfikowany słup oświetleniowy), co może wpływać na mechanizm odkształcania bariery oraz zdolność powstrzymania i przekierowania pojazdu [84–87]. Praca łączy dane z testu poligonowego z analizą numeryczną i procedurą walidacji modelu [88,89].

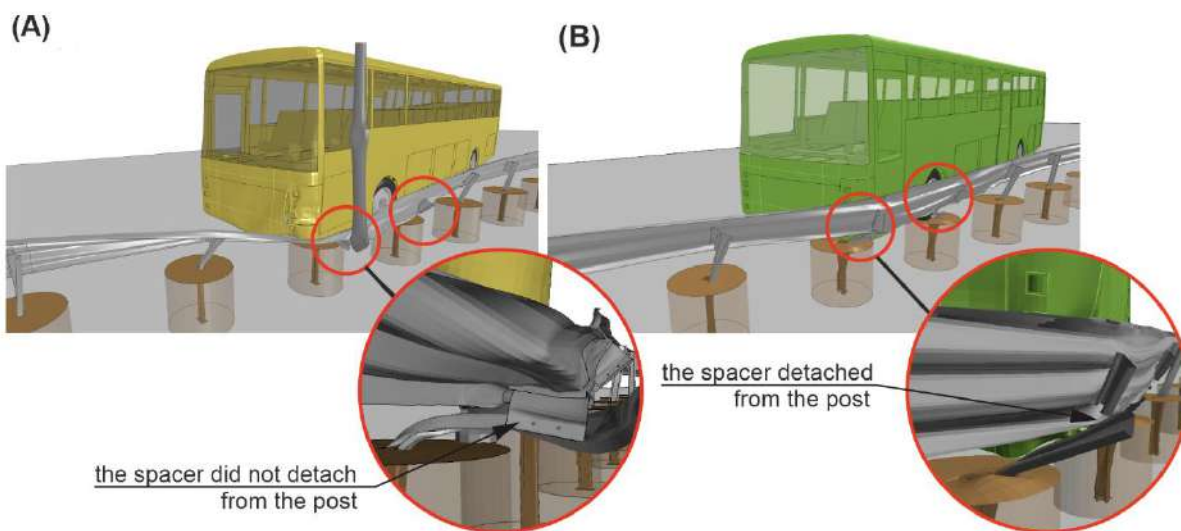
Metodologia: Zrealizowano zmodyfikowany test zderzeniowy TB51: autobus o masie 13 ton uderzał w barierę z prędkością 70 km/h pod kątem 20°, przy obecności słupa oświetleniowego zlokalizowanego w obszarze szerokości pracującej [14,90]. Równolegle opracowano model numeryczny zdarzenia w programie MPP LS-Dyna R10.1 [28], uwzględniający pojazd, barierę oraz warianty z kolumną i bez niej (patrz **Tabela 1**). Walidację symulacji przeprowadzono przez porównanie wyników analiz numerycznych z badaniami eksperymentalnymi, analizując przebieg zdarzenia w czasie i wskaźniki ciężkości zderzenia (m.in. ASI i THIV [83]) oraz zgodność scenariusza deformacji i kontaktu pojazd-bariera. Porównano przebieg symulacji z i bez kolumny.

Rezultaty: Test poligonowy oraz symulacja numeryczna wykazały, że obecność słupa oświetleniowego istotnie zmienia pracę bariery. Opisano proces, w jaki sposób kolumna zaburza sekwencję odkształceń prowadnicy i współpracę elementów bariery. W analizowanym przypadku prowadzi to do braku prawidłowego powstrzymania i przekierowania autobusu. Uzyskano jakościową zgodność mechanizmu zdarzenia pomiędzy eksperymentem a symulacją, a także wysoką zgodność przebiegu ASI (korelacja ok. 84%), przy jednoczesnych rozbieżnościach dla THIV omówionych w pracy. W analizie wariantowej (symulacje) wykazano różnice pomiędzy układem referencyjnym (bez kolumny) a przypadkiem z kolumną. W rozpatrywanym wariancie bez kolumny uzyskano ASI = 0.33 i THIV = 16.1 km/h, natomiast w wariancie z kolumną ASI = 0.44 i THIV = 17.7 km/h. Obecność kolumny wpływała również na parametry ruchu pojazdu, w tym na wzrost maksymalnego kąta przechyłu autobusu z 2.01° do 5.96°.

Wnioski: Badania potwierdziły, że certyfikowany element infrastruktury zlokalizowany w szerokości pracującej certyfikowanej bariery może w sposób krytyczny zaburzyć mechanizm jej pracy podczas zderzenia pojazdu, prowadząc do niepożądanego przebiegu zdarzenia mimo spełnienia formalnych warunków testu TB51. Ponadto, wyniki pracy pokazały, że wskaźniki ASI i THIV mogą pozostawać w granicach normowych mimo przebiegu zderzenia, który z punktu widzenia rzeczywistego bezpieczeństwa nie powinien być uznany za bezpieczny. Wskazuje to na ograniczenia oceny opartej na tego rodzaju wskaźnikach oraz na zasadność uzupełnienia jej analizą z wykorzystaniem modeli HBM. Połączenie testu pełnoskalowego z analizą numeryczną pozwoliło na odtworzenie i interpretację mechanizmu uszkodzeń (patrz Rys. 1) oraz na ocenę wrażliwości wyników na obecność przeszkody w strefie pracy systemu.

Tabela 1 Porównanie modelu MES autobusu, autobusu użytego w eksperymencie

	FE Model	SETRA S215 UL Model Year 1991	EN 1317
Mass	12,967.6 kg	$12,992 \pm 20$ kg	$13,000 \pm 400$ kg
Length	12.80 m	12.010 ± 0.020 m	n/a
Width	2.506 m	2.490 ± 0.020 m	n/a
Location of center of gravity (CG)	CGx: 3987 mm CGy: 0 mm CGz: 1338 mm	CGx: 3815 ± 2 mm CGy: 3 ± 2 mm CGz: 1435 ± 2 mm	CGx: $3800 \text{ mm} \pm 10\%$ CGy: ± 100 mm CGz: $1400 \text{ mm} +15\%/-5\%$
Number of axles	2	2	n/a
Wheel base	6.798 m	6.080 ± 0.020 m	$6.50 \text{ m} \pm 15\%$
Wheel track (front/rear)	2.088 m/1.769 m	2.070 ± 0.020 m/ 1.800 ± 0.020 m	$2.00 \text{ m} \pm 15\%$
Number of nodes	125,550	n/a	n/a
Number of FEs	128,245	n/a	n/a

**Rys. 1** Widoki izometryczne symulacji (czas = 0.3 s) **(A)** test z kolumną i **(B)** test bez kolumny*Źródło: Publikacja I, opracowanie własne*

Szczegółowy opis autorskiego wkładu w cykl publikacji zamieszczam w rozdziale 4.

Publikacja II: Mechanical response of human thoracic spine ligaments under quasi-static loading: An experimental study (2024)

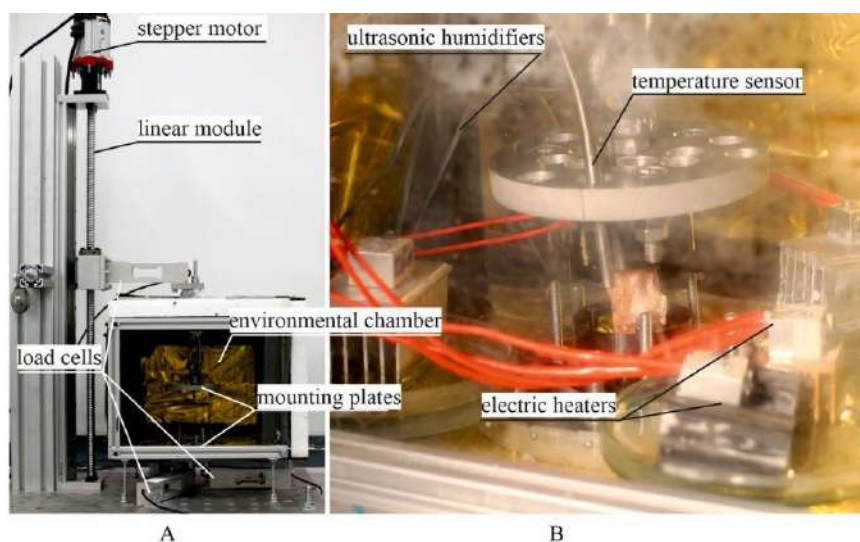
Wstęp: Głównym celem publikacji było dostarczenie informacji o odpowiedzi mechanicznej więzadeł odcinka piersiowego kręgosłupa człowieka (ALL, PLL, CL, LF, ISL+SSL) w próbie quasi-statycznego jednoosiowego rozciągania [48]. Praca koncentruje się na trzech powiązanych aspektach:

- (1) opisaniu odtwarzalnej procedury eksperymentalnej, obejmującej przygotowanie i „zbrojenie” próbek, sposób pomiaru długości i szerokości, analizę danych);
- (2) uzyskaniu przebiegów siła-wydłużenie dla wybranych więzadeł;
- (3) usystematyzowaniu krzywych poprzez wyznaczenie regionów charakterystycznych (ang. *toe*, *linear*, *subfailure*) i zaproponowaniu metody uśredniania krzywych opartej na punktach przejścia między tymi regionami (I, II punkty przejścia) [34,45,68].

Metodologia: Badania wykonano na próbkach pozyskanych z ludzkich odcinków piersiowych kręgosłupa pobranych od 4 dawców. Dla każdej próbki wyznaczano podstawowe cechy geometryczne: długość l_0 oraz szerokość w_0 . Zaproponowano procedurę preparatyki i przygotowania próbek do rozciągania w konfiguracji BLB, w tym zastosowanie wzmocnień („zbrojenia”) w rejonie mocowania oraz utwierdzenie w żywicy epoksydowej. Miało to ograniczyć poślizg w uchwycie maszyny wytrzymałościowej oraz wyeliminować ryzyko zniszczenia próbki poprzez zerwanie przyczepu więzadła [30]. Próby prowadzono na autorskiej maszynie wytrzymałościowej z komorą środowiskową utrzymującą temperaturę 36.6°C i wilgotność 95% podczas testu (patrz Rys. 2), w warunkach quasi-statycznych (prędkość odkształcenia 0.5 s^{-1}) [46,47]. Zarejestrowane przebiegi siła-wydłużenie analizowano poprzez wyznaczenie punktów przejścia pomiędzy charakterystycznymi regionami krzywych, a następnie zastosowano procedurę uśredniania krzywych opartą na uśrednianiu tych punktów [34].

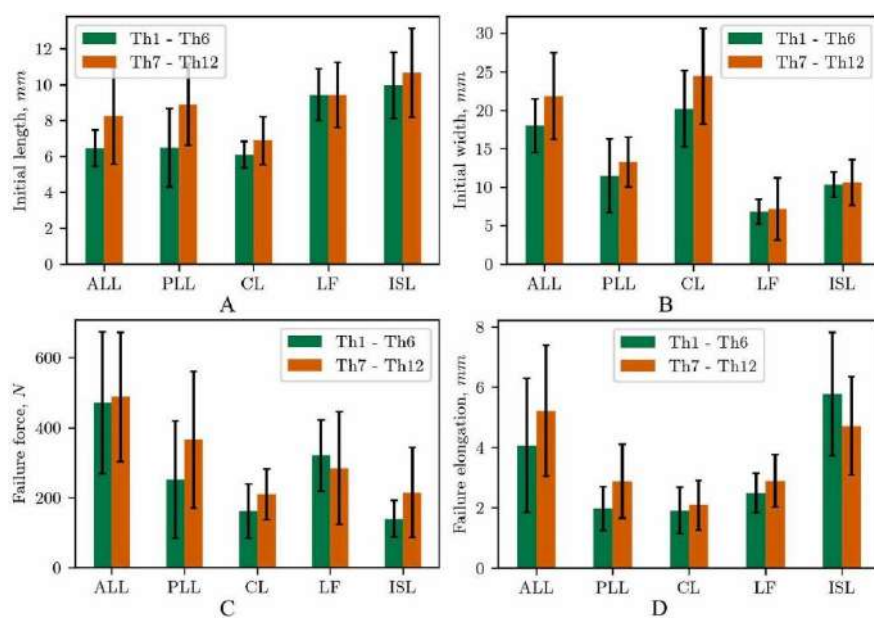
Rezultaty: Wyznaczono wartości graniczne i charakterystyczne dla badanych struktur, w tym siłę niszczącą F_f oraz wydłużenie przy zniszczeniu ΔL_f . Średnie siły niszczące wyniosły: ALL $\sim 482\text{ N}$, PLL $\sim 318\text{ N}$, LF $\sim 295\text{ N}$, CL $\sim 194\text{ N}$, ISL+SSL $\sim 191\text{ N}$. Średnie wydłużenia przy zniszczeniu wyniosły: ALL $\sim 4.8\text{ mm}$, PLL $\sim 2.5\text{ mm}$, LF $\sim 2.8\text{ mm}$, CL $\sim 2.0\text{ mm}$, ISL+SSL $\sim 5.0\text{ mm}$ (patrz Rys. 3). Zidentyfikowano punkty przejścia I i II dla każdej grupy, co umożliwiło zdefiniowanie krzywych uśrednionych oraz porównanie przebiegów poszczególnych typów więzadeł na różnych poziomach odcinka piersiowego. Wyniki potwierdziły różnice w odpowiedzi mechanicznej pomiędzy więzadłami, zarówno w zakresie wartości granicznych, jak i przebiegu krzywych.

Wnioski: Praca dostarcza uporządkowanych danych eksperymentalnych więzadeł odcinka piersiowego w warunkach obciążeń quasi-statycznych oraz opisuje odtwarzalną procedurę badawczą, w której istotną rolę odgrywa sposób przygotowania i „zbrojenia” próbek. Wyznaczanie punktów przejścia I i II oraz proces uśredniania przebiegów krzywych pozwala opisywać typową odpowiedź więzadeł w sposób porównywalny między grupami. Stanowi to praktyczną bazę do dalszej analizy oraz przygotowania danych do modelowania materiałowego.



Rys. 2 Układ testowy: **(A)** autorska maszyna wytrzymałościowa **(B)** komora środowiskowa

Źródło: Publikacja II, opracowanie własne



Rys. 3 Średnia i odchylenie standardowe dla: **(A)** długości początkowej, **(B)** szerokości początkowej, **(C)** siły niszczącej, **(D)** wydłużenia przy zniszczeniu

Źródło: Publikacja II, opracowanie własne

Szczegółowy opis autorskiego wkładu w cykl publikacji zamieszczam w rozdziale 4.

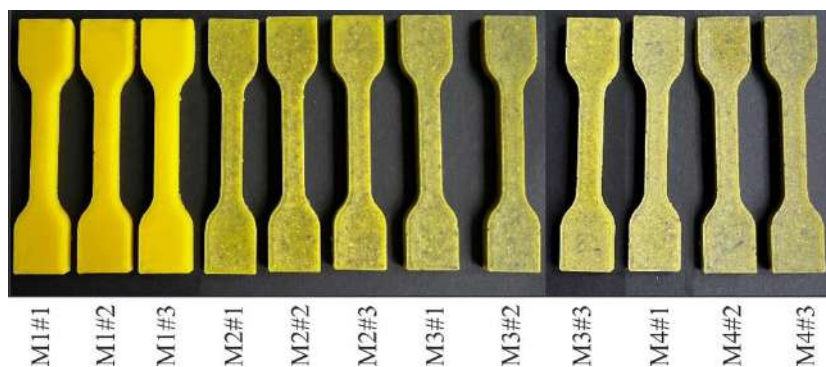
Publikacja III: The role of sand filler in enhancing the mechanical properties of polymethylmethacrylate composites (2025)

Wstęp: Publikacja dotyczy modyfikacji żywicy PMMA stosowanej do mocowania próbek w badaniach mechanicznych, w szczególności do utwierdzania elementów biologicznych [91–95]. Praca koncentruje się na ocenie, czy dodatek wypełniacza piaskowego może poprawić cechy materiałowe żywicy istotne z punktu widzenia przygotowania/mocowania próbek biologicznych: sztywność, wytrzymałość oraz przyczepność/wypełnienie, a jednocześnie ograniczyć koszty badania [96,97].

Metodologia: Wykonano serię próbek kompozytowych żywicy PMMA z dodatkiem piasku normowego (PN-EN 196-1:2016-07) o różnych udziałach masowych wypełniacza (patrz Rys. 4). Przeprowadzono jednoosiowe testy rozciągania quasi-statycznego próbek z pomiarem odkształcenia metodą cyfrowej korelacji obrazu (patrz Rys. 5), w celu wyznaczenia modułu sprężystości i wytrzymałości na rozciąganie [98]. Przeprowadzono również pomiary gęstości i analizę zmian wynikających z modyfikacji proporcji piasku w składzie kompozytu [99]. Zbadano także rozpływ w celu oceny potencjału zastosowania mieszaniny w procesie utwierdzania próbek biologicznych. Równolegle opracowano i zweryfikowano model numeryczny (MES) rozciąganej próbki, wykorzystując go do porównania z wynikami eksperymentu i oceny zgodności przewidywań zachowania kompozytu [100,101].

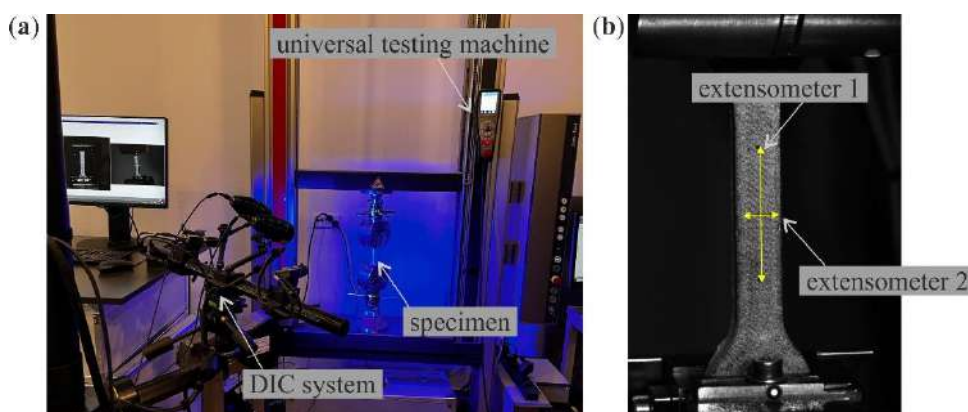
Rezultaty: Dodatek piasku wyraźnie zwiększał sztywność kompozytu PMMA, przy jednoczesnym spadku wytrzymałości na rozciąganie. W przypadku mieszaniny referencyjnej (0% piasku) moduł Younga wynosił 2.805 GPa, natomiast mieszanin z piaskiem odpowiednio 5.86 GPa (20% piasku), 7.679 GPa (36%) i 10.814 GPa (52%). Jednocześnie średnie naprężenie niszczące spadało z 33.53 MPa (0% piasku) do 17.07-17.34 MPa (20-36%) oraz 15.70 MPa (52%). Współczynnik Poissona obniżył się z 0.383 do około 0.263-0.253 wraz ze wzrostem udziału piasku (patrz Tabela 2). Z punktu widzenia przygotowania materiału do utwierdzania istotny był kompromis „sztywność-urabialność”: wraz ze wzrostem zawartości piasku malała średnica rozplwy mieszanki o ok. 1% (dla 20% zawartości piasku) oraz 9% (dla 36% i 52%) względem mieszanki bez piasku (patrz Rys. 6). Wydłużał się też czas wiązania: z ok. 6 min 57 s (0% piasku) do 9 min 36 s (52% piasku).

Wnioski: Praca wskazuje, że modyfikacja PMMA wypełniaczem piaskowym stanowi użyteczne rozwiązanie w kontekście utwierdzania próbek biologicznych. Do dalszych badań przyjęto mieszankę o zawartości piasku ~ 52%, ponieważ zapewniała korzystny kompromis pomiędzy właściwościami mechanicznymi a urabialnością. Mieszanka ta zachowywała konsystencję odpowiednią do zalewania próbek o złożonej geometrii, takich jak „zbrojone” segmenty BLB, a jednocześnie pozwalała ograniczyć koszty prowadzenia eksperymentów. Otrzymane wyniki wskazują, że dodatek piasku poprawia wybrane cechy materiału mocującego bez istotnego pogorszenia jego przydatności technologicznej. Otrzymane wnioski wspierają dobór materiału mocującego jako elementu protokołu eksperymentalnego w badaniach tkanek miękkich.



Rys. 4 Widok testowanych wariantów próbek: 12 próbek w 4 proporcjach mieszanki

Źródło: Publikacja III, opracowanie własne

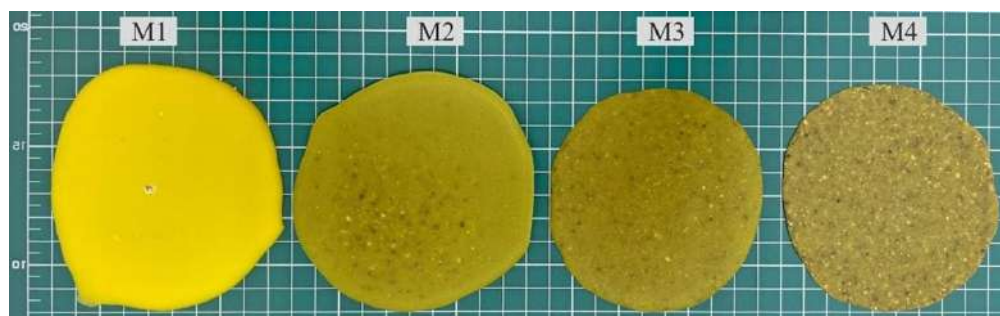


Rys. 5 Układ testowy: **(A)** maszyna wytrzymałościowa, **(B)** ekstensometry optyczne

Źródło: Publikacja III

Tabela 2 Właściwości mechaniczne kompozytu PMMA z różną zawartością piasku

Mixture ID	Averaged failure strain $\pm$ SD [-]	Averaged failure stress $\pm$ SD [MPa]	Averaged Young modulus $\pm$ SD [GPa]	Averaged Poisson's ratio $\pm$ SD [-]
M1	0.0135 $\pm$ 0.0011	33.5309 $\pm$ 2.2293	2.805 $\pm$ 0.0799	0.3831 $\pm$ 0.0066
M2	0.0043 $\pm$ 0.0007	17.072 $\pm$ 0.5291	5.86 $\pm$ 0.3096	0.2627 $\pm$ 0.0285
M3	0.003 $\pm$ 0.0008	17.3402 $\pm$ 1.651	7.6794 $\pm$ 0.2226	0.262 $\pm$ 0.0287
M4	0.0019 $\pm$ 0.0005	15.6976 $\pm$ 0.9381	10.8139 $\pm$ 0.9554	0.2528 $\pm$ 0.0198



Rys. 6 Rozpływ mieszanki, po zastygnięciu

Źródło: Publikacja III, opracowanie własne

Szczegółowy opis autorskiego wkładu w cykl publikacji zamieszczam w rozdziale 4.

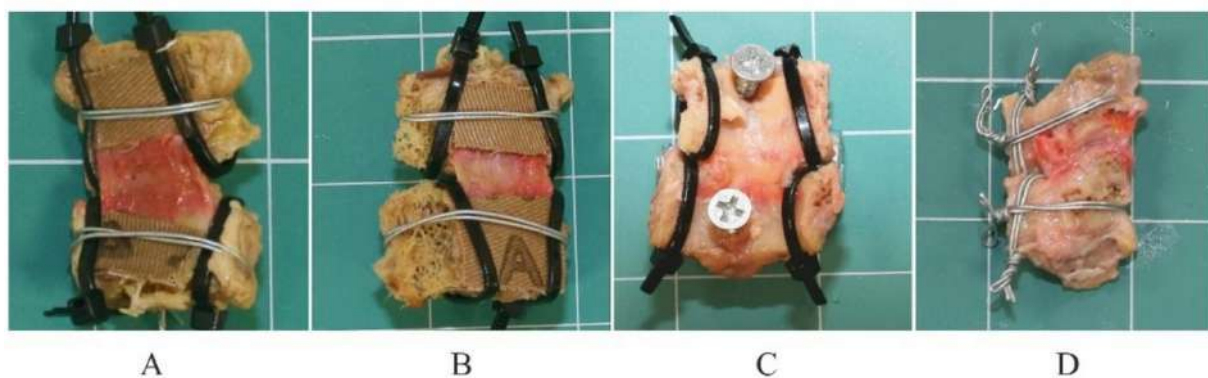
Publikacja IV: Experimental evaluation and constitutive modelling of cervical spine ligaments under low and high strain rates” (2025)

Wstęp: Publikacja dotyczy wybranych więzadeł odcinka szyjnego kręgosłupa człowieka badanych w próbie jednoosiowego rozciągania przy niskiej (0.5 s^{-1}) i wysokiej (50 s^{-1}) prędkości odkształcenia. Praca łączy część eksperymentalną z modelowaniem konstytutywnym, tak aby uzyskane krzywe mogły zostać wykorzystane jako dane wejściowe do modeli numerycznych uwzględniających zależność od prędkości odkształcenia. Istotnym elementem jest porównanie odpowiedzi mechanicznej tych samych typów więzadeł w dwóch wariantach prędkości obciążenia oraz wskazanie, które parametry są wrażliwe na prędkość deformacji [46,47,78,102,103].

Metodologia: Obiektem badań były więzadła ALL, PLL, LF i CL pozyskane z siedmiu odcinków szyjnych ludzkiego kręgosłupa [70,104]. Część eksperymentalna obejmowała jednoosiowe rozciąganie w warunkach *in vitro* w dwóch wariantach prędkości odkształcenia 0.5 s^{-1} i 50 s^{-1} . Próbkę przygotowywano w konfiguracji BLB. Do mocowania w maszynie wytrzymałościowej stosowano utwierdzenie w mieszance żywicy PMMA z piaskiem oraz dodatkowe „zbrojenie” kompleksów BLB (patrz Rys. 7), aby wyeliminować poślizg i niepożądane schematy zniszczenia (między innymi pęknięcie kości lub odspojenie przyczepu zamiast zerwania więzadła) [55,105,106]. Podczas testów rejestrowano siłę i przemieszczenie, a następnie wyznaczano krzywe naprężenie-odkształcenie oraz parametry charakterystyczne (m.in. moduł sprężystości, sztywność, naprężenie i odkształcenie niszczące) [69,70,78]. W części modelowej dopasowano poprzecznie izotropowe prawo lepko-hipersprężyste. Parametry identyfikowano dwuetapowo: część hipersprężystą (C_{10} , C_2 , C_3) wyznaczano z prób quasi-statycznych (przy prędkości 0.5 s^{-1}), a parametry lepkościowe (η_1 , η_2) z prób dynamicznych (50 s^{-1}) [32,34,107,108].

Rezultaty: Po wprowadzeniu wzmocnień i modyfikacji procedury eksperymentalnej nie obserwowano przedwczesnego poślizgu więzadła w mocowaniu, a zniszczenie następowało wyłącznie w przestrzeni pomiarowej. Wykazano istotną wrażliwość na prędkość odkształcenia dla PLL, LF i CL: przy prędkości 50 s^{-1} obserwowano statystycznie istotne wzrosty sztywności i modułu sprężystości. Dla PLL sztywność wzrosła o 37.03%, a moduł sprężystości o 85.68%; dla LF odpowiednio o 78.35% i 75.13%; dla CL o 48.15% i 49.58%. Wzrost siły zniszczenia przy wysokiej prędkości odkształcenia obserwowano wyłącznie dla PLL i LF. Najsilniejszy efekt dotyczył siły niszczącej PLL (ok. 64%). W przypadku ALL nie uzyskano analogicznego wzrostu, tj. odnotowano ok. 19% spadek sztywności przy prędkości 50 s^{-1} (przy jednocześnie niewielkiej, ~4% zmianie modułu sprężystości), a efekt ten nie był istotny statystycznie (patrz **Tabela 3** i **Tabela 4**). Model lepko-hipersprężysty dobrze odtwarzał krzywe eksperymentalne. Dla dopasowań statycznych otrzymano $R^2 > 0.98$, a dla dynamicznych $R^2 > 0.96$ oraz niskie błędy (NRMSE i NMAE rzędu 0.02-0.04).

Wnioski: Badania potwierdzają, że dla badanych więzadeł uwzględnienie zależności od prędkości odkształcenia jest istotne dla mechanicznego opisu tkanki, a „quasi-statyczne” modele materiału mogą być niewystarczające do prawidłowego symulowania ich odpowiedzi mechanicznej. Zaproponowane prawo lepko-hipersprężyste z dwuetapową identyfikacją parametrów zapewnia spójny opis odpowiedzi mechanicznej w obu reżimach prędkości odkształcenia.



Rys. 7 Przykład „zbrojenia” BLB: (A) ALL, (B) PLL, (C) LF, (D) CL

Źródło: Publikacja IV, opracowanie własne

Tabela 3 Wartości punktów charakterystycznych krzywych siła-wydłużenie

Lig.	Strain Rate	I transition point		II transition point		F_f , N
		d , mm	F , N	d , mm	F , N	
ALL	Low	0.86 ± 0.54	41.4 ± 33.28	2.23 ± 0.66	170.15 ± 49.67	212.26 ± 71.90
ALL	High	0.94 ± 0.42	45.28 ± 25.79	1.63 ± 0.56	103.16 ± 46.55	174.69 ± 69.11
PLL	Low	0.95 ± 0.84	36.42 ± 26.24	2.16 ± 0.95	138.87 ± 68.26	151.29 ± 65.68
PLL	High	1.28 ± 0.6	65.56 ± 41.77	2.03 ± 0.6	146.44 ± 55.13	247.89 ± 130.23
LF	Low	1.63 ± 0.85	38.41 ± 19.18	2.7 ± 0.82	101.84 ± 27.57	135.27 ± 54.23
LF	High	0.52 ± 0.24	25.71 ± 14.42	1.21 ± 0.3	107.83 ± 45.53	163.42 ± 50.11
CL	Low	0.75 ± 0.69	16.35 ± 6.62	2.23 ± 1.08	90.4 ± 40.54	130.44 ± 52.38
CL	High	0.75 ± 0.25	27.21 ± 8.78	1.43 ± 0.44	79.32 ± 29.9	118.6 ± 45.05

Tabela 4 Parametry geometryczne i mechaniczne więzadeł odcinka szyjnego kręgosłupa

Lig.	Strain Rate	Area, mm ²	Length, mm	Stiffness, N/mm	E , MPa	P_{1Lf} , MPa
ALL	Low	12.8 ± 2.3	6.4 ± 1.9	106.36 ± 22.05	52.48 ± 14.24	16.37 ± 3.52
ALL	High	13.7 ± 2.3	7.8 ± 1.1	85.65 ± 28.84	50.39 ± 22.39	12.86 ± 4.66
PLL	Low	13.9 ± 2.7	6.4 ± 1.5	85.06 ± 20.57	39.21 ± 10.34	11.43 ± 5.52
PLL	High	14.3 ± 2.3	8.8 ± 1.6	116.56 ± 31.88	72.81 ± 25.17	18.37 ± 11.32
LF	Low	49.9 ± 8.7	9.9 ± 1.6	65.96 ± 30.33	13.1 ± 5.67	2.71 ± 1.03
LF	High	46.0 ± 6.9	8.9 ± 1.9	117.64 ± 31.36	22.95 ± 7.25	3.58 ± 1
CL	Low	45.6 ± 8.4	6.9 ± 0.9	55.58 ± 22.05	8.59 ± 3.6	2.85 ± 0.88
CL	High	47.3 ± 9.8	7.3 ± 1.1	82.34 ± 30.49	12.86 ± 5.02	2.61 ± 1.21

Szczegółowy opis autorskiego wkładu w cykl publikacji zamieszczam w rozdziale 4.

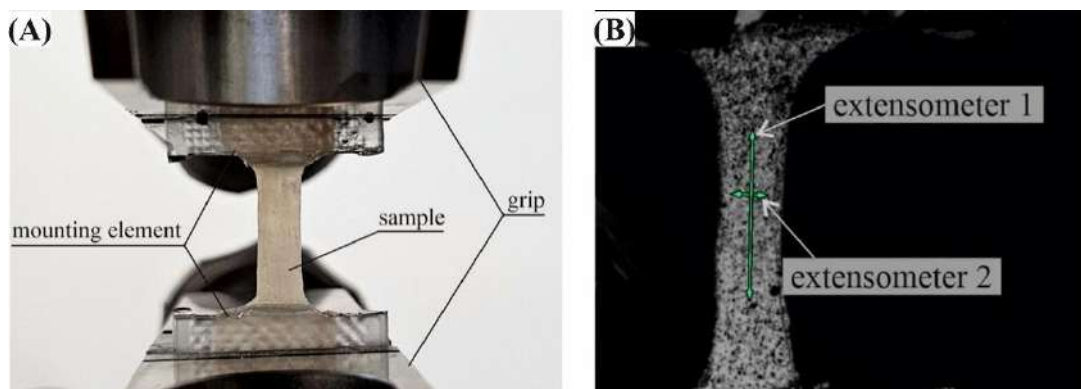
Publikacja V: Exploring the mechanical behavior of the spinal dura mater: experimental insights and measurement dilemmas (2026)

Wstęp: Praca dotyczy badań opony twardej kręgosłupa. Głównym problemem w badaniach tkanek miękkich jest duża wrażliwość wyników na sposób przygotowania próbki i na metodykę pomiaru odkształcenia [109,110]. Publikacja koncentruje się nie tylko na parametrach mechanicznych opony twardej, ale również na „dylematach pomiarowych”, rozumianych jako: wpływ doboru metody wyznaczania odkształcenia, istotności prekondycjonowania oraz potencjalnym wpływie cech demograficznych i antropometrycznych dawcy [52,111].

Metodologia: Materiał badawczy pozyskano pośmiertnie od 7 dawców. Łącznie 108 próbek opony twardej przygotowano w dwóch orientacjach: wzdłuż kręgosłupa i obwodowej, tj. poprzecznie do kręgosłupa [75,77]. Próbki podzielono na trzy grupy badawcze: (G1) próbki pokryte farbą konieczną do założenia ekstensometrów optycznych (DIC) [49,112] i nie prekondycjonowane, (G2) bez pokrycia farbą, lecz z prekondycjonowaniem, (G3) próbki niemalowane i bez prekondycjonowania. Dla standaryzacji geometrii użyto adaptera drukowanego 3D (patrz Rys. 8) [110,113]. Próby jednoosiowego rozciągania wykonano przy prędkości przesuwu 5 mm/min (odpowiadającej $\sim 0.0042 \text{ s}^{-1}$). Odkształcenie wyznaczano dwiema metodami: lokalnie w obszarze pomiarowym (DIC) oraz pośrednio z przemieszczenia trawersy maszyny wytrzymałościowej [114–116]. Oprócz krzywych naprężenie-rozciągnięcie analizowano wpływ procedur na moduł sprężystości oraz zmiany poprzeczne, wykorzystując tzw. „*apparent Poisson function*” wg. Hencky’ego [53,79,81].

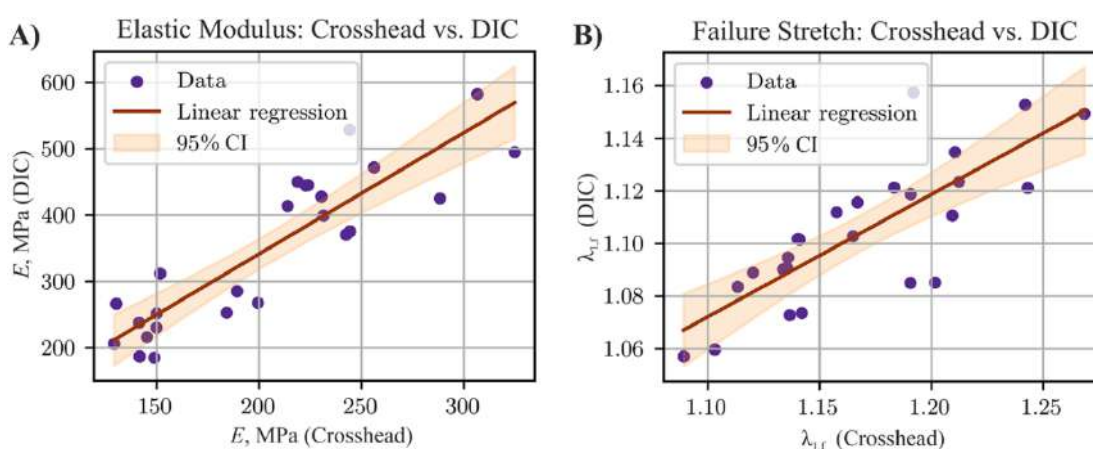
Rezultaty: Wykazano, że przeprowadzanie prekondycjonowania nie ma istotnego znaczenia na wyniki badań mechanicznych opony twardej. Zastosowanie farby zwiększa sztywność próbek, co wykazano, porównując średni moduł sprężystości wyznaczony na podstawie rezultatów z przemieszczenia trawersy. Dla próbek malowanych wynosił $\sim 204 \text{ MPa}$, a dla niemalowanych $\sim 159 \text{ MPa}$. Nie wykazano istotnego wpływu farby na naprężenie i odkształcenie przy zniszczeniu. Jednocześnie porównanie metody pomiaru odkształcenia pokazało, że lokalny pomiar odkształcenia (DIC) prowadzi do wyższych wartości modułu sprężystości niż pomiar na podstawie przemieszczenia trawersy (patrz Rys. 9). Zaproponowano procedurę ujednolicającą rezultaty i po korekcji efektów metody pomiaru i sztywności wprowadzonej przez powłokę farby otrzymano średnie moduły sprężystości: $\sim 283 \text{ MPa}$ w kierunku podłużnym oraz około $\sim 16 \text{ MPa}$ w kierunku poprzecznym. Dla obu orientacji uzyskano zbliżone rozciągnięcie przy zniszczeniu rzędu $\sim 1.10\text{--}1.12$ (patrz Rys. 10). Analiza zmian poprzecznych wykazała wysokie wartości *apparent Poisson function*: ~ 3.30 dla kierunku podłużnego oraz ~ 4.29 dla kierunku poprzecznego, co sugeruje istotne zmiany objętościowe/strukturalne i podważa proste założenie quasi-nieściśliwości w tej tkance.

Wnioski: Publikacja dostarcza uporządkowanego obrazu mechaniki opony twardej kręgosłupa, jednocześnie pokazując, że uzyskiwane parametry są silnie zależne od metodyki pomiaru i przygotowania próbki. Kluczowe wnioski obejmują: (1) konieczność rozdzielenia efektów „proceduralnych” od właściwości tkanki, (2) bardzo silną anizotropię tkanki (rzędu kilkunastokrotnej różnicy modułu między kierunkami), oraz (3) wskazanie, że analiza kontrakcji poprzecznej może ujawniać zachowania niezgodne z klasycznym przybliżeniem nieściśliwości. Praca akcentuje potrzebę standaryzacji protokołów i normalizacji danych, jeśli wyniki mają służyć dalszej identyfikacji modeli materiałowych i porównaniom między badaniami.



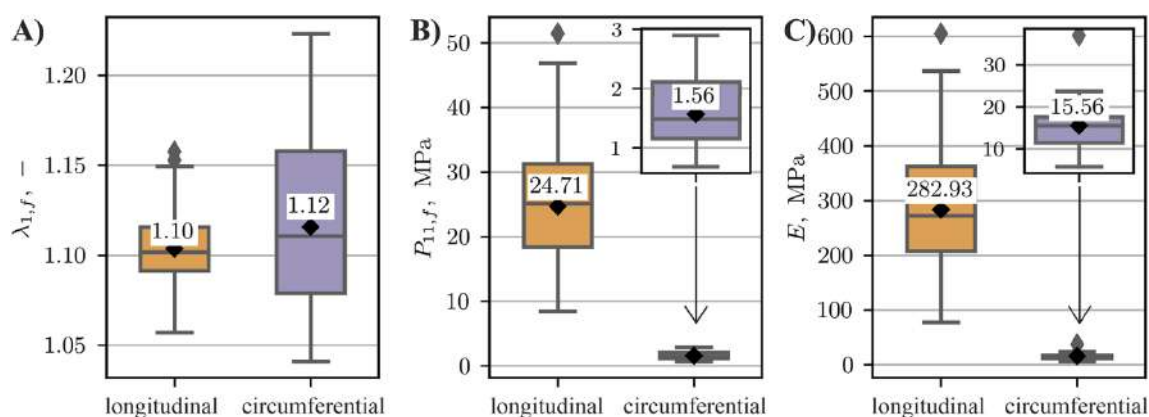
Rys. 8 Próbką opony twardej: (A) zamontowana w maszynie wytrzymałościowej i (B) z wirtualnymi tensometrami optycznymi

Źródło: Publikacja V, opracowanie własne



Rys. 9 Wpływ metody pomiaru odkształceń na (A) moduł sprężystości i (B) wydłużenie przy zniszczeniu w próbkach podłużnych G1

Źródło: Publikacja V, opracowanie własne



Rys. 10 Skorygowane właściwości mechaniczne opony twardej według orientacji próbek: (A) odkształcenia niszczące, (B) naprężenie niszczące i (C) moduł sprężystości

Źródło: Publikacja V, opracowanie własne

Szczegółowy opis autorskiego wkładu w cykl publikacji zamieszczam w rozdziale 4.

4. Struktura cyklu publikacji

4.1 Opis wkładu autorskiego oraz znaczenie w rozprawie

4.1.1 Publikacje

Publikacja I stanowiła dla mnie praktyczne wejście w obszar bezpieczeństwa ruchu drogowego, walidacji modeli numerycznych oraz analizy danych z testów zderzeniowych. Mój wkład obejmował analizę i opracowanie surowych danych eksperymentalnych oraz numerycznych. Przygotowałem wyniki do interpretacji, zinterpretowałem je i sformułowałem wnioski. Opracowałem manuskrypt do opublikowania. Praca ta, jednoznacznie ujawniła niewystarczalność oceny bezpieczeństwa opartej wyłącznie na wskaźnikach normowych, takich jak ASI, THIV i PHD [83]. Parametry te są wyznaczane na podstawie sygnałów z akcelerometrów rejestrowanych w pojeździe i nie opisują bezpośrednio biomechanicznej odpowiedzi człowieka [117,118]. Uzyskane wyniki pokazały, że spełnienie kryteriów normowych nie musi oznaczać rzeczywistego bezpieczeństwa zderzenia. W tym sensie publikacja ta stanowiła naturalny punkt wyjścia do dalszych badań z wykorzystaniem modeli HBM, takich jak THUMS lub VIVA+, oraz do rozwinięcia analiz ukierunkowanych na ocenę urazowości tkanek miękkich.

Publikacja II stanowiła zasadniczy etap realizacji głównego nurtu rozprawy, ukierunkowanego na eksperymentalne wyznaczanie właściwości mechanicznych tkanek miękkich kręgosłupa oraz budowę bazy danych wejściowych do modeli HBM. Mój wkład w tę pracę obejmował opracowanie i zaplanowanie metodologii badań, współudział w realizacji eksperymentów zgodnie z przyjętym protokołem, współtworzenie autorskiego stanowiska badawczego wykorzystywanego w testach (Pat.248467) oraz systemu mocowania próbek z wykorzystaniem technologii druku 3D. Przetworzyłem surowe dane eksperymentalne i przeprowadziłem analizę rezultatów. Przygotowałem krzywe siła-wydłużenie, przeprowadziłem ich uśrednianie według autorskiej procedury (patrz podrozdział suplementu S 1.4) opartej na punktach przejścia między regionami charakterystycznymi oraz opracowałem wyniki do dalszej analizy. Współtworzyłem również manuskrypt i materiały graficzne do publikacji. Praca dostarczyła uporządkowanych danych eksperymentalnych dla więzadeł odcinka piersiowego kręgosłupa modelu człowieka w warunkach quasi-statycznych oraz przetestowaną, odtwarzalną procedurę badawczą obejmującą preparatykę, mocowanie próbek, kontrolę warunków środowiskowych i przetwarzanie wyników określoną jako protokół roboczy C1r.

Publikacja III stanowi element rozwoju protokołu badawczego opracowywanego w ramach rozprawy, odnoszący się bezpośrednio do procesu mocowania i utwierdzania próbek biologicznych. Jej punktem wyjścia była zidentyfikowana przeze mnie potrzeba zmniejszenia kosztu przygotowania próbek oraz poprawy samego procesu zalewania, tak aby mieszanina mocująca lepiej stabilizowała próbkę w pożądanym położeniu podczas przygotowania do badań. Zastosowanie piasku jako wypełniacza okazało się pod tym względem rozwiązaniem praktycznym, ponieważ m.in. zwiększało gęstość mieszaniny, ułatwiając utrzymanie próbki w odpowiednim ustawieniu. Konieczne było jednak sprawdzenie, czy taka modyfikacja nie pogarsza właściwości mechanicznych materiału stosowanego do mocowania, dlatego przeprowadzono pełne badanie eksperymentalne uzupełnione analizą porównawczą. Mój wkład w tę pracę obejmował opracowanie metodologii badań i zaplanowanie eksperymentu, współudział w jego realizacji, przetworzenie i analizę danych

eksperymentalnych, sformułowanie oraz opisanie wniosków, a także współtworzenie manuskryptu i materiału graficznego do publikacji. Publikacja dostarczyła podstaw do świadomej modyfikacji materiału stosowanego w procesie utwierdzania próbek, wykazując, że dodatek piasku istotnie zwiększa sztywność kompozytu PMMA, przy zachowaniu właściwości wystarczających do zastosowań biomechanicznych, a jednocześnie poprawia jego użyteczność technologiczną i obniża koszt przygotowania próbek. W tym sensie publikacja ta stanowiła bezpośredni krok w doskonaleniu eksperymentalnego protokołu badawczego, wykorzystywanego następnie w badaniach więzadeł. Protokół roboczy C1r został zaktualizowany.

Publikacja IV stanowi kluczowy etap domykający rozwój protokołu eksperymentalnego budowanego w ramach rozprawy oraz przechodzący od quasi-statycznego opisu odpowiedzi więzadeł do pełniejszej charakterystyki ich zachowania w warunkach istotnych z punktu widzenia urazowości. Mój wkład w tę pracę obejmował planowanie badań oraz opracowanie metodologii eksperymentu, współudział w realizacji testów. Przetworzyłem i zinterpretowałem surowe dane eksperymentalne. Przeprowadziłem studium geometrii więzadeł, analizę statystyczną, wyznaczyłem oraz uśredniłem krzywe odpowiedzi mechanicznej, a także uczestniczyłem we współtworzeniu manuskryptu i materiału graficznego do publikacji. W części dotyczącej numerycznego dopasowania krzywych i identyfikacji parametrów prawa materiałowego mój udział miał charakter koncepcyjno-konsultacyjny: uczestniczyłem w opracowaniu założeń procedury dopasowania oraz interpretacji wyników w odniesieniu do danych eksperymentalnych i wcześniejszych doświadczeń z analizą i przetwarzaniem krzywych odpowiedzi mechanicznej. Publikacja stanowi zwięźczenie rozwoju procedury badawczej (C1) i dostarcza danych biomechanicznych więzadeł odcinka szyjnego kręgosłupa ludzkiego w ujęciu naprężenie-odkształcenie, z uwzględnieniem wpływu prędkości odkształcenia (C2). Praca ta pokazuje, że opracowany i dopracowany wcześniej protokół może być wykorzystany do pozyskania danych bezpośrednio przydatnych do opisu konstytutywnego oraz dalszego rozwoju modeli HBM.

Publikacja V stanowi domknięcie eksperymentalnej części cyklu i przenosi wypracowany protokół badawczy na oponę twardą rdzenia kręgowego. Mój wkład obejmował planowanie badań, opracowanie metodologii eksperymentu, współudział w realizacji testów, przetwarzanie i analizę surowych danych eksperymentalnych, przeprowadzenie analizy statystycznej, a także współtworzenie manuskryptu i materiału graficznego do publikacji. Praca ta kompleksowo porządkuje metodykę badań opony twardej, obejmując przygotowanie próbek, standaryzację geometrii, sposób mocowania oraz analizę wpływu metody pomiaru odkształcenia na wyznaczone parametry mechaniczne. W badaniach wykorzystano autorski adapter do formowania i mocowania próbek mojego projektu (W.132878). Publikacja dostarcza kompleksowych danych biomechanicznych dla opony twardej kręgosłupa (C2) oraz dopracowuje protokół badawczy (C1) w obszarze pomiaru odkształcenia i przetwarzania danych. W tym sensie publikacja V stanowi zwięźczenie rozwoju metodyki.

Publikacja VI stanowi bezpośrednie rozwinięcie publikacji II i nadaje uzyskanym wcześniej wynikom postać prawa materiałowego. Mój wkład obejmował studium geometrii próbek, przeprowadzenie transformacji krzywych siła-przemieszczenie do relacji naprężenie-odkształcenie, współtworzenie warstwy graficznej oraz udział w opracowaniu manuskryptu. Moja rola w tej pracy polegała na doprowadzeniu danych eksperymentalnych więzadeł odcinka

piersiowego do formy bezpośrednio przydatnej w modelowaniu konstytutywnym. Realizuje to założenia celu C2, a proces wykorzystywał efekty celu C1.

Publikacja VII jest dopełnieniem badań nad oponą twardą rdzenia kręgowego, uzupełniając je o określenie wpływu szybkości odkształcenia oraz budowę prawa konstytutywnego. Mój wkład obejmował opracowanie planu badań eksperymentalnych, współudział w realizacji testów oraz wykorzystanie autorskiej infrastruktury badawczej, obejmującej adapter do mocowania próbek oraz stanowisko badawcze powiązane ze wzorem użytkowym (W.132878) i patentem (Pat.248467). Praca domyka linię badań poświęconą oponie twardej, prowadząc od protokołu eksperymentalnego do matematycznego opisu odpowiedzi mechanicznej tkanki w warunkach istotnych z punktu widzenia biomechaniki urazu.

Tabela 5 Przyporządkowanie publikacji do diagramu

Kod	Publikacja	Rok	Autor	Mój wkład	Rola publikacji w rozprawie doktorskiej
A1	Publikacja I	2022	1.	Opracowanie manuskryptu. Przygotowanie, obróbka i analiza danych.	Wdrożenie praktyczne w proces walidacji, analizę danych i modelowanie numeryczne. Wprowadzenie w tematykę bezpieczeństwa ruchu drogowego.
A2	Publikacja II	2024	1.	Metodologia. Przeprowadzenie eksperymentów. Obróbka i analiza danych. Tworzenie manuskryptu.	Rozwinięcie procedury eksperymentalnej i dostarczenie danych biomechanicznych w konwencji siła-wydłużenie.
A3	Publikacja III	2025	1.	Sformułowanie hipotezy. Przeprowadzenie testów. Analiza danych. Opracowanie manuskryptu.	Rozwój i walidacja elementu protokołu eksperymentalnego.
A4	Publikacja IV	2025	1.	Metodologia. Przeprowadzenie eksperymentów. Obróbka i analiza danych. Tworzenie manuskryptu.	Rozwinięcie procedury eksperymentalnej i dostarczenie danych biomechanicznych w konwencji naprężenie-odkształcenie z uwzględnieniem wpływu prędkości odkształcenia.
A5	Publikacja V	2026	1.	Metodologia. Przeprowadzenie eksperymentów. Obróbka i analiza danych. Obliczenia. Tworzenie manuskryptu.	Rozwinięcie procedury eksperymentalnej i dostarczenie kompletnych danych biomechanicznych dla opony twardej. Analiza wpływu metody pomiaru odkształcenia.
A6	Publikacja VI	2025	2.	Wyznaczenie geometrii więzadeł. Obliczenia. Obróbka i analiza danych. Dostosowanie danych na potrzeby modelowania. Współtworzenie manuskryptu.	Bezpośrednia kontynuacja A2. Rozwinięcie tematyki biomechaniki więzadeł odcinka piersiowego w kierunku prawa materiałowego.
A7	Publikacja VII	2025	2.	Metodologia. Przeprowadzenie eksperymentów.	Rozwinięcie zagadnienia opony twardej kręgosłupa o efekt prędkości odkształcenia i modelowanie numeryczne.

Tabela 5 zawiera zestawienie publikacji wchodzących w skład cyklu oraz publikacji powiązanych, wraz z przypisanymi kodami zgodnymi ze schematem przedstawionym w kolejnym podrozdziale (patrz Rys. 11). Dla każdej pracy podano rok publikacji, informację o roli autora (1. - wiodący, bądź 2. - współautor), syntetyczny opis wkładu autora oraz przedstawienie roli publikacji w niniejszej rozprawie.

4.1.2 Wzory użytkowe i zgłoszenia patentowe, udzielone patenty

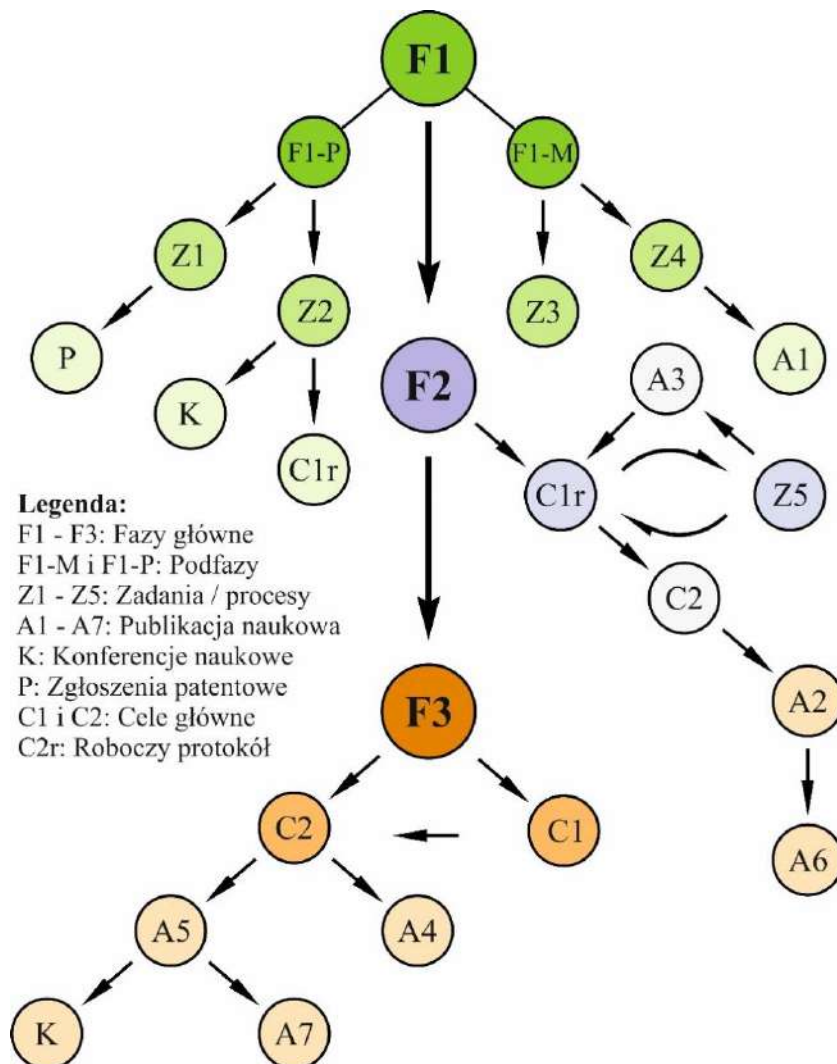
Patent Pat.248467 dotyczy stanowiska badawczego szerzej opisanego w rozdziale 5.1. Stanowisko wykorzystywane było w badaniach opisanych w Publikacji II, IV oraz VII. Mój wkład polegał na zaprojektowaniu maszyny zgodnie z zadaną koncepcją. Następnie zbudowałem ją i iteracyjnie testowałem, wprowadzając poprawki, aż do uzyskania pożądaných rezultatów.

Zgłoszenie wzoru użytkowego W.132878 dotyczy adapterów do formowania i mocowania próbek opony twardej. Warianty tego rozwiązania wykorzystane były w badaniach opisanych w Publikacji V oraz VII. Mój wkład polegał na współtworzeniu koncepcji adaptera, zaprojektowaniu go i iteracyjnym dopracowaniu w trakcie testów na próbkach odzwierzęcych.

Zgłoszenia patentowe P.444805 oraz P.443947 dotyczą urządzeń do zginania (zginanie boczne, wyprost, zgięcie, patrz podrozdział suplementu S 1.2.1) oraz do obrotu osiowego (rotacja, patrz podrozdział suplementu S 1.2.1) odcinka szyjnego kręgosłupa. Badanie to, nazywane badaniem ruchomości (*ang. Range of motion* - ROM), kluczowe będzie w procesie walidacji zaimplementowanych praw materiałowych w pełnym HBM. Badania eksperymentalne ROM zostały rozpoczęte. Mój wkład polegał na zaprojektowaniu maszyn zgodnie z zadaną koncepcją. Następnie zbudowałem je i iteracyjnie testowałem, wprowadzając poprawki, aż do uzyskania pożądaných rezultatów.

4.2 Struktura postępów w ujęciu chronologicznym

Diagram Rys. 11 pokazuje strukturę postępów mojej pracy w układzie chronologicznym. Wyróżnić mogę trzy główne fazy pracy (F1-F3); odpowiadające im zadania i procesy (Z1-Z5); dwa cele nadrzędne (C1 i C2) oraz towarzyszące im rezultaty: publikacje (A1-A7), konferencje (K) i zgłoszenia patentowe/ zgłoszenia wzorów użytkowych (P).



Rys. 11 Diagram przedstawiający strukturę i przebieg pracy

Źródło: Opracowanie własne

Cele główne badań w rozprawie doktorskiej zdefiniowałem jako: C1 - sformułowanie protokołu eksperymentalnego, oraz C2 - pozyskanie danych materiałowych tkanek miękkich kręgosłupa. Realizacja celów przebiega w trzech fazach: F1 - faza przygotowania, F2 - faza nauki (iteracyjna optymalizacja) i F3 - faza realizacji celów.

W fazie przygotowań (F1) wyróżniłem dwa etapy: praktyczny (F1-P) oraz merytoryczny (F1-M). W etapie praktycznym realizowałem zadania Z1-Z2, w tym Z1 obejmowało budowę i rozwój elementów infrastruktury badawczej (stanowisko, mocowania itp.), a jego bezpośrednim rezultatem były zgłoszenia i rozwiązania patentowe (P). Natomiast zadanie Z2 dotyczyło planowania prac badawczych i organizacji wstępnej ścieżki eksperymentalnej. Efektem dodatkowym zrealizowania tych aktywności była prezentacja stanu prac na konferencji (K) oraz zainicjowanie roboczego sformułowania procedury badawczej

określonej jako roboczy protokół (C1r). W etapie merytorycznym (F1-M) zrealizowano zadania Z3 i Z4. Zadanie Z3 obejmowało przegląd literatury i identyfikację luk danych oraz rozbieżności metodologicznych. Natomiast zadanie Z4 dotyczyło wdrożenia w obszar modelowania MES, walidacji oraz analizy wyników w kontekście bezpieczeństwa ruchu drogowego; bezpośrednim rezultatem zadania Z4 była publikacja artykułu (A1).

Faza druga (F2) stanowi etap „nauki cyklicznej” rozumianej jako iteracyjny rozwój metodologii badań. Jej rdzeniem jest sprzężenie zwrotne pomiędzy prowadzeniem eksperymentów biomechanicznych na próbkach odzwierzęcych (Z5) a rozwijaniem protokołu roboczego (C1r). Pętla $Z5 \leftrightarrow C1r$ odzwierciedla powtarzalny cykl: wykonanie prób na próbkach odzwierzęcych; analiza problemów metodycznych (mocowanie, pomiar, obróbka danych); korekta procedury i ponowne jej testowanie. W tej fazie wyróżniają się dwie kluczowe aktualizacje protokołu:

- W trakcie realizacji Z5 zidentyfikowałem potrzebę modyfikacji materiału do procesu mocowania próbek. Zaproponowaną modyfikację przetestowałem, a rezultaty opisano w publikacji (A3). Modyfikacja ta wraca do C1r jako konkretne ulepszenie procesu przygotowania próbek.
- Rozwinięty etap C1r wdrożono w badania biomechaniczne więzadeł odcinka piersiowego kręgosłupa ludzkiego a efektem tego jest publikacja (A2), która częściowo realizuje C2 poprzez dostarczenie danych eksperymentalnych w postaci krzywych siła-przemieszczenie.

Schemat pokazuje też logiczną kontynuację A2 w postaci A6, gdzie zebrane dane zostają rozwinięte do postaci właściwej dla modelowania materiałowego (m.in. krzywe naprężenie odkształcenie), co domyka tę ścieżkę w kierunku spełnienia celu C1.

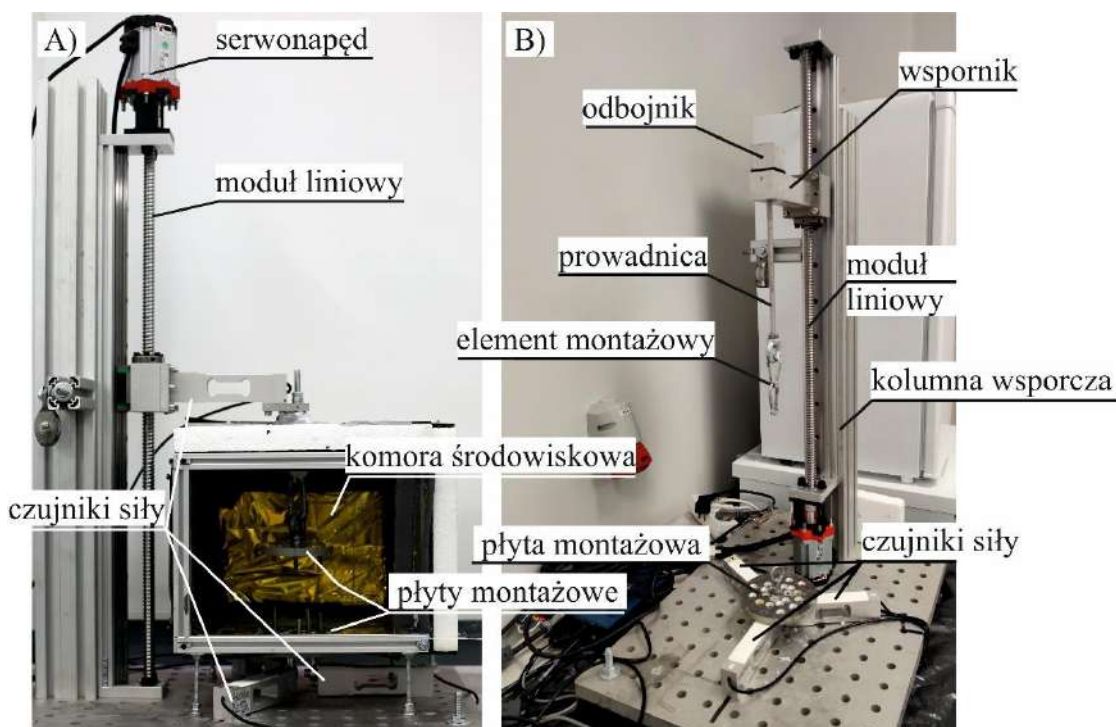
Po ustaleniu roboczego protokołu (C1r) nastąpiło przejście do fazy trzeciej (F3), czyli realizacji celów rozprawy. W tej fazie C1 oznacza docelowy protokół eksperymentalny, natomiast C2 - pozyskane dane materiałowe dla tkanek będących przedmiotem rozprawy. Z celu C1 wynikają badania i publikacje realizowane już przy procedurze uznanej za docelową. Z celu C2 bezpośrednio wynikają dwie główne publikacje dotyczące zagadnień biomechanicznych: badania więzadeł odcinka szyjnego kręgosłupa (A4) i badania opony twardej kręgosłupa (A5). Ścieżka A5 posiada rozszerzenie w postaci artykułu A7, gdzie temat zostaje rozwinięty o zależność od prędkości odkształcenia i modelowanie, a równolegle etap ten jest komunikowany w formie konferencji naukowej (K). Cel C1 - finalny protokół eksperymentalny przyczynił się do realizacji celu C2 w fazie F3 i stanowi integralną część publikacji A4 i A5.

5. Prace uzupełniające poza cyklem publikacji

5.1 Stanowisko badawcze

Badania mechaniczne tkanek miękkich kręgosłupa wymagały stanowiska, które przede wszystkim umożliwia: stabilne mocowanie preparatów typu BLB w żywicy, pracę w warunkach środowiskowych zbliżonych do *in vivo* (temperatura i wysoka wilgotność), oraz wiarygodny pomiar przemieszczenia w warunkach małych sił i dużych odkształceń tkanek.

W cyklu publikacji wykorzystano maszynę komercyjną, gdy było to potrzebne i możliwe (Zwick Z10 - w badaniach opony twardej), lecz w większości przypadków wykorzystywano autorską maszynę wytrzymałościową (Pat.248467), której budowę w dwóch wariantach przedstawiono na Rys. 12 i opisano w publikacjach II, IV i VII.



Rys. 12 Maszyna wytrzymałościowa do badań **(A)** quasi-statycznych, **(B)** dynamicznych

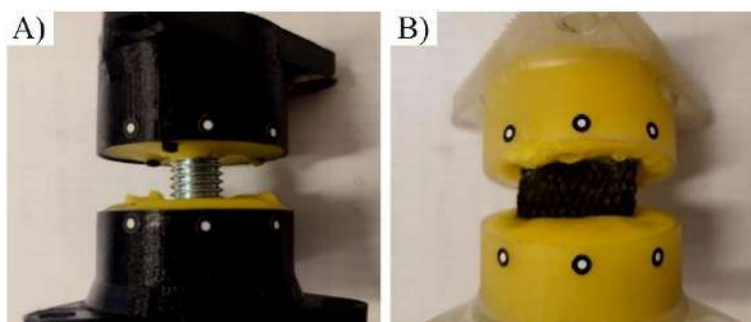
Źródło: Dostosowane z Publikacja II oraz Publikacja VIII

W literaturze, w badaniach biomechanicznych częste jest wyznaczanie odkształcenia z przemieszczenia belki obciążającej / trawersy (ang. *crosshead*). To podejście może prowadzić do przeszacowania odkształcenia, ponieważ na zarejestrowany odczyt przemieszczenia składa się nie tylko deformacja próbki, lecz także niepożądane składowe wynikające z zachowania całego układu obciążającego i montażowego. Problem ten dotyczy zarówno autorskich maszyn wykonywanych pod konkretne potrzeby, ale również profesjonalnych, komercyjnych maszyn wytrzymałościowych (problem ten został poruszony w Publikacji V). W przypadku wiotkich materiałów, w tym tkanek miękkich, alternatywą do określania odkształcenia na podstawie przemieszczenia trawersy jest pomiar odkształcenia za pomocą zewnętrznego urządzenia pomiarowego, np. cyfrowej korelacji obrazu (DIC). Jednocześnie przejście na metodę DIC w badaniach tkanek miękkich kręgosłupa często nie jest możliwe. W praktyce ogranicza je problem z dostępem optycznym do właściwej części badanego materiału. Wpływa na to geometria samej próbki, jak również skondensowana para wodna w komorze środowiskowej.

Duża odkształcalność próbek z tkanek miękkich uniemożliwia wykorzystanie tensometrów. Użycie zewnętrznych ekstensometrów mechanicznych, również jest problematyczne z uwagi na geometrię, jak i warunki środowiskowe panujące w komorze. Ponadto, klasyczne ekstensometry kontaktowe mogą uszkodzić delikatne lub elastyczne próbki i nie zaleca się ich stosowania do materiałów takich jak tkanki miękkie. Zasadnym więc jest wykorzystanie przemieszczenia trawersy, jednak pomiar ten wymaga korekcji [30,45,49,52,114–116,119,120].

5.1.1 Korekcja przemieszczenia układu w próbach quasi-statycznych

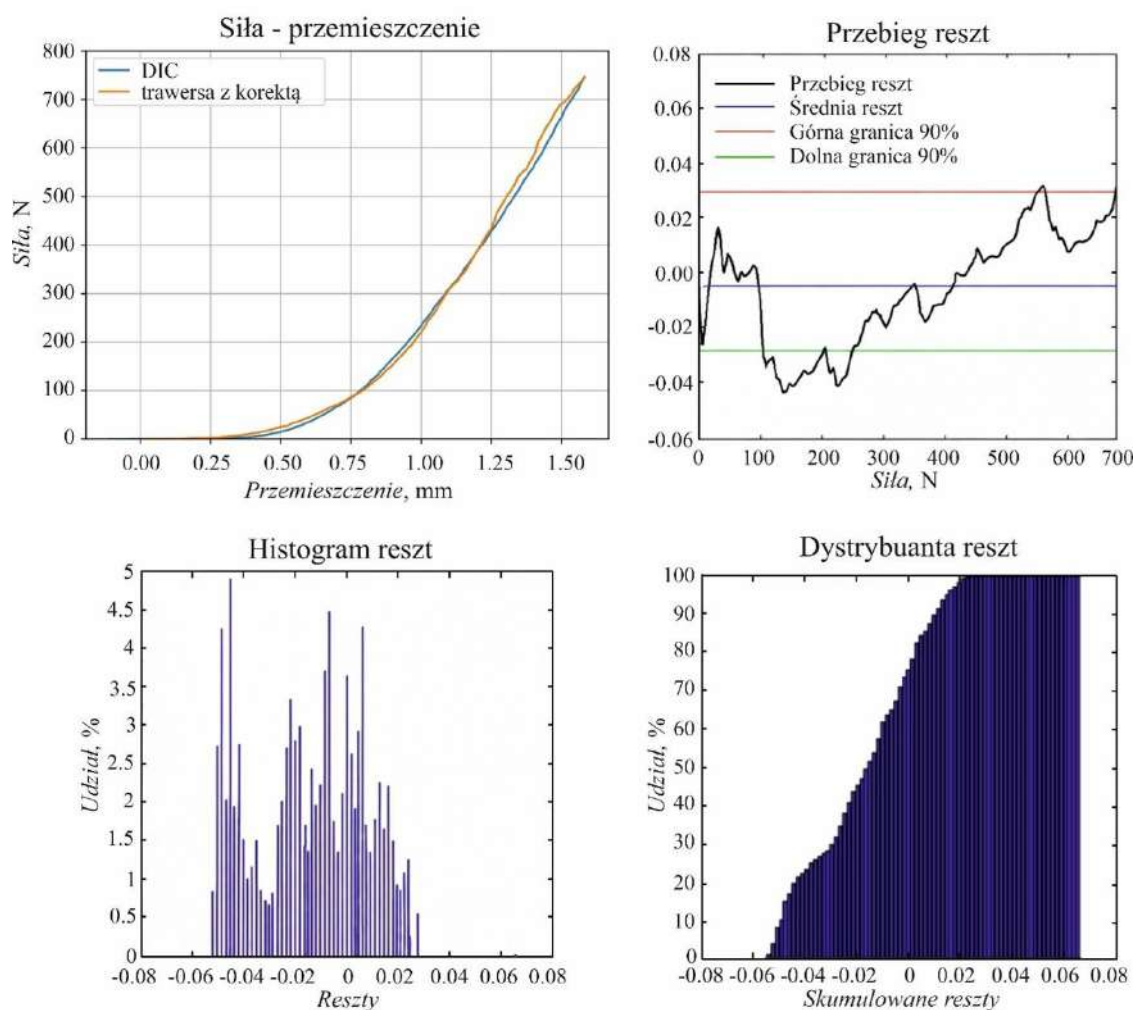
Aby ilościowo oszacować udział przemieszczeń, zaproponowałem podejście polegające na zarejestrowaniu zależności siła-przemieszczenie dla elementu, który w rozpatrywanym zakresie obciążeń można traktować jako praktycznie nieodkształcalny (próbka w postaci śruby stalowej M12, patrz Rys. 13A). Wszystkie pozostałe elementy układu testowego pozostały takie same jak przy badaniu tkanek biologicznych. W ten sposób wyznaczyłem funkcję korekcyjną, która pozwala odwzorować przemieszczenie układu na siłę jej odpowiadającą i odejmować je od przebiegu zarejestrowanego w próbach na tkankach.



Rys. 13 Próбка z (A) śruby stalowej M12, (B) pasa z włókien polipropylenowych

Źródło: Fotografie własne

Poprawność podejścia zweryfikowałem na próbkach materiału technicznego o nieliniowej odpowiedzi i podobnym zakresie odkształceń próbek z więzadeł (pas z włókien polipropylenowych, patrz Rys. 13B), porównując krzywe uzyskane po korekcji z niezależnym pomiarem optycznym (DIC). Uzyskałem zgodność przebiegów, co uzasadnia stosowanie procedury jako praktycznego rozwiązania dla badań więzadeł. Procedurę tę zastosowałem w publikacjach II oraz IV. Na Rys. 14, poza samym porównaniem krzywych siła-przemieszczenie, przedstawiono również analizę reszt. W analizie przyjąłem siłę jako wielkość odniesienia, ponieważ to jej pomiar pozostawał wspólny dla obu metod, natomiast przedmiotem porównania były odpowiadające jej wartości przemieszczenia. Resztę zdefiniowano jako różnicę między przemieszczeniem wyznaczonym na podstawie skorygowanego przemieszczenia trawersy a przemieszczeniem zmierzonym metodą DIC dla tej samej wartości siły. Przebieg reszt w funkcji siły pozwala ocenić, czy rozbieżności między metodami zmieniają się wraz z obciążeniem, natomiast histogram i dystrybuanta reszt pokazują rozkład tych różnic i ich rozrzut. Walidację powtórzyłem sześciokrotnie na różnych fragmentach pasa polipropylenowego, za każdym razem uzyskując zgodność wyników.



Rys. 14 Porównanie danych odniesienia i danych testowych dla jednej z prób walidacyjnych

Źródło: Opracowanie własne

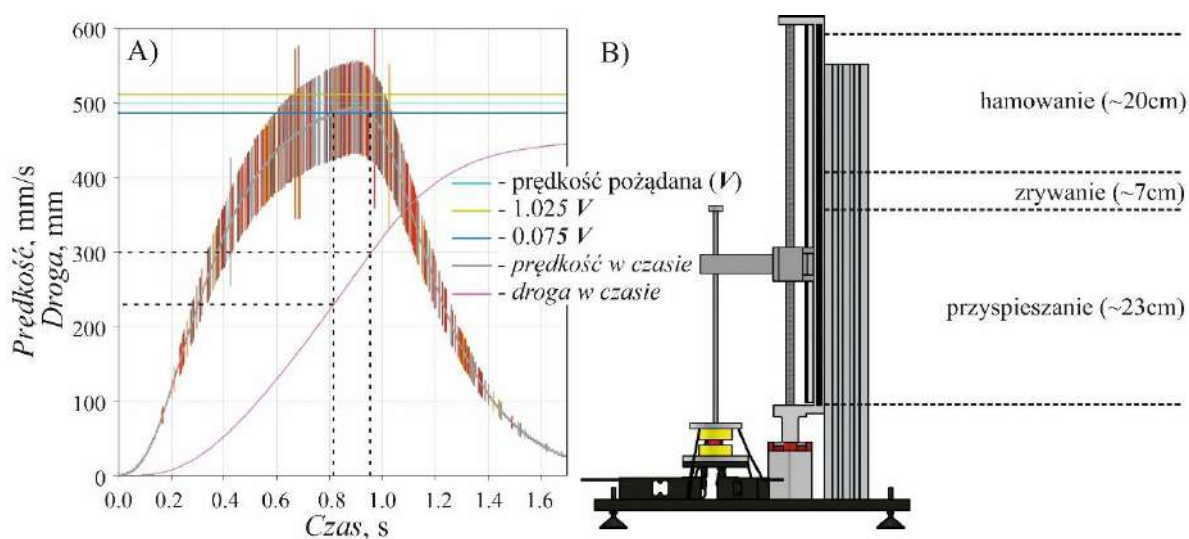
5.1.2 Ujęcie dynamiczne

Dla badań przy wysokich prędkościach obciążania (*strain rate* 25 - 50 s⁻¹) opracowałem zmodyfikowaną wersję autorskiej maszyny, ukierunkowaną na uzyskanie stabilnej fazy obciążania przy docelowej prędkości odkształcenia.

W pierwszej kolejności zidentyfikowałem zakres pracy modułu liniowego, w którym maszyna stabilizuje zadaną prędkość przemieszczenia wspornika. W tym celu analizowałem przebiegi prędkości w funkcji czasu (patrz Rys. 15A). Wymagana prędkość przemieszczenia zależy od długości badanego obiektu oraz od docelowej prędkości odkształcenia (maksymalnie 50 s⁻¹), dlatego rozpatrzyłem warianty odpowiadające długościom wszystkich planowanych typów tkanek (opona twarda i więzadła). W analizowanym zakresie wykazałem, że maszyna potrzebuje pokonać ~ 23 cm drogi do osiągnięcia zadanej prędkości. Następnie utrzymuje ją na odcinku ~ 7 cm, po czym wyhamowuje na drodze ~ 20 cm. Wykazałem, że praca maszyny pod obciążeniem nie wpływa na przytaczane zakresy pracy modułu liniowego. Na podstawie tych rezultatów ustaliłem długość prowadnicy i położenie odbojnika (patrz Rys. 12B).

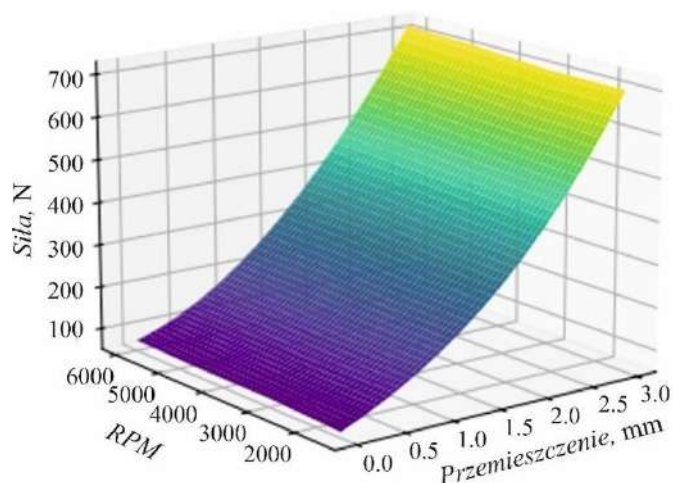
Kalibracja dynamicznej wersji autorskiego stanowiska badawczego dotyczyła wyznaczenia krzywej korekcyjnej (opisanej w podrozdziale 5.1.1) dla zmodyfikowanego układu i oceny jej powtarzalności. Wykorzystanie śruby jako elementu nieodkształcalnego nie było możliwe z uwagi na dynamiczny charakter obciążenia (stanowisko poddane

niekontrolowanemu obciążeniu uderowemu). Z tego względu zastosowałem elektromagnes z progiem odłączenia przy sile $\sim 1000\text{N}$. Procedurę przeprowadziłem pięciokrotnie dla zadanych prędkości obrotowych serwonapędu z zakresu od 1500 do 6000 obr./min w interwale co 1500 obr./min. 6000 obr./min odpowiada prędkości odkształcenia 50 s^{-1} najdłuższej próbki. Dla każdej zadanej prędkości uzyskiwałem grupę pięciu krzywych, na której przeprowadziłem regresję wielomianową w celu ograniczenia wpływu szumu wynikającego z efektów dynamicznych. Uzyskałem bardzo dobre dopasowanie, tj. współczynnik korelacji 0.992-0.995, wartość $p = 0$ oraz standardowy błąd gradientu 0.002-0.003. Otrzymany wielomian przyjąłem jako krzywą korekcyjną dla danej prędkości przemieszczenia. Następnie, w celu dokonania interpolacji korekcji pomiędzy analizowanymi poziomami prędkości, dla czterech wyznaczonych krzywych zbudowałem trójwymiarowy model regresyjny (patrz Rys. 16). Ostatecznie, podczas testu właściwego próbki, dla każdego odczytu siły i zadanej prędkości obrotowej odejmowałem odpowiadającą mu wartość przemieszczenia układu wyznaczoną na podstawie tego modelu. Procedurę wykorzystano w publikacji IV oraz VII.



Rys. 15 Przedstawienie procesu wyznaczania obszaru zerwania. **(A)** Analiza prędkości wspornika, **(B)** wizualizacja obszaru przyspieszania / zrywania / hamowania

Źródło: Opracowanie własne



Rys. 16 Model trójwymiarowy zależności siła - przemieszczenie - prędkość obrotowa

Źródło: Opracowanie własne

5.2 Pomiary geometrii

5.2.1 Problematyka

Wyznaczenie geometrii próbki (w szczególności grubości i szerokości) jest niezbędne do przejścia od krzywych siła-wydłużenie do danych materiałowych w postaci naprężenie-odkształcenie. W przypadku więzadeł jest to trudne, ponieważ przekrój jest nieregularny, tkanka ma złożoną mikrostrukturę, a po preparatyce mogą pozostawać fragmenty tkanek towarzyszących. Utrudnia to jednoznaczne określenie przekroju poprzecznego, „aktywnego” podczas obciążania próbki.

W literaturze spotyka się kilka podejść. Część autorów nie raportuje pola przekroju lub ocenia grubość metodami uproszczonymi (np. suwmiarką) [30,45,47,48,69,106]. Wartą odnotowania metodą jest także ocena pola przekroju na podstawie cięcia zamrożonych próbek za pomocą kriomikrotomu i analiza mikroskopowa [70]. Metoda ta może być precyzyjna, jednak jest niszcząca i wykonywana przed testem mechanicznym. W praktyce wyniki geometrii uzyskane dla pewnego zbioru próbek są następnie przenoszone na inne próbki przeznaczone do prób rozciągania. To sprzyja stosowaniu przybliżeń typu *length-to-area ratio* [34,46,54], które polega na doborze pola przekroju próbki proporcjonalnie do pomierzonej długości więzadła. Metoda ta nie uwzględnia jednak różnic wynikających np. z degeneracji tkanek, elementów do usunięcia (np. ossyfikacji) lub odmiennej preparatyki.

W publikacjach wchodzących w skład niniejszego cyklu, długość l_0 i szerokość w_0 wyznaczano na podstawie zdjęć z miarką referencyjną, poprzez analizę obrazu w środowisku CAD (AutoCAD, Autodesk). Następnie pole przekroju poprzecznego A_0 estymowano metodą pośrednią opisaną w literaturze, wykorzystując *length-to-area ratio* [34,46,54], a grubość wyznaczano jako $t_0 = \frac{A_0}{w_0}$.

Równolegle, będąc świadomym ograniczeń tego przybliżenia, zaproponowałem i przetestowałem autorską metodę estymacji grubości w oparciu o prawo Archimedesesa. Metoda polegała na wyznaczeniu objętości wyciętego więzadła (po zniszczeniu) metodą wyporu, a następnie na obliczeniu średniej grubości poprzez odniesienie tej objętości do pola powierzchni wyznaczonego w CAD.

5.2.2 Opis procedury

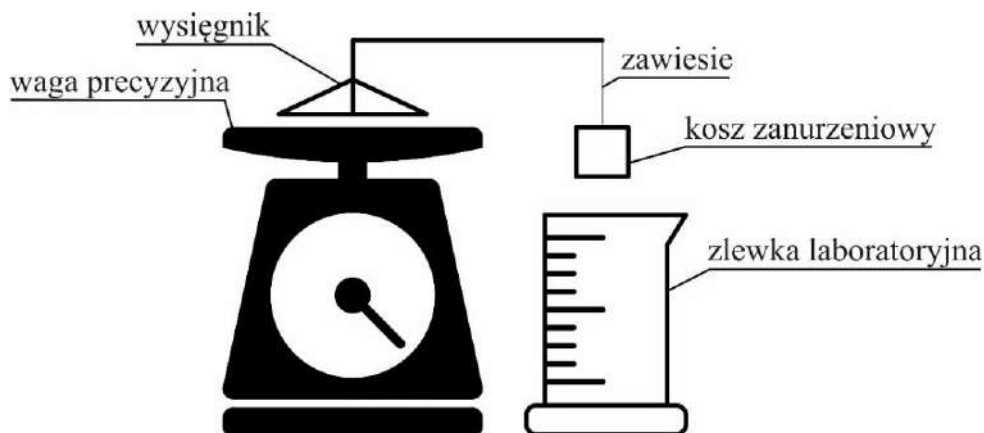
Do pomiaru potrzebna jest precyzyjna waga laboratoryjna (dokładność do 0.1 mg), konstrukcja wysięgnika o znanej masie (druć stalowy Ø2mm), zlewka z cieczą o znanej gęstości (woda o określonej temperaturze), cienkie zawiesie (nić chirurgiczna 0.02 mm), oraz kosz zanurzeniowy o znanej objętości i masie (druk 3D). Schemat układu przedstawiono na Rys. 17.

Po teście wytrzymałościowym więzadło odseparowywano od reszty próbki, umieszczano w koszu zanurzeniowym i wyznaczano masę układu złożonego z kosza i tkanki. Następnie kosz wraz z próbką zanurzano w cieczy za pośrednictwem wysięgnika i zawiesia. Kosz umożliwia utrzymanie fragmentów więzadła w jednym miejscu i gwarantuje pełne zanurzenie próbki. Kluczowe jest, aby kosz nie dotykał ścian ani dna zlewki oraz aby nie wprowadzić pod powierzchnię cieczy pęcherzyków powietrza.

Waga rejestrowała zmianę ciężaru więzadła, co interpretowane jest jako siła wyporu (F_w). Objętość wypartej cieczy (a więc objętość zanurzonego obiektu) obliczano ze wzoru:

$$F_w = \rho \cdot g \cdot V,$$

gdzie F_w jest siłą wyporu, g przyspieszeniem ziemskim, ρ gęstością cieczy, a V objętością ciała w niej zanurzonego. Wpływ masy i objętości kosza uwzględniano przez kompensację (odjęcie wkładu objętościowego kosza), uzyskując objętość samego więzadła. Objętość zanurzonego zawiesia pomijano. Pomiar powtarzano wielokrotnie (co najmniej pięć razy) w celu ograniczenia wpływu błędu pomiarowego.



Rys. 17 Schemat stanowiska pomiaru objętości próbki

Źródło: Opracowanie własne

5.2.3 Analiza porównawcza

Uzyskane wartości pól przekroju porównałem z wartościami wyznaczanymi metodami referencyjnymi i przedstawiłem w **Tabela 6**. Metoda 1 to metoda wykorzystująca *length-to-area ratio*, metoda 2 to omawiana metoda z wykorzystaniem prawa Archimedes, a metoda 3 to pomiar z wykorzystaniem suwmiarki. W tabeli przedstawiono wartości średnie oraz $\pm$ odchylenie standardowe.

Tabela 6 Zestawienie metod określania pola powierzchni przekroju A_0

Więzadło	Sekcja	Metoda 1 A_0, mm^2	Metoda 2 A_0, mm^2	Metoda 3 A_0, mm^2
ALL	Th2 - Th7	15.03 ± 0.80	20.40 ± 3.87	21.02 ± 9.21
	Th7 - Th12	18.55 ± 0.90	23.18 ± 10.80	21.39 ± 10.20
PLL	Th2 - Th7	19.10 ± 0.69	18.99 ± 9.01	8.67 ± 6.33
	Th7 - Th12	21.77 ± 1.34	17.19 ± 7.10	13.03 ± 5.74
ISL + SSL	Th2 - Th7	14.67 ± 3.12	28.39 ± 19.10	22.44 ± 10.14
	Th7 - Th12	13.50 ± 3.47	39.53 ± 23.33	21.29 ± 8.34
LF	Th2 - Th7	44.50 ± 6.58	25.29 ± 13.13	12.66 ± 6.32
	Th7 - Th12	45.59 ± 11.02	31.73 ± 12.80	13.53 ± 12.21
CL	Th2 - Th7	48.32 ± 8.80	38.09 ± 17.71	-
	Th7 - Th12	51.12 ± 9.18	46.33 ± 14.60	-

Metoda oparta na prawie Archimedes, daje obiecujące wyniki dla części próbek ALL, PLL i CL, ponieważ znajdowała potwierdzenie w zbliżonych rezultatach metod referencyjnych. Dla LF i ISL + SSL okazywała się niestabilna. Stosunkowo wysokie odchylenie standardowe może świadczyć zarówno o zróżnicowaniu biologicznym więzadeł, ale również o wadach metody.

5.2.4 Wnioski

Główną przyczyną niepewności, jaką niesie za sobą wykorzystanie omawianej metody, jest wrażliwość na błąd operacyjny, tzn. wynik zależy od tego, jak precyzyjnie wycięto i zdefiniowano fragment „pracujący”. Metoda jest też czasochłonna i podatna na błędy pomiarowe (np. pęcherzyki powietrza, kontakt kosza ze ścianką, niepełne zanurzenie). Zaletą metody jest możliwość zbadania geometrii indywidualnie dla konkretnego więzadła po zniszczeniu. Rezultatem jest uśrednione pole powierzchni przekroju więzadła w strefie pracującej co jest użyteczne do modelowania numerycznego, gdzie nie różnicuje się grubości w obrębie pojedynczego więzadła.

Ze względu na dużą niepewność pomiarową reprezentowaną przez odchylenie standardowe postanowiłem odstąpić od przytaczanego podejścia w kontekście badania więzadeł. Jednocześnie metoda wypornościowa może być bardziej perspektywiczna dla opony twardej, gdzie zdecydowanie łatwiej zachować kontrolę nad kształtem i zakresem wycinanego materiału (patrz Publikacja V, Publikacja VII). W dalszych pracach warto ją rozwinąć jako narzędzie do estymacji grubości opony twardej, wraz z procedurą weryfikacyjną opartą o pomiar referencyjny (np. obrazowanie mikroskopowe przekrojów, lub skanowanie trójwymiarowe).

6. Podsumowanie i perspektywy dalszych badań

6.1 Podsumowanie

Celem rozprawy było opracowanie spójnej metodyki badań mechanicznych tkanek miękkich kręgosłupa człowieka *in vitro* oraz pozyskanie danych materiałowych dla więzadeł kręgosłupa i opony twardej w formie użytecznej do dalszej identyfikacji praw konstytutywnych i zastosowań w modelowaniu numerycznym. Zrealizowane prace pozwoliły osiągnąć oba cele i sformułować następujące wnioski ogólne:

- W eksperymentalnej biomechanice tkanek miękkich różnice w przygotowaniu próbek, mocowaniu, metodzie pomiaru odkształcenia i obróbce danych mogą zmieniać wyznaczone parametry w stopniu porównywalnym z rozrzutem biologicznym. Dlatego protokół musi być traktowany jako integralna część procesu pozyskiwania danych.
- Mocowanie próbek jest krytycznym elementem protokołu. Opracowane przeze mnie rozwiązania przygotowania próbek (zbrojenie, mocowanie w żywicy) ograniczają poślizg, wysunięcie z uchwytu oraz zapobiegają niepożądanemu schematowi zniszczenia próbki. W konsekwencji zmniejsza się ryzyko zdominowania rejestrowanej krzywej przez podatność układu lub uszkodzenia zachodzące poza strefą pomiarową badanej tkanki.
- Rozwój materiału do utwierdzania (PMMA z wypełniaczem w postaci piasku) jest użytecznym ulepszeniem protokołu. Zwiększenie sztywności materiału mocującego poprawia stabilność mocowania w badaniach quasi-statycznych i dynamicznych. To rozwiązanie znacząco zmniejsza też koszty prowadzenia badań.
- Dane dla więzadeł piersiowych i szyjnych potwierdzają nieliniową odpowiedź i wyraźne różnice między strukturami. Opracowane przeze mnie krzywe oraz podejście oparte na regionach odpowiedzi i punktach charakterystycznych umożliwią porównywanie oraz uśrednianie krzywych siła-przemieszczenie / naprężenie-odkształcenie. Proces ten przygotowuje dane wejściowe do dalszej identyfikacji w sposób jednolity i jednoznaczny.
- Wpływ prędkości odkształcenia jest istotny i nie powinien być pomijany w zastosowaniach dynamicznych. Dla wybranych więzadeł szyjnych wykazano wyraźną zależność parametrów mechanicznych od szybkości obciążania, co uzasadnia stosowanie opisów lepko-hipersprężystych w modelowaniu.
- Opona twarda wykazuje silną anizotropię i wrażliwość metrologiczną. Wyniki zależą od kierunku obciążenia oraz od tego, czy odkształcenie wyznacza się za pomocą DIC czy przemieszczenia trawersy. W praktyce oznacza to konieczność jawnego raportowania metody pomiaru i ostrożności w porównywaniu danych między laboratoriami.
- Publikacje powiązane (2. autor) rozszerzają dwa kluczowe opracowania. Publikacja II została rozwinięta w stronę prawa materiałowego w ramach Publikacji VI. Publikacja VII zaś stanowi dopełnienie Publikacji V o zagadnienie m.in. wpływu prędkości odkształcenia w badaniach opony twardej. Potwierdza to użyteczność przytaczanych prac w zakresie opracowywania modeli materiałowych oraz dalszych badań biomechanicznych.

6.2 Dalsze kierunki badań

Wyniki rozprawy wskazują kilka naturalnych kierunków dalszych prac:

- Rozszerzenie opisu reologicznego opony twardej: identyfikacja i modelowanie zjawisk zależnych od historii obciążenia, w tym histerezy oraz efektu Mullinsa, jako elementu wpływającego na odpowiedź w cyklach obciążenia. Między innymi to zagadnienie będzie realizowane w ramach projektu Preludium „*Opona twarda poddana cyklicznym obciążeniom - opracowanie modelu reologicznego - DURA-FORM*” (UMO-2025/57/N/ST8/02862), którego jestem kierownikiem.
- Rozszerzenie zakresu badania więzadeł: rozpocząłem testy więzadeł odcinka lędźwiowego, lecz prace wymagają zwieńczenia. Planuję również rozszerzenie zakresu również o więzadła międzypoprzeczne (ITL) oraz krążki międzykręgowe.
- Weryfikacja geometrii opony twardej z użyciem prawa Archimedesesa: planuję rozwinięcie metody wyznaczania geometrii oraz opracowanie procedury walidacyjnej. Walidacja może obejmować porównanie z pomiarem referencyjnym opartym na obrazowaniu (np. mikroskopia przekrojów), z analizą źródeł błędów i niepewności.
- Badania ROM: kolejnym krokiem jest walidacja implementacji opracowanych praw materiałowych w modelu numerycznym całego odcinka szyjnego. Wymaga to powiązania badań eksperymentalnych ruchomości z ich odtworzeniem w symulacji. Zaplanowane przeze mnie badania eksperymentalne zostały już przeprowadzone z moim udziałem. W tym celu wykorzystane zostały stanowiska badawcze, których jestem współtwórcą (P.444805 i P.443947), natomiast obecnie dane eksperymentalne są przetwarzane i analizowane. Implementowane są też prawa materiałowe do HBM.

SUPLEMENT 1

S 1. Podstawy anatomiczne i biomechaniczne

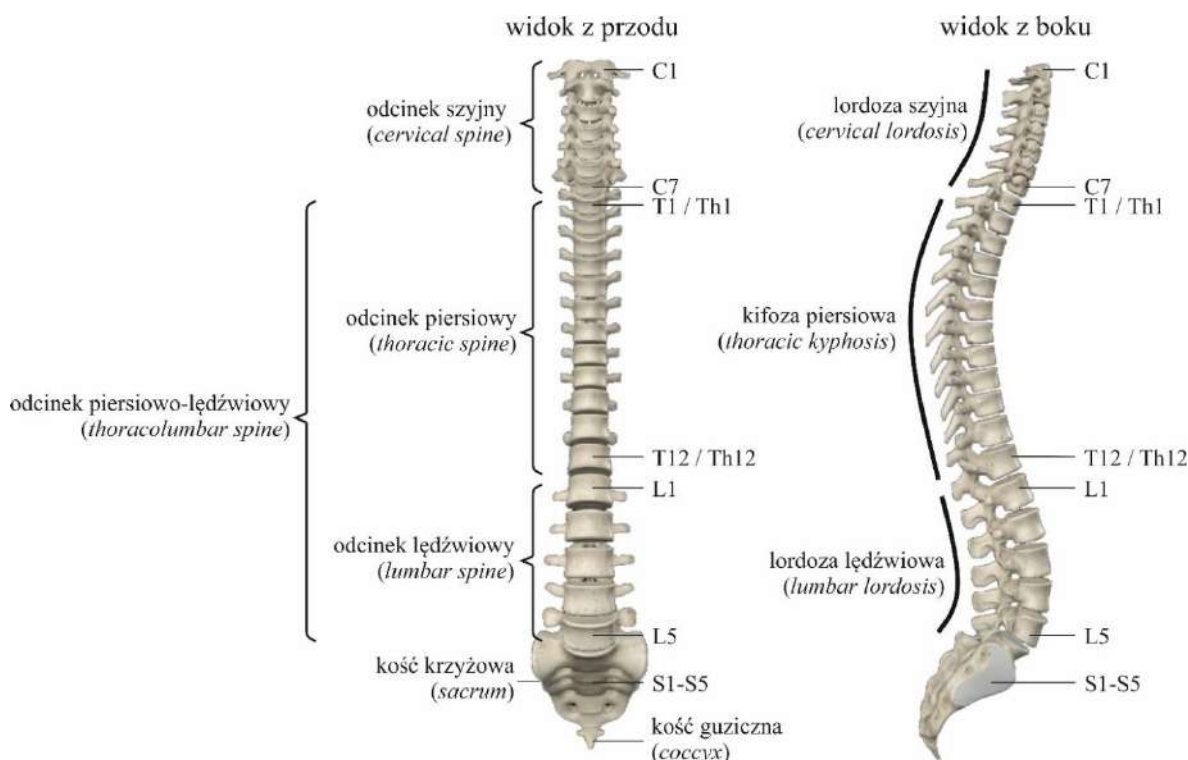
W niniejszym rozdziale zebrano i uporządkowano podstawowe pojęcia potrzebne do opisu anatomii, geometrii i mechaniki tkanek miękkich kręgosłupa analizowanych w rozprawie. Celem rozdziału jest stworzenie jednolitego zaplecza pojęciowego dla dalszych części pracy oraz dla załączonych publikacji, tak aby czytelnik mógł w jednym miejscu znaleźć definicje i objaśnienia terminów wykorzystywanych później w opisie preparatyki, lokalizacji anatomicznej badanych struktur, kierunków obciążenia, interpretacji wyników eksperymentalnych oraz modelowania konstytutywnego. Rozdział ten porządkuje więc pojęcia z pogranicza anatomii, biomechaniki i modelowania numerycznego. W podrozdziale suplementu S 1.1 przedstawiono zarys anatomii kręgosłupa i struktur istotnych z punktu widzenia badań, w tym więzadeł oraz opony twardej rdzeniowej. W podrozdziale suplementu S 1.2 zebrano najważniejsze określenia terminologii anatomicznej wykorzystywane w pracy, przydatne przy opisie orientacji przestrzennej tkanek, kierunków obciążenia oraz procesu preparatyki. Natomiast w podrozdziale suplementu S 1.3 zdefiniowano kluczowe pojęcia mechaniki ośrodków ciągłych wykorzystywane w analizie danych i modelowaniu konstytutywnym. Cykl publikacji stanowiących podstawę rozprawy został przygotowany w języku angielskim, dlatego na rysunkach w niniejszym rozdziale podano również angielskie odpowiedniki kluczowych terminów.

S 1.1. Anatomia kręgosłupa

Kręgosłup człowieka stanowi złożoną strukturę podporowo-ochronną, której funkcją jest przenoszenie obciążeń, zapewnienie ruchomości tułowia oraz ochrona struktur nerwowych. Z punktu widzenia niniejszej rozprawy kluczowe są elementy biernego układu stabilizującego, tj. więzadła kręgosłupa oraz opona twarda stanowiąca osłonę rdzenia kręgowego [38,39,70,121,122].

S 1.1.1. Odcinki kręgosłupa i krzywizny fizjologiczne

Kręgosłup składa się z odcinka szyjnego (kręgi C1-C7), piersiowego (kręgi T1-T12), lędźwiowego (kręgi L1-L5), kości krzyżowej oraz kości guzicznej. Odcinki te różnią się geometrią kręgów i funkcją biomechaniczną. Krzywizny fizjologiczne obejmują lordozę szyjną, kifozę piersiową oraz lordozę lędźwiową (patrz Rys. 18) [39,121,123].

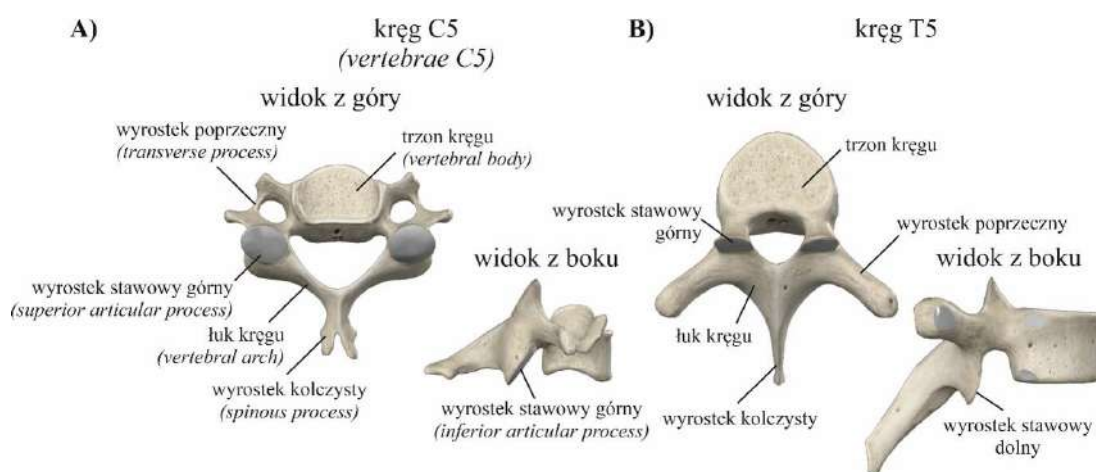


Rys. 18 Kręgosłup (kości) z podziałem na odcinki, oznaczeniem kręgów oraz krzywizn

Model anatomiczny: 3D4Medical (Elsevier)

Podstawowym elementem kręgosłupa jest kręgi, zbudowany z trzonu i łuku ograniczających kanał kręgowy. W obrębie łuku wyróżnia się m.in. wyrostki stawowe, blaszki, wyrostek kolczysty i wyrostki poprzeczne, które określają geometrię stawów wyrostków stawowych (tzw. stawów międzykręgowych) oraz miejsca przyczepu więzadeł.

Kręgi szyjne i piersiowe różnią się kształtem trzonu, orientacją powierzchni stawowych oraz proporcjami wyrostków (patrz Rys. 19), co przekłada się na odmienny zakres ruchu oraz charakter przenoszenia obciążeń. Różnice te są istotne dla procesu przygotowania próbek oraz interpretacji wyników badań więzadeł z różnych odcinków [70,121,122].



Rys. 19 Porównanie budowy kręgu (A) szyjnego C5 i (B) piersiowego T5

Model anatomiczny: 3D4Medical (Elsevier)

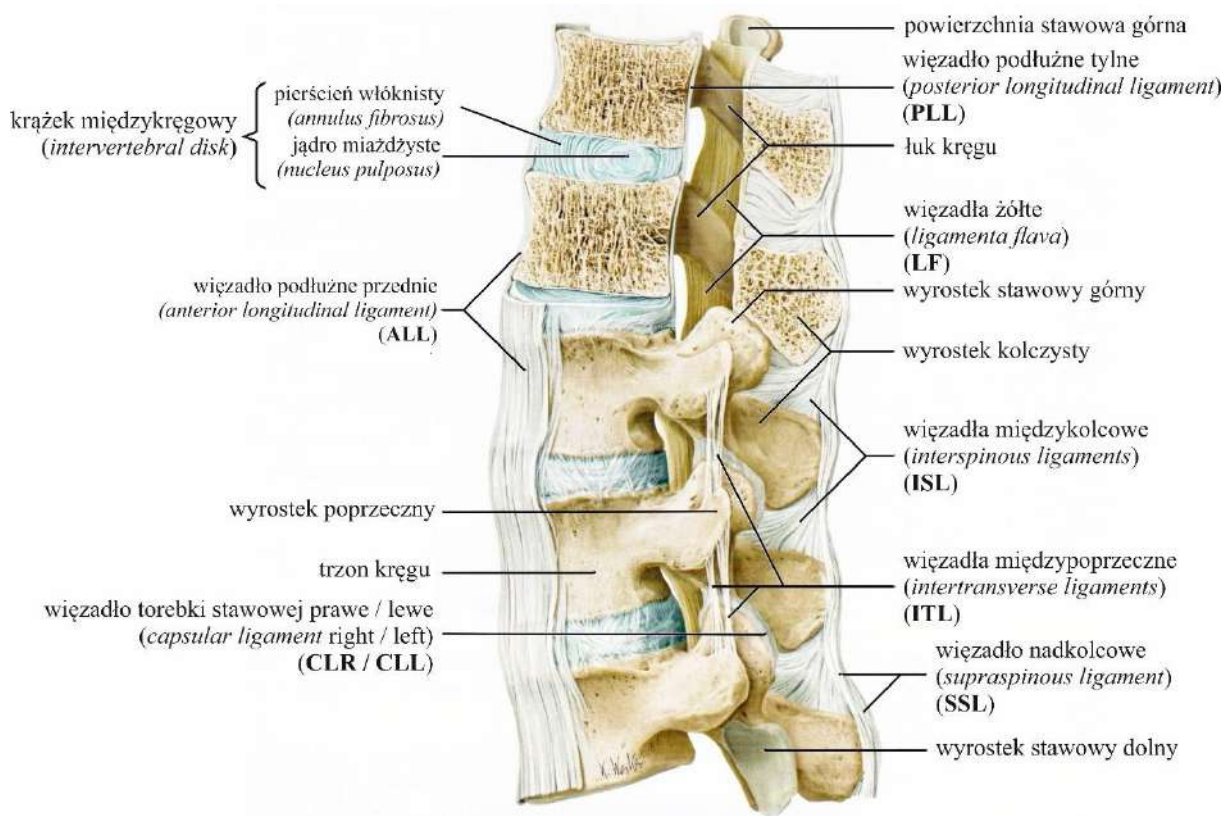
S 1.1.2. Więzadła kręgosłupa

Więzadła kręgosłupa stanowią element biernego układu stabilizacji i ograniczają nadmierne przemieszczenia segmentów [37]. W kontekście rozprawy kluczowe są: więzadło podłużne przednie, więzadło podłużne tylne, więzadło żółte, więzadła międzykolcowe, więzadło nadkolcowe oraz torebka stawu wyrostków stawowych (patrz Rys. 20). Ich położenie względem trzonów, łuków kręgów i krążków określa rolę w ograniczaniu zgięcia/wyprostu, zgięcia boczego oraz rotacji osiowej [70,122,123]. Odpowiednie role poszczególnych więzadeł są następujące [39,121–124]:

- **Więzadło podłużne przednie** (ang. *anterior longitudinal ligament* - ALL): stabilizuje przednią część trzonów kręgów i krążków międzykręgowych, przenosząc obciążenia rozciągające przy odgięciu do tyłu. Najsilniej ogranicza wyprost.
- **Więzadło podłużne tylne** (ang. *posterior longitudinal ligament* - PLL): biegnie po tylnej powierzchni trzonów wewnątrz kanału kręgowego i stabilizuje tylną część krążka. Przeciwdziała „wypychaniu” krążka w kierunku kanału.
- **Torebka stawowa stawu wyrostków stawowych** (ang. *capsular ligament* - CL): stabilizuje staw międzywyrostkowy i kontroluje względne przesunięcia kręgów, szczególnie w ruchach złożonych. Istotnie ogranicza rotację osiową i zgięcie boczne.
- **Więzadła żółte / więzadła międzyłukowe** (ang. *ligamenta flava* - LF): łączą blaszki łuków kręgów. Uznaje się, że dzięki dużej zawartości elastyny działają jak element wspomagający powrót ze zgięcia. Ograniczają głównie zgięcie do przodu oraz pomagają utrzymać napięcie tylnych ścian kanału kręgowego.
- **Więzadło międzykolcowe** (ang. *interspinous ligament* - ISL): łączy sąsiednie wyrostki kolczyste i stabilizuje tylny kompleks więzadłowy. Najbardziej napina się przy zgięciu do przodu, ograniczając nadmierne oddalanie wyrostków kolczystych.
- **Więzadło nadkolcowe** (ang. *supraspinous ligament* - SSL): biegnie wzdłuż wierzchołków wyrostków kolczystych. Wraz z więzadłem międzykolcowym istotnie ogranicza zgięcie do przodu i stabilizuje segmenty przy obciążeniach zginających.

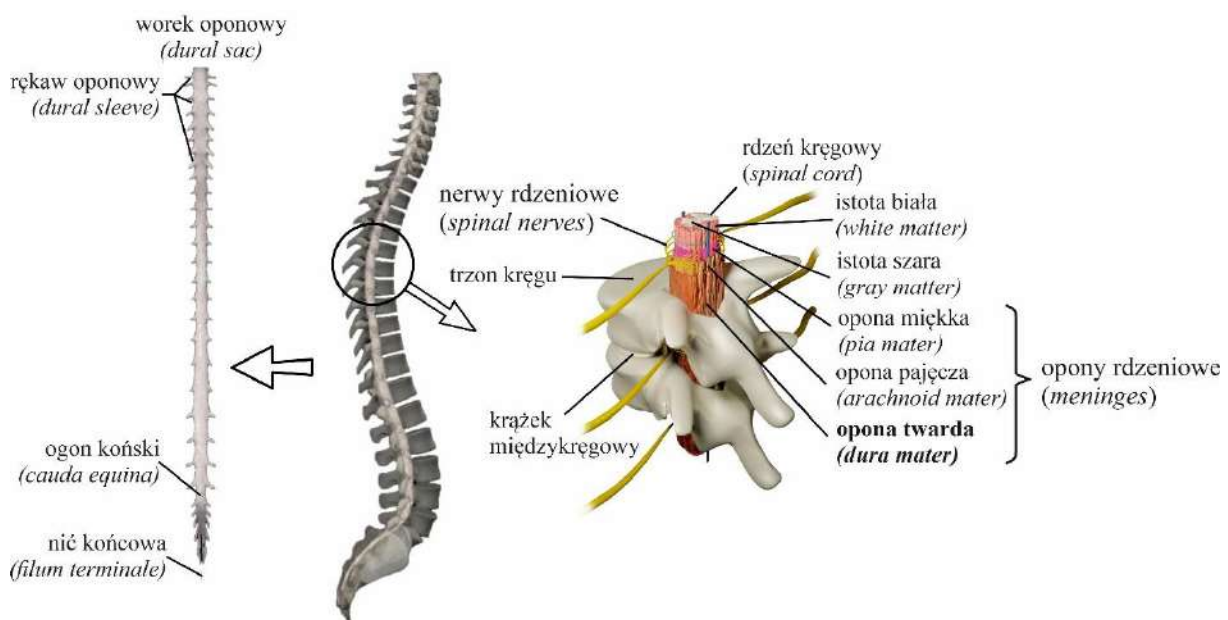
S 1.1.3. Budowa rdzenia kręgowego.

Rdzeń kręgowy przebiega w kanale kręgowym i jest osłonięty przez opony rdzeniowe: oponę twardą, pajęczą i mięką. Z punktu widzenia niniejszej rozprawy kluczowa jest opona twarda rdzeniowa (w dalszej części pracy dla uproszczenia określana mianem opony twardej), która tworzy worek oponowy oraz przechodzi w mankiety oponowe nerwów rdzeniowych (patrz **Rys. 21**). Właściwości mechaniczne tej struktury są istotne zarówno dla zrozumienia biomechaniki urazów, jak i dla realistycznego odwzorowania ochronnych struktur rdzenia kręgowego w HBM. Opona twarda stanowi bowiem ostatnią „osłonę” rdzenia kręgowego w kanale kręgowym, a jej uszkodzenie może prowadzić m.in. do wycieku płynu mózgowo-rdzeniowego oraz deficytów neurologicznych, w tym niedowładów i porażień. [38,39,53,74–76,121].



Rys. 20 Węzadła kręgosłupa

Dostosowane z: Schuenke M, Schulte E. *General Anatomy and the Musculoskeletal System: Thieme Atlas of Anatomy*. New York: Thieme; 2005. Ilustrowane przez Karl Wesker [123]



Rys. 21 Budowa rdzenia kręgowego i opony rdzeniowe

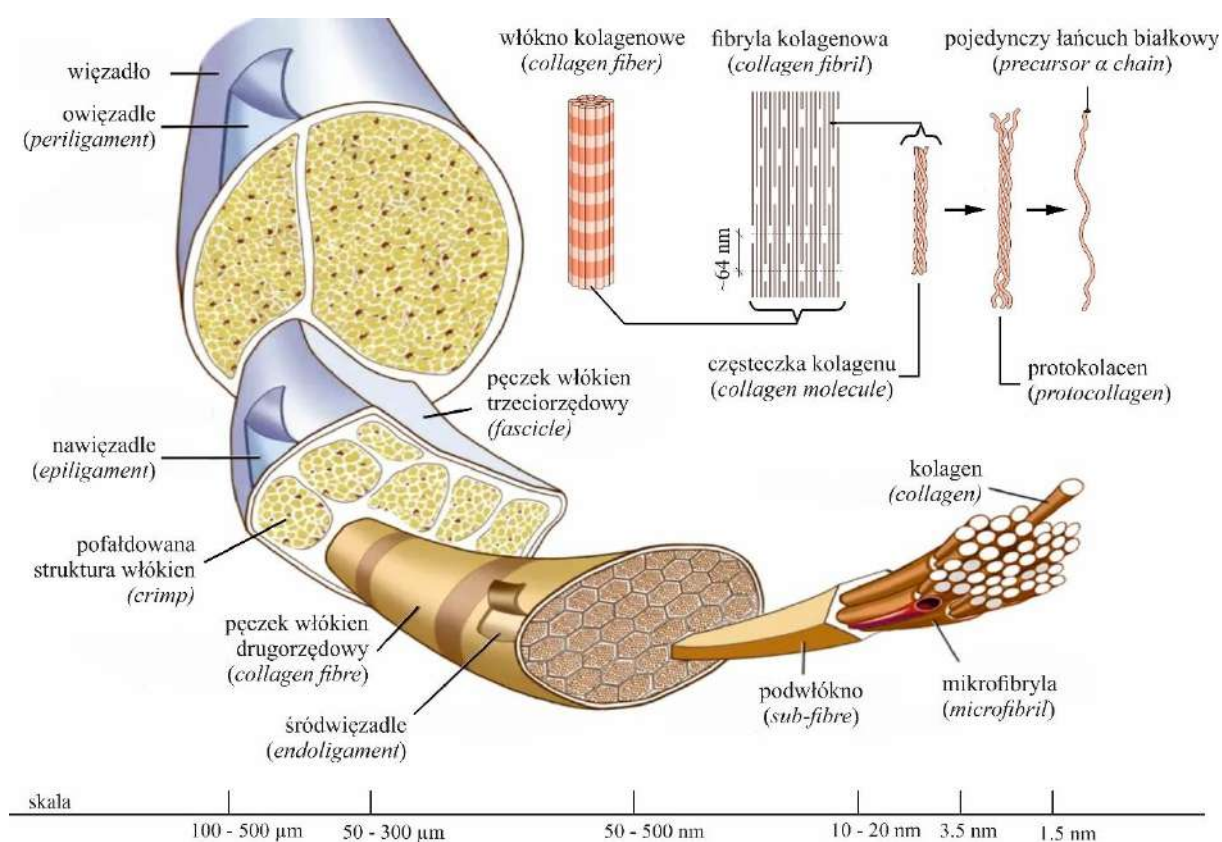
Po lewej - Model anatomiczny: 3D4Medical (Elsevier).

Po prawej - Dostosowane z: Englishsquare.pl Sp. z o. o., licencja: CC BY-SA 3.0

S 1.1.4. Struktura kolagenowa

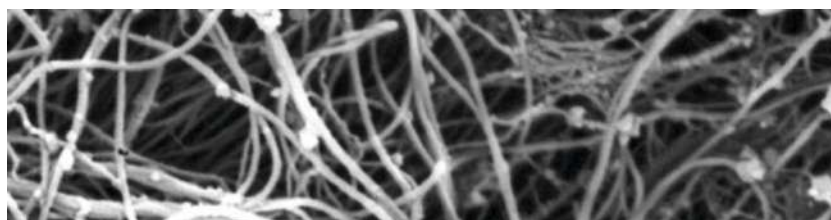
Więzadła zbudowane są z tkanki łącznej włóknistej zwartej o utkaniu regularnym z dominującym udziałem kolagenu, w której mikrostruktura (orientacja włókien i pęczków) w dużym stopniu determinuje odpowiedź mechaniczną, w tym anizotropię i nieliniowość krzywych naprężenie-odkształcenie. W ujęciu ogólnym organizacja kolagenu ma charakter hierarchiczny (od cząsteczek do pęczków włókien), a pofałdowanie włókien tłumaczy część przyczyn nieliniowości krzywych rozciągania (patrz Rys. 22) [125–127].

Opona twarda również jest strukturą bogatą w kolagen i wykazuje wyraźną anizotropię, jednak jej architektura ma bardziej warstwowy charakter niż typowe więzadło (patrz Rys. 23). Zbudowana jest z tkanki łącznej włóknistej zwartej o utkaniu nieregularnym. Z tego względu schemat z Rys. 22 należy traktować jako ilustrację typowej, hierarchicznej organizacji kolagenu charakterystycznej przede wszystkim dla więzadeł i ścięgien. Opona twarda wykazuje natomiast bardziej warstwową i mniej regularną architekturę włóknistą [53,74–77,128–130].



Rys. 22 Hierarchiczna struktura kolagenu w tkance łącznej

Dostosowane z: <https://vearlemedicalart.com/>, World of the Cell [131]



Rys. 23 Opona twarda: orientacja włókien kolagenowych; przybliżenie x6500

Źródło: Reina, M.A., et al. (2015), Springer, Cham. Ultrastructure of Spinal Dura Mater [128]

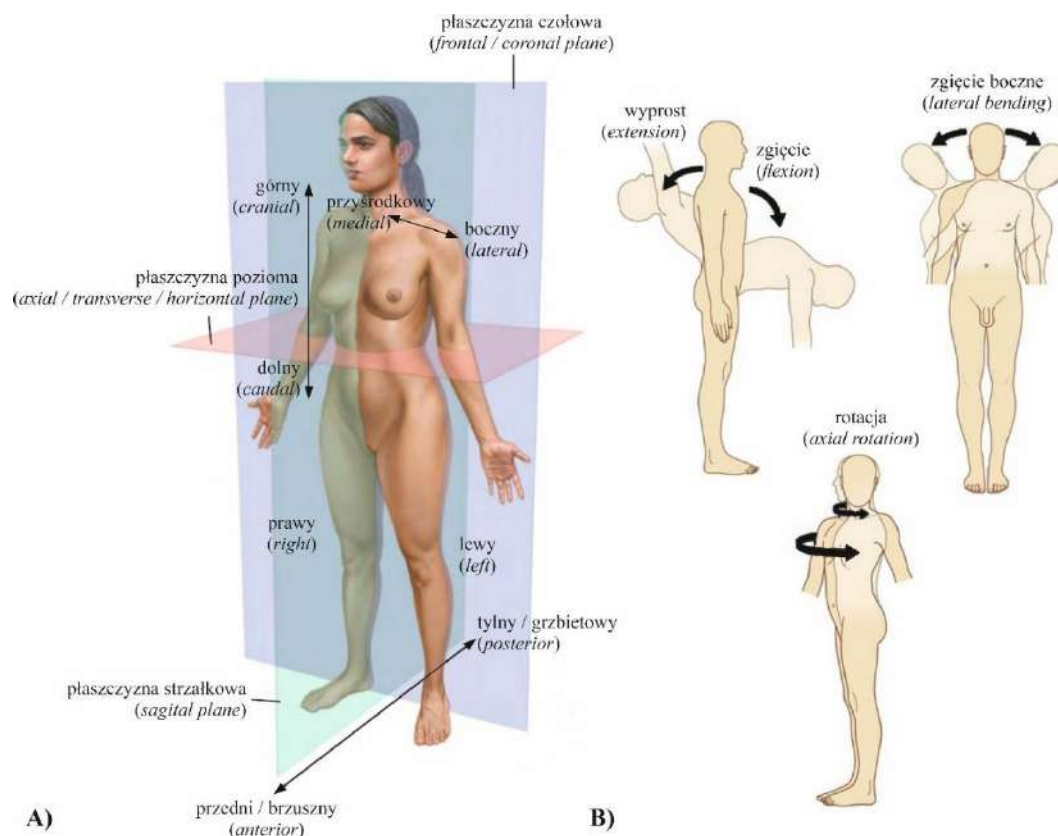
S 1.2. Terminologia anatomiczna

S 1.2.1. Orientacja anatomiczna i ruchy kręgosłupa

Do opisu orientacji struktur oraz kierunków ruchu stosuje się trzy podstawowe płaszczyzny anatomiczne: płaszczyznę strzałkową, czołową oraz poziomą. Równolegle używa się następujących określeń kierunków: przyśrodkowy i boczny, górny i dolny, przedni i tylny, prawy i lewy. Kierunek bliższy (*proximal*) - bliżej szkieletu osiowego (kręgosłupa, klatki piersiowej, czaszki), kierunek dalszy (*distal*) - dalej od szkieletu osiowego (patrz Rys. 24A) [121,123].

Ruch kręgosłupa opisuje się najczęściej jako kombinację trzech podstawowych składowych: zgięcie i wyprost, zgięcie boczne oraz rotację osiową (patrz Rys. 24B). Niniejsza konwencja określa:

- zgięcie - ruch w płaszczyźnie strzałkowej do przodu,
- wyprost - ruch w płaszczyźnie strzałkowej do tyłu,
- zgięcie boczne - ruch w płaszczyźnie czołowej,
- rotacja osiowa - obrót wokół osi długiej (pionowej) w płaszczyźnie poziomej.

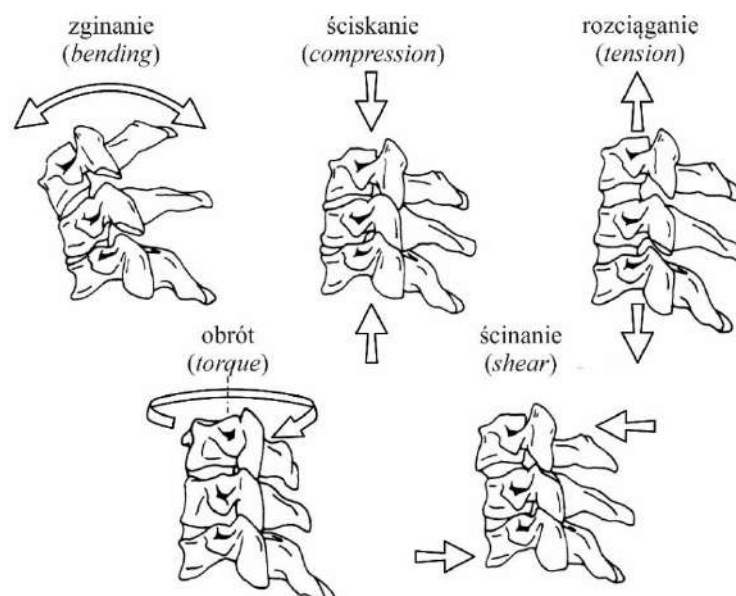


Rys. 24 (A) Płaszczyzny i kierunki anatomiczne. (B) Opis ruchu kręgosłupa

Dostosowane z: A) Netter F.H. Atlas of Human Anatomy. Elsevier, 2019. Ilustrowane przez Frank H. Netter[121], B) <https://basicmedicalkey.com/back/>

S 1.2.2. Obciążenia mechaniczne

W badaniach biomechanicznych kręgosłupa opis obciążeń wymaga rozróżnienia rodzaju wymuszenia i odpowiadających mu stanów naprężenia/odkształcenia. Podstawowe schematy obciążenia to: ściskanie, rozciąganie, zginanie, ścinanie oraz skręcanie [132].

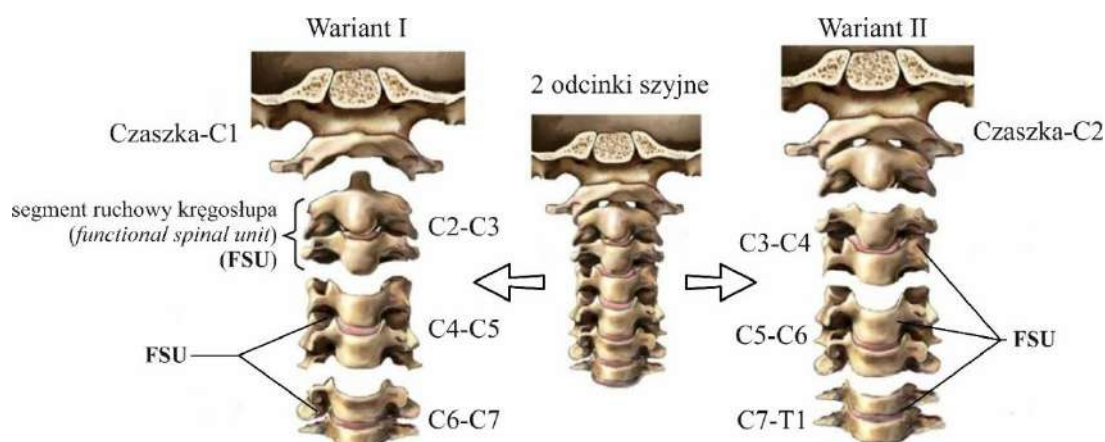


Rys. 25 Schemat ilustrujący podstawowe tryby obciążenia

Dostosowane z: McElhaney, James H., et al. "Biomechanical aspects of cervical trauma." *Accidental injury: biomechanics and prevention*. New York, NY: Springer New York, 2002. 324-373[132]

S 1.2.3. Czynnościowy segment ruchowy kręgosłupa (FSU)

Czynnościowy segment ruchowy (ang. *Functional Spinal Unit* - FSU) jest podstawową jednostką funkcjonalną kręgosłupa w biomechanice. Podstawowy dla niniejszej pracy segment obejmuje dwa sąsiednie kręgi wraz z tkankami miękkimi zapewniającymi ruchomość i stabilizację segmentu, w tym krążek międzykręgowy, więzadła oraz aparat stawowo-więzadłowy [37]. W praktyce badawczej jednak zakres tego pojęcia bywa definiowany, zależnie od celu analizy. FSU jest najczęściej wykorzystywany w badaniach ruchomości segmentu kręgosłupa oraz w walidacji modeli numerycznych poprzez porównanie zachowania rzeczywistego i modelowanego segmentu [133]. W niniejszej pracy pojęcie FSU stosowano przede wszystkim do określenia poziomu anatomicznego pochodzenia badanych więzadeł oraz do uporządkowania kolejnych etapów preparatyki próbek. Schemat uzyskiwania FSU przedstawiono na Rys. 26.

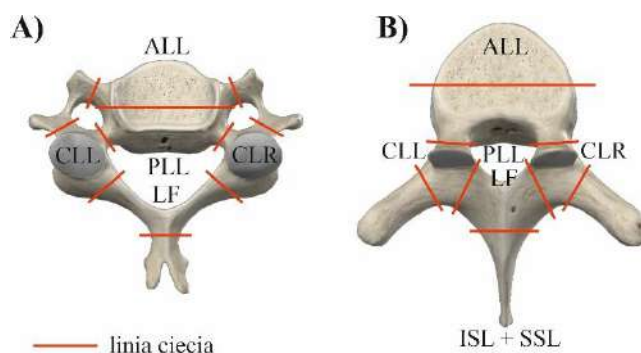


Rys. 26 Podział kręgosłupa na FSU - na przykładzie odcinka szyjnego

Dostosowane z: www.hon.nucleusinc.com

S 1.2.4. Preparatyka próbki więzadła: „kość-więzadło-kość” (BLB)

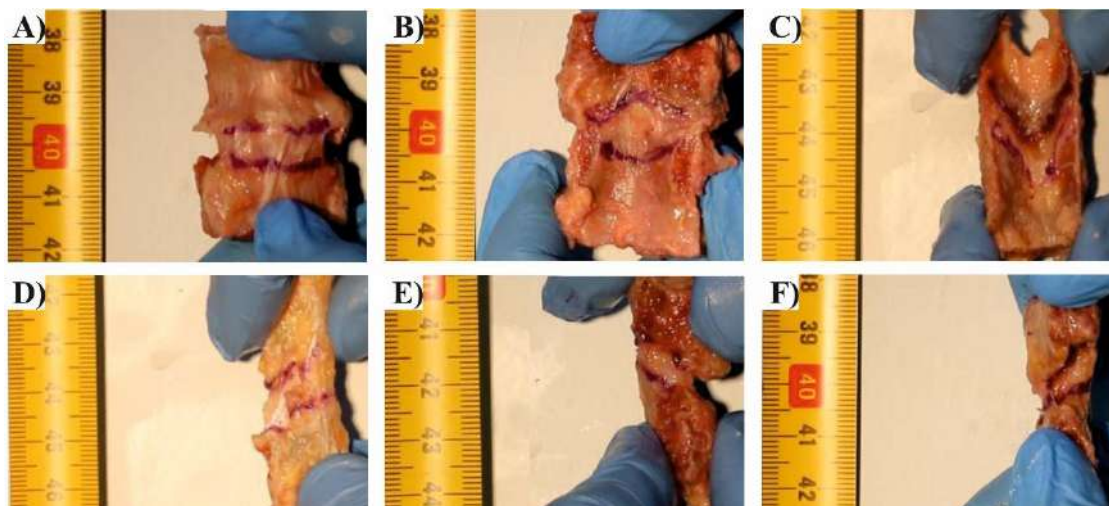
W badaniach właściwości mechanicznych więzadeł często stosuje się preparaty „kość-więzadło-kość” (ang. *bone-ligament-bone* BLB) [34,106,134]. Układ BLB umożliwia jednoosiowe rozciąganie więzadła przy zachowaniu jego anatomicznych przyczepów kostnych, co umożliwia powtarzalne mocowanie próbki i ogranicza ryzyko uszkodzeń w strefach jej mocowania. W praktyce przygotowanie BLB rozpoczyna się od pozyskania segmentu kręgosłupa FSU, a następnie wykonania cięć kości, aby uzyskać bloczki kostne po obu stronach badanego więzadła. W zależności od planowanego obciążenia i badanego więzadła usuwa się elementy nieistotne dla danej próby (np. tkanki miękkie, tłuszczowe, niezwiązane z zasadniczym badanym), zachowując jednocześnie ciągłość struktur poddawanych badaniu (patrz Rys. 27).



Rys. 27 Schemat podziału kręgu w FSU na BLB

Model anatomiczny: 3D4Medical (Elsevier)

W niniejszej rozprawie konfiguracja BLB była wykorzystywana do przygotowania próbek więzadeł badanych w próbie jednoosiowego rozciągania (patrz Rys. 28). Dla przejrzystości w dalszych rozdziałach próbki opisywano przez nazwę więzadła (np. ALL, PLL, LF, CL) oraz FSU, z którego pochodziły (np. T3-T4). W przypadku CL rozróżnia się również stronę (CLL - lewy, CLP - prawy).



Rys. 28 Fotografia układu „kość-więzadło-kość” (A) ALL T2-T3, (B) PLL T2-T3, (C) LF T4-T5, (D) ISL + SSL T2-T3, (E) CLL T4-T5, (F) CLP T2-T3

Źródło: Fotografie własne

S 1.3. Pojęcia mechaniki i definicje miar

S 1.3.1. Opis materialny: konfiguracja odniesienia i aktualna

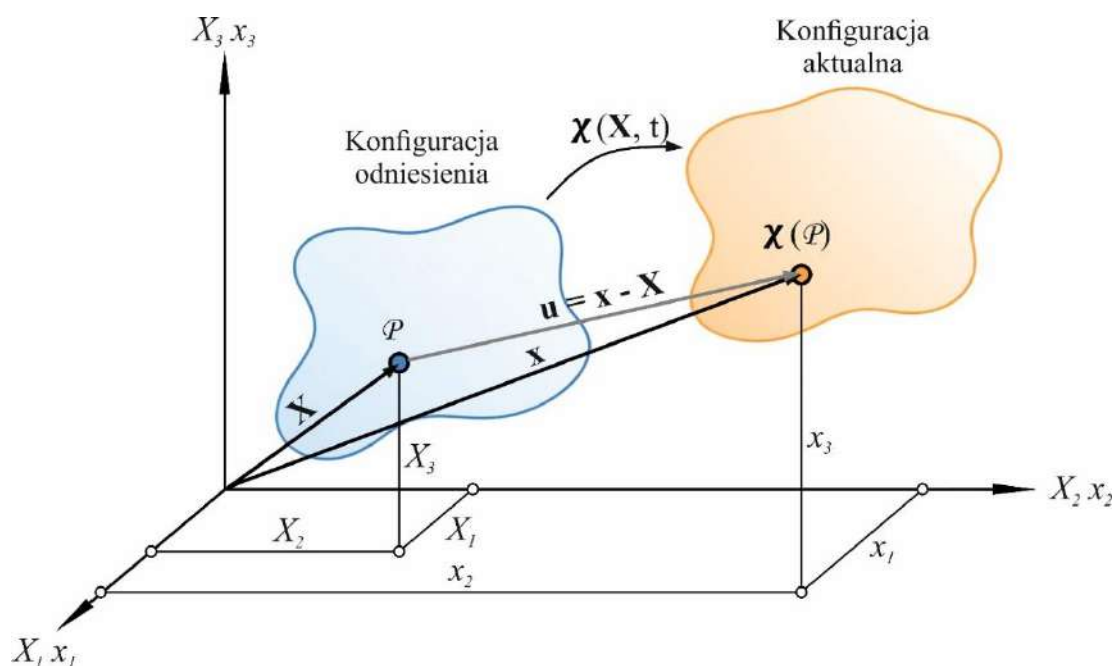
Standardowo odpowiedź mechaniczną materiałów, w tym tkanek miękkich kręgosłupa, opisuje się w praktyce eksperymentalnej jako zależność między przyłożonym obciążeniem, wyrażonym np. siłą lub naprężeniem, a deformacją próbki, tj. zmianą jej geometrii opisywaną przez przemieszczenia, wydłużenia lub odkształcenia. Taki opis stanowi podstawę do formułowania i identyfikacji praw konstytutywnych wykorzystywanych w modelowaniu analitycznym i numerycznym. W tym celu standardowo stosuje się formalizm mechaniki ośrodków ciągłych [29,33,135,136].

W mechanice ośrodków ciągłych rozróżnia się konfigurację odniesienia (początkową) oraz konfigurację aktualną (odkształconą). Konfiguracja odniesienia jest stanem, w którym definiuje się geometrię początkową ośrodka, natomiast konfiguracja aktualna opisuje stan w danej chwili obciążania, odpowiadający zdeformowanej geometrii. Przejście między tymi konfiguracjami opisuje ruch ośrodka (patrz Rys. 29) [33,135,136].

Konfigurację odniesienia opisuje się współrzędnymi $\mathbf{X}$, a konfigurację aktualną współrzędnymi $\mathbf{x}$. Ruch ośrodka w opisie materialnym definiuje odwzorowanie:

$$\mathbf{x} = \chi(\mathbf{X}, t),$$

które przypisuje każdemu punktowi materialnemu $\mathbf{X}$ jego położenie $\mathbf{x}$ w czasie t .



Rys. 29 Schemat ruchu ośrodka.

Źródło: Opracowanie własne

Z tego odwzorowania wynika lokalny opis deformacji w otoczeniu punktu materialnego, definiowany przez gradient deformacji:

$$\mathbf{F} = \frac{\partial \mathbf{x}}{\partial \mathbf{X}}.$$

Tensor $\mathbf{F}$ opisuje pełną lokalną deformację elementu materiału, tj. odwzorowuje nieskończenie małe odcinki i kierunki z konfiguracji odniesienia do konfiguracji aktualnej, uwzględniając rozciąganie, ścinanie i obrót. Składową objętościową tej deformacji opisuje wyznacznik gradientu deformacji $J = \det(\mathbf{F})$, który określa lokalny stosunek objętości

elementu w konfiguracji aktualnej do objętości w konfiguracji odniesienia. W wielu zastosowaniach biomechanicznych tkanki miękkie traktuje się jako materiał quasi-nieściśliwy, co zapisuje się warunkiem $J \approx 1$. Oznacza to, że w przybliżeniu zachowana jest lokalna objętość, a deformacja wynika przede wszystkim ze zmiany kształtu i redystrybucji odkształceń w kierunkach poprzecznych. Założenie to jest wykorzystywane w przeliczeniach wymiarów geometrycznych w próbie jednoosiowej [33,135,136].

W przypadku jednoosiowego rozciągania (patrz Rys. 30) rozciągnięcie definiuje się jako $\lambda_1 = \frac{L}{L_0}$ (szczegółowe definicje miar odkształcenia przedstawiono w kolejnym podrozdziale). Dla idealnie jednorodnej deformacji, przy założeniu braku ścinania i obrotu, gradient deformacji można zapisać w postaci macierzy diagonalnej:

$$\mathbf{F} = \begin{bmatrix} \lambda_1 & 0 & 0 \\ 0 & \lambda_2 & 0 \\ 0 & 0 & \lambda_3 \end{bmatrix},$$

gdzie λ_2 i λ_3 są rozciągnięciami poprzecznymi. Wówczas $J = \lambda_1 \lambda_2 \lambda_3$. Przy założeniu nieściśliwości oraz izotropowego zwężenia poprzecznego ($\lambda_2 = \lambda_3$), otrzymuje się:

$$\lambda_2 = \lambda_3 = \lambda_1^{-\frac{1}{2}}.$$

To pozwala oszacować zmianę pola przekroju w trakcie próby. Ponieważ objętość elementu pozostaje stała, to przy jednoosiowym rozciąganiu $A(t) = \frac{A_0}{\lambda(t)}$ [33,135,136].

S 1.3.2. Miary odkształceń w próbie jednoosiowej

Wielkością mierzoną w jednoosiowych próbach rozciągania jest przemieszczenie układu obciążającego (ang. *crosshead*) w czasie - $u(t)$. Pomiar ten często obarczony jest dodatkowym, niepożądanym przemieszczeniem pochodzącym od podatności elementów maszyny wytrzymałościowej, odkształcenia stref przejściowych próbki lub poślizgu próbki w uchwycie. Miarą pożądaną, wyznaczaną na podstawie $u(t)$ jest wydłużenie badanej próbki w czasie - $\Delta L(t)$. Za pomocą wydłużenia możemy wyznaczyć jej odkształcenie podłużne:

$$\varepsilon_1 = \frac{\Delta L_1}{L_{10}}.$$

Na rysunku Rys. 30. zilustrowano podstawowe określenia długości w próbie rozciągania jednoosiowego [29,33,79,135,136]. W opisie dużych odkształceń bardziej użyteczną formą reprezentacji deformacji podłużnej jest rozciągnięcie (ang. *stretch*):

$$\lambda_1 = \frac{L_1}{L_{10}} = 1 + \varepsilon_1.$$

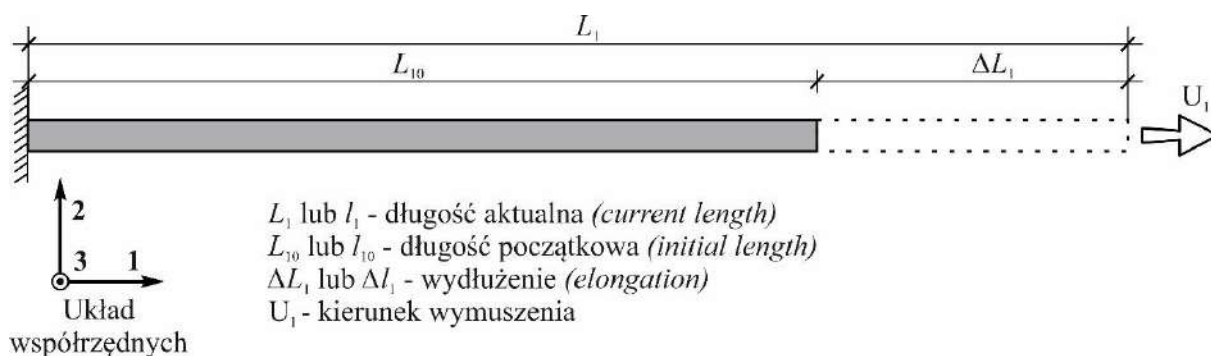
W badaniach, w których stosowano pomiar lokalny metodą cyfrowej korelacji obrazu (DIC), odkształcenie wyznaczano bezpośrednio, w obszarze pomiarowym (ang. *gauge region*):

$$\lambda_1 = \frac{e_1}{e_{10}},$$

gdzie: e_1 jest aktualną długością wirtualnego ekstensometru optycznego, a e_{10} jego długością początkową.

W kontekście definicji prawa materiałowego i opisu odkształceń skończonych stosuje się miary zdefiniowane w konfiguracji odniesienia. Kluczową miarą jest odkształcenie Greena-Lagrange'a $\mathbf{E}$, które w przypadku jednoosiowego rozciągania wyraża się zależnością:

$$E_1 = \frac{1}{2}(\lambda_1^2 - 1).$$



Rys. 30 Pojęcie odkształcenia na przykładzie osiowego rozciągania cienkiego pręta

Źródło: Opracowanie własne

S 1.3.3. Miary naprężeń w próbie jednoosiowej.

W jednoosiowych próbach rozciągania wielkością mierzoną bezpośrednio jest siła $F(t)$ w czasie, rejestrowana przez czujnik siły będący elementem maszyny wytrzymałościowej. Wyznaczenie wartości naprężenia wymaga odniesienia wartości siły do pola przekroju próbki. W przypadku tkanek miękkich, które mogą ulegać dużym odkształceniom, istotny jest wybór miary naprężenia. Wartość naprężenia zależy od tego, czy normalizujemy rejestrowaną siłę do pola powierzchni początkowej próbki A_0 czy aktualnej A [29,33,135,136].

Najprostszą miarą jest naprężenie nominalne (ang. *engineering stress*), definiowane względem pola przekroju w konfiguracji odniesienia:

$$\sigma_{nom}(t) = \frac{F(t)}{A_0}$$

W formalizmie mechaniki ośrodków ciągłych wielkość $\frac{F(t)}{A_0}$ jest równoważna składowej P_{11} pierwszego tensora Pioli-Kirchhoffa (**1PK**) w jednoosiowym stanie naprężenia. Różnica polega jednak na interpretacji: naprężenie nominalne jest prostą wielkością skalarną używaną do opisu wyniku próby rozciągania, natomiast P_{11} jest składową tensora naprężenia **1PK** - pełniejszego, trójwymiarowego opisu stanu mechanicznego materiału [33,135,136].

Do opisu naprężenia względem geometrii aktualnej, stosuje się naprężenie rzeczywiste (ang. *true stress*), czyli naprężenie Cauchy'ego σ :

$$\sigma_{11}(t) = \frac{F(t)}{A(t)}$$

W praktyce eksperymentalnej $A(t)$ rzadko jest mierzone wprost, dlatego często korzysta się z przybliżenia wynikającego z założenia (quasi-)nieściśliwości ($A(t) = \frac{A_0}{\lambda_1(t)}$). Wówczas:

$$\sigma_{11}(t) \approx \lambda_1(t) \frac{F(t)}{A_0}$$

Tensor Cauchy'ego σ stanowi podstawowy opis stanu naprężenia w punkcie ciała w mechanice ośrodków ciągłych. Jego interpretacja fizyczna polega na tym, że określa składowe wektora naprężenia działającego na dowolną powierzchnię przechodzącą przez ten punkt w konfiguracji aktualnej. Zgodnie z postulatem Cauchy'ego jednoznacznie wyznacza on wektor normalny działający na dowolnej powierzchni wewnętrznej jako funkcję jej wektora normalnego, dzięki czemu jest naturalną podstawą opisu równowagi w ujęciu przestrzennym.

Wprowadza się również drugi tensor naprężenia Pioli-Kirchhoffa **S**, zdefiniowany w konfiguracji odniesienia. Miara ta nie ma bezpośredniej interpretacji fizycznej, lecz jest

naturalna w opisie materialnym, ponieważ jest sprzężona energetycznie z tensorem odkształcenia Greena-Lagrange’a $\mathbf{E}$. Dzięki temu jest użyteczna przy zapisie praw konstytutywnych w postaci funkcji energii odkształcenia. Dodatkowo, w przeciwieństwie do tensora $\mathbf{P}$, $\mathbf{S}$ jest tensorem symetrycznym, co upraszcza zapis i interpretację składowych.

Podstawowe zależności między miarami naprężeń mają postać [29,33,135,136]:

$$\mathbf{P} = J\boldsymbol{\sigma}\mathbf{F}^{-T}, \quad \mathbf{S} = \mathbf{F}^{-1}\mathbf{P}.$$

S 1.3.4. Hipersprężystość i lepko-sprężystość tkanek miękkich

W celu opisu odpowiedzi mechanicznej tkanek miękkich stosuje się modele konstytutywne należące do różnych klas, zależnie od tego, czy uwzględniają one wyłącznie aktualny stan deformacji, czy również wpływ czasu i historii obciążenia. Dwie podstawowe idealizacje, związane z modelowaniem tkanek miękkich, to hipersprężystość (ang. *hyperelasticity*) oraz lepko-sprężystość (ang. *viscoelasticity*) [71,137,138].

Standardowo równanie konstytutywne materiału hipersprężystego opisuje się poprzez funkcję gęstości energii odkształcenia W , z której wyznacza się naprężenia. W takim ujęciu odpowiedź w danym punkcie materiału zależy od aktualnej deformacji (np. $\mathbf{F}$), a nie od szybkości jej narastania; w idealizacji nie występuje rozpraszanie energii i krzywa obciążenie-odciążenie jest odtwarzalna. Modele hipersprężyste są powszechnie stosowane do opisu tkanek miękkich w zakresie skończonych odkształceń [71,137,138].

S 1.3.5. Prawa konstytutywne i funkcja energii odkształcenia.

Tkanki miękkie często wykazują jednak zależność odpowiedzi od prędkości odkształcenia (ang. *strain-rate dependency*), relaksację naprężeń (ang. *stress relaxation*) oraz histerezę (ang. *hysteresis*), co interpretuje się jako przejaw lepko-(hiper)sprężystości. W takim przypadku naprężenie w chwili t zależy nie tylko od aktualnej deformacji, lecz także od jej historii, a część energii ulega rozproszeniu. W modelowaniu efekt ten opisuje się zwykle przez uzupełnienie części hipersprężystej równania konstytutywnego o człon lepkościowy (model *visco-hyperelastic*), co umożliwia odtworzenie różnic w krzywych naprężenie-odkształcenie obserwowanych przy różnych szybkościach odkształcenia [46,47,53,71,73,139].

Wyniki prób jednoosiowych (krzywe naprężenie-odkształcenie) stanowią w praktyce podstawowy punkt wyjścia do opisu zachowania materiału poprzez prawo konstytutywne, tj. relację wiążącą miary deformacji z miarami naprężenia. W przypadku tkanek miękkich kręgosłupa, które pracują w zakresie skończonych dużych odkształceń oraz wykazują nieliniową odpowiedź mechaniczną, wygodne jest formułowanie modelu w ramach mechaniki ośrodków ciągłych, w ujęciu materialnym [29,33].

W takim opisie wykorzystuje się miary deformacji zdefiniowane na podstawie gradientu deformacji $\mathbf{F}$, w szczególności prawy i lewy tensor odkształcenia Cauchy’ego-Greena:

$$\mathbf{C} = \mathbf{F}^T\mathbf{F}, \quad \mathbf{B} = \mathbf{F}\mathbf{F}^T,$$

gdzie $\mathbf{C}$ jest miarą zdefiniowaną w konfiguracji odniesienia (*prawy tensor deformacji Cauchy-Green’a*), a $\mathbf{B}$ w konfiguracji aktualnej (*lewy tensor deformacji Cauchy-Green’a*) [33]. Dla materiałów izotropowych funkcję energii odkształcenia zapisuje się w postaci zależnej od niezmienników tensora $\mathbf{C}$:

$$I_1 = \text{tr}(\mathbf{C}), \quad I_2 = \frac{1}{2}[\text{tr}(\mathbf{C})^2 - \text{tr}(\mathbf{C}^2)], \quad I_3 = \det(\mathbf{C}) = J^2.$$

Jednak w przypadku tkanek włóknistych, takich jak więzadła, sam opis izotropowy jest niewystarczający, ponieważ odpowiedź mechaniczna materiału zależy nie tylko od deformacji

matrycy, ale również od orientacji i odkształcenia włókien. Dodatkowo tkanki te wykazują efekt lepkościowy, a więc zależność odpowiedzi od prędkości odkształcenia. Z tego względu użyteczne jest przyjęcie modelu, w którym odpowiedź materiału rozdziela się na część hipersprężystą i lepkościową, a w obrębie każdej z nich wyróżnia się wkład izotropowej matrycy oraz wkład włókien. W niniejszym cyklu publikacji rozważano przykład obejmujący matrycę opisaną modelem Neo-Hookean, włókna opisane wielomianem oraz efekt lepkościowy dla matrycy oraz włókien:

$$\begin{aligned}
 W &= W_m(\bar{I}_1, J) + W_f(\bar{I}_4) + \Psi_m^v(\bar{I}_1, \bar{J}_2) + \Psi_f^v(\bar{I}_4, \bar{J}_5), \\
 W_m(\bar{I}_1, J) &= C_{10}(\bar{I}_1 - 3) + \frac{1}{D_1}(J - 1)^2, \\
 W_f(\bar{I}_4) &= \begin{cases} 0, & \bar{I}_4 \leq 1, \\ C_2(\bar{I}_4 - 1)^2 + C_3(\bar{I}_4 - 1)^4, & \bar{I}_4 > 1, \end{cases} \\
 \Psi_m^v(\bar{I}_1, \bar{J}_2) &= \eta_1 \bar{J}_2 (\bar{I}_1 - 3), \\
 \Psi_f^v(\bar{I}_4, \bar{J}_5) &= \begin{cases} 0, & \bar{I}_4 \leq 1, \\ \frac{1}{2} \eta_2 \bar{J}_5 (\bar{I}_4 - 1)^2, & \bar{I}_4 > 1. \end{cases}
 \end{aligned}$$

W powyższym zapisie składnik W_m opisuje wpływ matrycy, składnik W_f to wpływ włókien, natomiast Ψ_m^v i Ψ_f^v odpowiadają za część lepkościową związaną odpowiednio z matrycą i włóknami. Parametr C_{10} opisuje odpowiedź części matrycowej, parametry C_2 i C_3 opisują nieliniowy wkład włókien, natomiast η_1 i η_2 określają wkład energii zależny od szybkości odkształcenia na odpowiedź materiału. Wielkość $\bar{I}_1$ jest pierwszym niezmiennikiem izochorycznej części prawego tensora odkształcenia Cauchy-Green'a, $\bar{I}_4$ opisuje deformację w kierunku włókien, natomiast $\bar{J}_2$ i $\bar{J}_5$ są niezmiennikami związanymi z pochodną prawego Cauchy'ego-Green'a odpowiednio w części matrycowej i włóknistej. Zmienna J (jakobian deformacji) opisuje zmianę objętości, a parametr D_1 to parametr ściśliwości. Taki zapis nie stanowi pełnego wyprowadzenia modelu, lecz pokazuje klasę funkcji energii stosowanej do opisu tkanek włóknistych, w których odpowiedź mechaniczna zależy zarówno od orientacji włókien, jak i od prędkości odkształcenia [29,33,71,138]. Dokładną postać wykorzystanych w pracy wzorów można odnaleźć w publikacji IV, VI oraz VII.

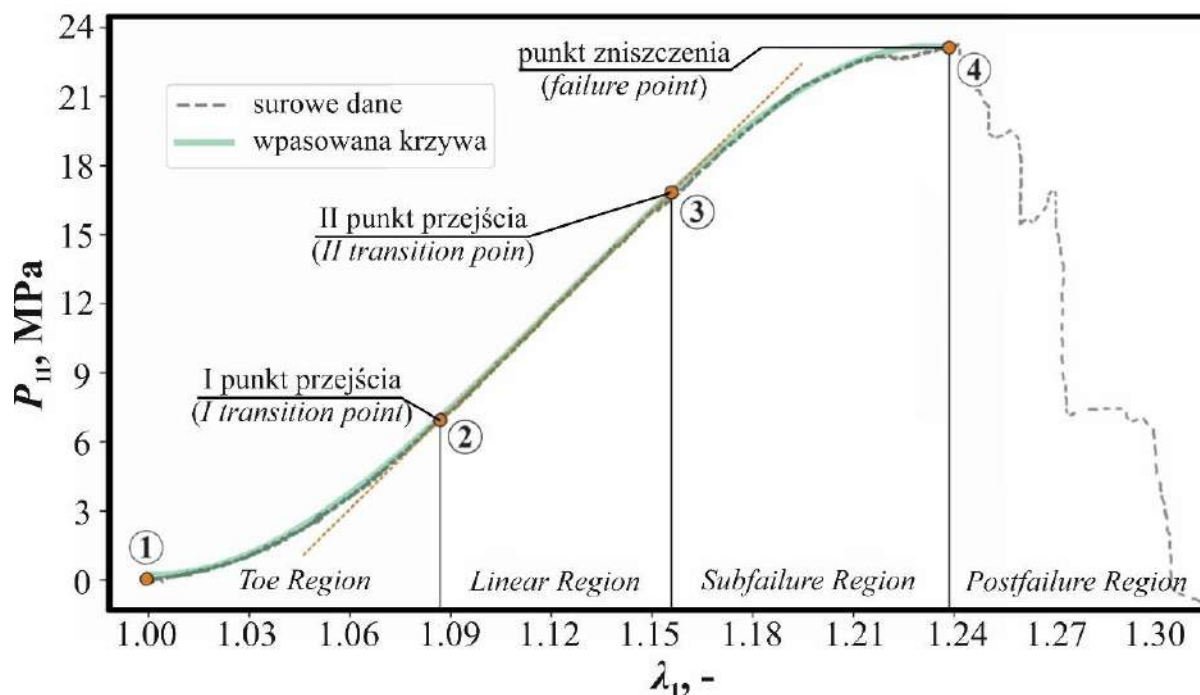
Po zdefiniowaniu funkcji energii odkształcenia możliwe jest wyznaczenie odpowiadającej jej miary naprężenia. W ujęciu materialnym naturalną miarą jest drugi tensor naprężenia Pioli-Kirchhoffa, który dla części hipersprężystej modelu otrzymuje się przez różniczkowanie funkcji energii względem tensora $\mathbf{C}$ [33,135,136]

$$\mathbf{S} = 2 \frac{\partial W}{\partial \mathbf{C}}.$$

S 1.4. Regiony charakterystyczne i punkty przejścia

Krzywe naprężenie-odkształcenie (lub siła-przemieszczenie) więzadła lub opony twardej wykazują charakterystyczny przebieg, w którym można wyróżnić kolejne regiony odpowiedzi mechanicznej (patrz Rys. 31). Granice pomiędzy tymi obszarami wyznaczają punkty charakterystyczne. Początkowy fragment stanowi (ang. *toe region*), związany z prostowaniem i stopniowym angażowaniem pofalowanych włókien. Następnie pojawia się ang. *linear region*, w którym odpowiedź materiału jest w przybliżeniu liniowa i odpowiada dominującej pracy w pełni zaangażowanych włókien. Punkt pomiędzy tymi regionami nazywany jest pierwszym punktem przejścia (ang. *I transition point*). Po zakończeniu *linear*

region rozpoczyna się ang. *subfailure region*, w którym odpowiedź pozostaje jeszcze rosnąca, lecz pojawiają się pierwsze procesy uszkodzenia prowadzące do utraty liniowości. Punkt pomiędzy *linear region* a *subfailure region* nazywany jest drugim punktem przejścia (ang. *II transition point*). Punkt odpowiadający maksymalnemu naprężeniu lub sile określany jest jako punkt zniszczenia (ang. *failure point*). Dalszy fragment krzywej, związany ze znaczącym spadkiem nośności, stanowi ang. *postfailure region* [34,47,103]. Na Rys. 31 przedstawiono omawiane regiony oraz punkty charakterystyczne na przykładzie wybranej krzywej uzyskanej z badania więzadła.



Rys. 31 Ilustracja regionów krzywej i punktów charakterystycznych.

Źródło: dostosowane z Publikacji II

W literaturze można znaleźć różne sposoby wyznaczania charakterystycznych regionów i punktów przejścia na krzywych odpowiedzi mechanicznej. W starszych badaniach [103] regiony te opisywano w sposób jakościowy - wyróżniano jedynie część liniową krzywej, z której określano sztywność, oraz punkt zniszczenia odpowiadający maksymalnej sile. Granice między fazami deformacji nie były definiowane w sposób ilościowy.

W nowszym opracowaniu [47] podejście to zostało rozwinięte - regiony „toe” i „linear” wyznaczano przez dopasowanie odpowiednio wielomianu i funkcji liniowej do fragmentów krzywej, a punkt przejścia określano jako przecięcie obu dopasowań. Choć sposób ten umożliwia porównania ilościowe, opiera się na umownych granicach (np. 30–80% wartości maksymalnej) i pozostaje częściowo subiektywny.

Najbardziej precyzyjne rozwiązanie zaproponowano w pracy [34], gdzie krzywą opisano funkcją składaną obejmującą trzy regiony: *toe*, *linear* i *traumatic*. Zastosowano tu odpowiednio funkcję wykładniczą dla etapu początkowego, funkcję liniową dla zakresu stałej sztywności oraz wielomian trzeciego stopnia dla fazy *subfailure*. Punkty przejść między regionami były wyznaczane automatycznie z warunku ciągłości wartości i pierwszej pochodnej, co zapewniało spójność przebiegu i ograniczało subiektywność oceny. W praktyce jednak dopasowanie funkcji wykładniczej do danych doświadczalnych bywa trudne - część

krzywych nie wykazuje typowego przebiegu wykładniczego w obszarze *toe*, a algorytm nieliniowego dopasowania parametrów nie zawsze znajduje stabilne rozwiązanie.

Na podstawie przeglądu literatury zaproponowałem własne podejście, mające charakter hybrydowy, szczegółowo opisany w publikacjach II, IV oraz V. Zaproponowana metoda opiera się na identyfikacji punktów przegięcia krzywej poprzez analizę jej drugich pochodnych oraz iteracyjne opisywanie funkcji liniowych przechodzących przez te i najbliższe im punkty. Kontrolując znormalizowany średni błąd bezwzględny (NMAE), rozpoznawano funkcję liniową najlepiej dopasowaną do *linear region* surowych danych. I i II punkt przejścia wyznaczano jako granice największego odcinka, w którym NMAE aproksymacji liniowej względem danych eksperymentalnych był mniejszy niż 1%. W pozostałe regiony wpasowywano niezależnie dwie funkcje (wielomian lub funkcję wykładniczą) z zachowaniem ciągłości klasy C^1 z funkcją liniową.

Bibliografia

1. Komenda Główna Policji. *Wypadki Drogowe w Polsce w 2024 Roku*. <https://statystyka.policja.pl/download/20/447022/Wypadkidrogowe2024.pdf> (2025).
2. Directorate-General for Mobility and Transport. EU road fatalities drop by 3% in 2024, but progress remains slow. *European Commission 2023–2026* (2025).
3. Budzynski, M. *et al.* The role of numerical tests in assessing road restraint system functionality. *European Transport Research Review* **12**, (2020).
4. Teng, T., Liang, C. & Tran, T. Development and validation of a finite element model for road safety barrier impact tests. *Simulation: Transactions of the Society for Modeling and Simulation International* **92**, 565–578 (2016).
5. Uddin, W. Crashworthiness analysis and simulations of vehicles impacting a roadside guardrail. *CMES - Computer Modeling in Engineering and Sciences* **5**, 269–278 (2004).
6. Fang, H., Wang, Q. & Weggel, D. C. Crash analysis and evaluation of cable median barriers on sloped medians using an efficient finite element model. *Advances in Engineering Software* **82**, 1–13 (2015).
7. Pachocki, Ł. & Bruski, D. Modeling, simulation, and validation of a TB41 crash test of the H2/W5/B concrete vehicle restraint system. *Archives of Civil and Mechanical Engineering* **20**, (2020).
8. Klasztorny, M., Nycz, D. B. & Szurgott, P. Modelling and simulation of crash tests of N2-W4-A category safety road barrier in horizontal concave arc. *International Journal of Crashworthiness* **21**, 644–659 (2016).
9. Seckinger, N. R., Roschke, P. N., Abu-Odeh, A. & Bligh, R. P. Numerical simulation of mow strip subcomponents used with strong post guardrail systems. *International Journal of Crashworthiness* **10**, 419–427 (2005).
10. Wilde, K. *et al.* Numerical Analysis of TB32 Crash Tests for 4-cable Guardrail Barrier System Installed on the Horizontal Convex Curves of Road. *International Journal of Nonlinear Sciences and Numerical Simulation* **21**, 65–81 (2020).
11. Zou, Y. & Tarko, A. P. Barrier-relevant crash modification factors and average costs of crashes on arterial roads in Indiana. *Accid. Anal. Prev.* **111**, 71–85 (2018).
12. Klekiel, T., Arkusz, K., Sławiński, G., Malesa, P. & Będziński, R. Numerical Analyses of Fracture Mechanism of the Pelvic Ring during Side-Impact Load. *Materials* **15**, 5734 (2022).
13. Bruski, D., Pachocki, L., Trajkovski, J., Fang, H. & Wilde, K. Cervical spine injuries during car collisions with three types of roadside barriers. *Advances in Engineering Software* **203**, (2025).
14. Baranowski, P. & Damaziak, K. Numerical simulation of vehicle–lighting pole crash tests: Parametric study of factors influencing predicted occupant safety levels. *Materials* **14**, (2021).
15. Cameron, M. W., Schemitsch, E. H., Zdero, R. & Quenneville, C. E. Biomechanical impact testing of synthetic versus human cadaveric tibias for predicting injury risk during pedestrian-vehicle collisions. *Traffic Inj. Prev.* **21**, 163–168 (2020).
16. Kaufman, R. P. *et al.* Burst fractures of the lumbar spine in frontal crashes. *Accid. Anal. Prev.* **59**, 153–163 (2013).

17. Jozsko, K., Gzik, M., Wolański, W., Gzik-Zroska, B. & Kawlewska, E. Biomechanical evaluation of human lumbar spine in spondylolisthesis. *J. Appl. Biomed.* **16**, 51–58 (2018).
18. John, J., Klug, C., Kranjec, M., Svenning, E. & Iraeus, J. Hello, world! VIVA+: A human body model lineup to evaluate sex-differences in crash protection. *Front. Bioeng. Biotechnol.* **10**, 1–19 (2022).
19. Östh, J., Brolin, K. & Bråse, D. A Human Body Model With Active Muscles for Simulation of Pretensioned Restraints in Autonomous Braking Interventions. *Traffic Inj. Prev.* **16**, 304–313 (2015).
20. Mendoza-Vazquez, M., Davidsson, J. & Brolin, K. Construction and evaluation of thoracic injury risk curves for a finite element human body model in frontal car crashes. *Accid. Anal. Prev.* **85**, 73–82 (2015).
21. Östh, J., Brolin, K., Svensson, M. Y. & Linder, A. A Female Ligamentous Cervical Spine Finite Element Model Validated for Physiological Loads. *J. Biomech. Eng.* **138**, (2016).
22. Wiczenbach, T., Pachocki, L., Daszkiewicz, K., Łuczkiewicz, P. & Witkowski, W. Development and validation of lumbar spine finite element model. *PeerJ* **11**, e15805 (2023).
23. Zhu, R. *et al.* The Effect of Muscle Direction on the Predictions of Finite Element Model of Human Lumbar Spine. *Biomed Res. Int.* **2018**, (2018).
24. Dreischarf, M. *et al.* Comparison of eight published static finite element models of the intact lumbar spine: Predictive power of models improves when combined together. *J. Biomech.* **47**, 1757–1766 (2014).
25. Hampton, C. E. & Kleinberger, M. *Material Models for the Human Torso Finite Element Model*. (US Army Research Laboratory Material, 2018).
26. Song, Y., Debski, R. E., Musahl, V., Thomas, M. & Woo, S. L. Y. A three-dimensional finite element model of the human anterior cruciate ligament: A computational analysis with experimental validation. *J. Biomech.* **37**, 383–390 (2004).
27. Richards, D. *et al.* Incidence of thoracic and lumbar spine injuries for restrained occupants in frontal collisions. *Annu. Proc. Assoc. Adv. Automot. Med.* **50**, 125–39 (2006).
28. Hallquist, J. O. *LS-DYNA Theory Manual*. (2006).
29. Mihai, L. A. & Goriely, A. How to characterize a nonlinear elastic material? A review on nonlinear constitutive parameters in isotropic finite elasticity. *Proceedings of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences* **473**, 20170607 (2017).
30. Griffin, M., Premakumar, Y., Seifalian, A., Butler, P. E. & Szarko, M. Biomechanical characterization of human soft tissues using indentation and tensile testing. *Journal of Visualized Experiments* **2016**, 1–8 (2016).
31. Upadhyay, K., Subhash, G. & Spearot, D. Visco-hyperelastic constitutive modeling of strain rate sensitive soft materials. *J. Mech. Phys. Solids* **135**, 103777 (2020).
32. Limbert, G. & Middleton, J. A transversely isotropic viscohyperelastic material: Application to the modeling of biological soft connective tissues. *Int. J. Solids Struct.* **41**, 4237–4260 (2004).
33. Holzapfel, G. A. *Nonlinear Solid Mechanics: A Continuum Approach for Engineering*. (John Wiley & Sons, Chichester, West Sussex, UK, 2000).

34. Mattucci, S. F. E. & Cronin, D. S. A method to characterize average cervical spine ligament response based on raw data sets for implementation into injury biomechanics models. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* **41**, 251–260 (2015).
35. Gzik, M., Wolanski, W. & Tejszerska, D. Experimental determination of cervical spine mechanical properties. *Acta Bioeng. Biomech.* **10**, 49–54 (2008).
36. Dong, R.-P., Zhang, Q., Yang, L.-L., Cheng, X.-L. & Zhao, J.-W. Clinical management of dural defects: A review. *World J. Clin. Cases* **11**, 2903–2915 (2023).
37. Pezowicz, C. *Biomechanika Kręgosłupa*. (Wydawnictwo Politechniki Wrocławskiej).
38. Winston, K. R. Dura Mater: Anatomy. in *Plastic Neurosurgery* 267–284 (Springer International Publishing, Cham, 2023). doi:10.1007/978-3-031-27872-3_9.
39. Gray, H. *Gray's Anatomy: The Anatomical Basis of Clinical Practice*. (Elsevier, Philadelphia, 2020).
40. Izzo, R., Guarneri, G., Guglielmi, G. & Muto, M. Biomechanics of the spine. Part I: Spinal stability. *Eur. J. Radiol.* **82**, 118–126 (2013).
41. Alizada, M., Li, P., Zhang, Z., Xu, Y. & Liu, Y. Morphologic Anatomy of the Spinal Ligaments. in *Ligaments of the Vertebral Column: Embryology, Neuroanatomy, Function, Imaging, and Management* (eds. Turgut, M., Tubbs, R. S., Turgut, A. T., Iwanaga, J. & Guo, F.) 59–72 (Springer Nature Switzerland, Cham, 2025). doi:10.1007/978-3-032-09070-6_4.
42. Zhang, Z.-D. *et al.* Absorbable Artificial Dura Versus Nonabsorbable Artificial Dura in Decompressive Craniectomy for Severe Traumatic Brain Injury: A Retrospective Cohort Study in Two Centers. *Front. Surg.* **9**, 877038 (2022).
43. Yudoyono, F. & Pebrianto, A. Dural tear with multiple nerve root entrapment simultaneously after unstable spine injury. *Neurologico Spinale Medico Chirurgico* **4**, 7–10 (2021).
44. Klekiel, T., Kurowiak, J., Mackiewicz, A., Ratajczak, M. & Będzinski, R. Modelling and Sensitivity Analysis of Neuronal Signal Transmission Under Mechanical Loading. *Acta Bioeng. Biomech.* **27**, 97–106 (2025).
45. Costi, J. J., Ledet, E. H. & O'Connell, G. D. Spine biomechanical testing methodologies: The controversy of consensus vs scientific evidence. *JOR Spine* **4**, (2021).
46. Mattucci, S. F. E., Moulton, J. A., Chandrashekar, N. & Cronin, D. S. Strain rate dependent properties of younger human cervical spine ligaments. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* **10**, 216–226 (2012).
47. Trajkovski, A., Omerovic, S., Krasna, S. & Prebil, I. Loading rate effect on mechanical properties of cervical spine ligaments. *Acta Bioeng. Biomech.* **16**, 13–20 (2014).
48. Pinter, F. A., Yoganandan, N., Myers, T., Elhagediab, A. & Sances, A. Biomechanical properties of human lumbar spine ligaments. *J. Biomech.* **25**, 1351–1356 (1992).
49. Bigger, R. *et al.* *A Good Practices Guide for Digital Image Correlation*. (International Digital Image Correlation Society (iDICs), 2018). doi:10.32720/idics/gpg.ed1.
50. Pearcy, Q. *et al.* Systematic review and meta-analysis of the biomechanical properties of the human dura mater applicable in computational human head models. *Biomech. Model. Mechanobiol.* **21**, 755–770 (2022).
51. Schleifenbaum, S. *et al.* Tensile properties of the hip joint ligaments are largely variable and age-dependent – An in-vitro analysis in an age range of 14–93 years. *J. Biomech.* **49**, 3437–3443 (2016).

52. Zwirner, J., Scholze, M., Waddell, J. N., Ondruschka, B. & Hammer, N. Mechanical Properties of Human Dura Mater in Tension – An Analysis at an Age Range of 2 to 94 Years. *Sci. Rep.* **9**, (2019).
53. Persson, C., Evans, S., Marsh, R., Summers, J. L. & Hall, R. M. Poisson's Ratio and Strain Rate Dependency of the Constitutive Behavior of Spinal Dura Mater. *Ann. Biomed. Eng.* **38**, 975–983 (2010).
54. Mattucci, S. F. E. & et al. Biomechanical characterization of cervical spine ligaments in young populations. *J. Biomech.* **47**, 3251–3256 (2014).
55. Trajkovski, A., Omerović, S., Hribernik, M. & Prebil, I. Failure Properties and Damage of Cervical Spine Ligaments, Experiments and Modeling. *J. Biomech. Eng.* **136**, (2014).
56. Pintar, F. A. & et al. Age-related changes in the mechanical properties of cervical spine ligaments. *Clinical Biomechanics* **7**, 14–21 (1992).
57. Iida, H., Yoshida, T. & et al. Age-related changes in the mechanical properties of cervical spine ligaments. *Clinical Biomechanics* **17**, 576–582 (2002).
58. Nolte, K. M. & et al. Biomechanical behavior of cervical spine ligaments: An age-related study. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. **15**, 812–819 (1990).
59. Wilke, H.-J., Krischak, S. & E., C. L. Formalin fixation strongly influences biomechanical properties of the spine. *J. Biomech.* **29**, 1629–1631 (1996).
60. Wilke, H.-J., Werner, K., Häussler, K., Reinehr, M. & Böckers, T. M. Thiel-fixation preserves the non-linear load–deformation characteristic of spinal motion segments, but increases their flexibility. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* **4**, 2133–2137 (2011).
61. Holewijn, R. M. *et al.* Spinal biomechanical properties are significantly altered with a novel embalming method. *J. Biomech.* **55**, 144–146 (2017).
62. Hohmann, E. *et al.* The mechanical properties of fresh versus fresh/frozen and preserved (Thiel and Formalin) long head of biceps tendons: A cadaveric investigation. *Annals of Anatomy - Anatomischer Anzeiger* **221**, 186–191 (2019).
63. Beger, O. *et al.* Effects of different cadaver preservation methods on muscles and tendons: a morphometric, biomechanical and histological study. *Anat. Sci. Int.* **95**, 174–189 (2020).
64. Van Noort, R., Martin, T. R. P., Black, M. M., Barker, A. T. & Montero, C. G. The mechanical properties of human dura mater and the effects of storage media. *Clinical Physics and Physiological Measurement* **2**, 197–203 (1981).
65. Sparrey, C. J. & Keaveny, T. M. The Effect of Flash Freezing on Variability in Spinal Cord Compression Behavior. *J. Biomech. Eng.* **131**, 111010 (2009).
66. Moon, D. K., Woo, S. L. Y., Takakura, Y., Gabriel, M. T. & Abramowitch, S. D. The effects of refreezing on the viscoelastic and tensile properties of ligaments. *J. Biomech.* **39**, 1153–1157 (2006).
67. Myklebust, G., Rekand, T. & et al. Mechanical properties of human cervical ligaments. *J. Biomech.* **21**, 353–360 (1988).
68. Cheng, S., Clarke, E. C. & Bilston, L. E. The effects of preconditioning strain on measured tissue properties. *J. Biomech.* **42**, 1360–1362 (2009).
69. Myklebust, J. B. *et al.* Tensile strength of spinal ligaments. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. **13**, 526–31 (1988).
70. Yoganandan, N., Kumaresan, S. & Pintar, F. A. Geometric and mechanical properties of human cervical spine ligaments. *J. Biomech. Eng.* **122**, 623–629 (2000).

71. Jiang, Y., Wang, Y. & Peng, X. A Visco-Hyperelastic Constitutive Model for Human Spine Ligaments. *Cell Biochem. Biophys.* **71**, 1147–1156 (2015).
72. Natali, A. N. *et al.* A visco-hyperelastic-damage constitutive model for the analysis of the biomechanical response of the periodontal ligament. *J. Biomech. Eng.* **130**, 1–8 (2008).
73. Lucas, S. R. *et al.* Viscoelastic properties of the cervical spinal ligaments under fast strain-rate deformations. *Acta Biomater.* **4**, 117–125 (2008).
74. Runza, M. *et al.* Lumbar Dura Mater Biomechanics: Experimental Characterization and Scanning Electron Microscopy Observations. *Anesth. Analg.* **88**, 1317–1321 (1999).
75. Tamura, A. & Nishikawa, S. Dural Mechanical Responses To Load-Controlled Asymmetric Biaxial Stretch. *J. Mech. Med. Biol.* **23**, (2023).
76. Zarzur, E. Mechanical properties of the human lumbar dura mater. *Arq. Neuropsiquiatr.* **54**, 455–460 (1996).
77. Shetye, S. S., Deault, M. M. & Puttlitz, C. M. Biaxial response of ovine spinal cord dura mater. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* **34**, 146–153 (2014).
78. Bass, C. R. *et al.* Failure properties of cervical spinal ligaments under fast strain rate deformations. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. **32**, 7–13 (2007).
79. Swedberg, A. M., Reese, S. P., Maas, S. A., Ellis, B. J. & Weiss, J. A. Continuum description of the Poisson's ratio of ligament and tendon under finite deformation. *J. Biomech.* **47**, 3201–3209 (2014).
80. Vergari, C. *et al.* True stress and Poisson's ratio of tendons during loading. *J. Biomech.* **44**, 719–724 (2011).
81. Beatty, M. F. & Stalnaker, D. O. The Poisson Function of Finite Elasticity. *J. Appl. Mech.* **53**, 807–813 (1986).
82. Quinn, K. P. & Winkelstein, B. A. Cervical facet capsular ligament yield defines the threshold for injury and persistent joint-mediated neck pain. *J. Biomech.* **40**, 2299–2306 (2007).
83. *European Standard EN 1317-1-5, Road Restraint Systems.* (2010).
84. Atahan, A. O., Arslan, T., Ganster, W. & Edl, T. Development of a precast slim temporary concrete safety barrier STCSB 50 for work zone applications. *Journal of Transportation Safety and Security* **11**, 287–304 (2019).
85. Peng, Y., Geedipally, S. & Lord, D. Effect of roadside features on single-vehicle roadway departure crashes on rural two-lane roads. *Transp. Res. Rec.* 21–29 (2012) doi:10.3141/2309-03.
86. Bandyopadhyaya, R. & Ujjwal, J. A guideline for assessment of level of service of safety for two lane rural highways using road and roadside features. *Advances in Transportation Studies* **45**, 33–42 (2018).
87. La Torre, F., Domenichini, L., Meocci, M., Nocentini, A. & Morano, S. G. Evaluation of the vehicle/safety barrier/sign support interaction by means of FEM simulations. *International Journal of Crashworthiness* **20**, 123–133 (2015).
88. Sybilski, K. & Małachowski, J. Impact of Disabled Driver's Mass Center Location on Biomechanical Parameters during Crash. *Applied Sciences* **11**, 1427 (2021).
89. Ray, M.; Mongiardini, M.; Plaxico, C.; Anghileri, M. *Procedures for Verification and Validation of Computer Simulations Used for Roadside Safety Applications.* (Transportation Research Board, Washington, D.C., 2011). doi:10.17226/17647.

90. The European Committee for Standardization. *EN 12767: Passive Safety of Support Structures for Road Equipment—Requirements and Test Methods*. (2019).
91. Boger, A., Heini, P., Windolf, M. & Schneider, E. Adjacent vertebral failure after vertebroplasty: a biomechanical study of low-modulus PMMA cement. *European Spine Journal* **16**, 2118–2125 (2007).
92. Thielen, T., Maas, S., Zuerbes, A., Waldmann, D. & Kelm, J. Mechanical Material Properties of Polymethylmethacrylate (PMMA) for Medical Applications. *Materials Testing* **51**, 203–209 (2009).
93. Frazer, R. Q., Byron, R. T., Osborne, P. B. & West, K. P. PMMA: An Essential Material in Medicine and Dentistry. *J. Long. Term. Eff. Med. Implants* **15**, 629–639 (2005).
94. Martínez-Barrera, G., Gencel, O. & Reis, J. M. L. Civil Engineering Applications of Polymer Composites. *Int. J. Polym. Sci.* **2016**, 1–2 (2016).
95. Ali, U., Karim, K. J. Bt. A. & Buang, N. A. A Review of the Properties and Applications of Poly (Methyl Methacrylate) (PMMA). *Polymer Reviews* **55**, 678–705 (2015).
96. Anagnostopoulos, C. A. & Papaliangas, T. T. Experimental Investigation of Epoxy Resin and Sand Mixes. *Journal of Geotechnical and Geoenvironmental Engineering* **138**, 841–849 (2012).
97. Ozeren Ozgul, E. & Ozkul, M. H. Effects of epoxy, hardener, and diluent types on the workability of epoxy mixtures. *Constr. Build. Mater.* **158**, 369–377 (2018).
98. Sabik, A., Rucka, M., Andrzejewska, A. & Wojtczak, E. Tensile failure study of 3D printed PLA using DIC technique and FEM analysis. *Mechanics of Materials* **175**, (2022).
99. PN-EN 13395-1:2004. *Wyroby i Systemy Do Ochrony i Naprawy Konstrukcji Betonowych — Metody Badań — Oznaczanie Urabialności — Część 1: Badanie Płynięcia Zapraw Tiksotropowych*. (2004).
100. Yilmaz, S. An approach for predicting the elastic modulus of heterogeneous materials. *Mater. Des.* **30**, 2938–2945 (2009).
101. Heyliger, P., Ledbetter, H. & Kim, S. Elastic constants of natural quartz. *J. Acoust. Soc. Am.* **114**, 644–650 (2003).
102. Ivancic, P. C. *et al.* Dynamic mechanical properties of intact human cervical spine ligaments. *The Spine Journal* **7**, 659–665 (2007).
103. Butler, F. *et al.* Static and Dynamic Comparison of Human Cervical Spinal Ligaments. in *IEEE Engineering In Medicine & Biology Society 10th Annual International Conference* (1988).
104. Przybylski, D., Gregory, J. C., Prakash, R. P. & Savio, L.-Y. W. Human anterior and posterior cervical longitudinal ligaments possess similar tensile properties. *Journal of Orthopaedic Research* **14**, 1005–1008 (1996).
105. Shim, V. P. W., Liu, J. F. & Lee, V. S. A technique for dynamic tensile testing of human cervical spine ligaments. *Exp. Mech.* **46**, 77–89 (2006).
106. Trajkovski, A., Hribernik, M., Kunc, R., Kranjec, M. & Krašna, S. Analysis of the mechanical response of damaged human cervical spine ligaments. *Clinical Biomechanics* **75**, 105012 (2020).
107. Cowin, S. C. & Doty, S. B. *Tissue Mechanics*. (Springer, 2007).
108. Society of Automotive Engineers. Instrumentation for Impact Test - Part 1 - Electronic Instrumentation. *SAE J211-1 Preprint* at (1995).

109. Nagel, S. J. *et al.* Spinal dura mater: biophysical characteristics relevant to medical device development. *Journal of Medical Engineering and Technology* vol. 42 128–139 Preprint at <https://doi.org/10.1080/03091902.2018.1435745> (2018).
110. Kizmazoglu, C. *et al.* Comparison of Biomechanical Properties of Dura Mater Substitutes and Cranial Human Dura Mater : An In Vitro Study. *J. Korean Neurosurg. Soc.* **62**, 635–642 (2019).
111. Tonge, T. K. *et al.* Minimal Preconditioning Effects Observed for Inflation Tests of Planar Tissues. *J. Biomech. Eng.* **135**, 21004 (2013).
112. Ziaja, D., Jurek, M., Śliwa, R., Wiater, A. & Kulpa, M. DIC application for damage detection in FRP composite specimens based on an example of a shearing test. *Archives of Civil and Mechanical Engineering* **24**, 47 (2024).
113. Mazgajczyk, E., Ścigała, K., Czyz, M., Jarmundowicz, W. & Będziński, R. Mechanical properties of cervical dura mater. *Acta Bioeng. Biomech.* **14**, 51–58 (2012).
114. Bai, P., Zhu, F. & He, X. Optical extensometer and elimination of the effect of out-of-plane motions. *Opt. Lasers Eng.* **65**, 28–37 (2015).
115. Genovese, K. *et al.* Multi-view Digital Image Correlation Systems for In Vitro Testing of Arteries from Mice to Humans. *Exp. Mech.* **61**, 1455–1472 (2021).
116. Kim, J. *et al.* Strain by virtual extensometers and video-imaging optical coherence tomography as a repeatable metric for IOP-Induced optic nerve head deformations. *Exp. Eye Res.* **211**, 108724 (2021).
117. Pachocki, L., Daszkiewicz, K., Łuczkiwicz, P. & Witkowski, W. Biomechanics of Lumbar Spine Injury in Road Barrier Collision–Finite Element Study. *Front. Bioeng. Biotechnol.* **9**, 751153 (2021).
118. Pachocki, L. & Fang, H. Numerical modelling of different airbag folding patterns and their influence on occupant responses in frontal vehicle impact. *International Journal of Crashworthiness* **29**, 1035–1050 (2024).
119. Zwirner, J., Ondruschka, B., Scholze, M. & Hammer, N. Surface coating and speckling of the human iliotibial tract does not affect its load-deformation properties. *Sci. Rep.* **10**, 20747 (2020).
120. Cavelier, S., Quarrington, R. D. & Jones, C. F. Tensile properties of human spinal dura mater and pericranium. *J. Mater. Sci. Mater. Med.* **34**, (2023).
121. Netter, F. H. *Atlas of Human Anatomy*. (Elsevier, 2019).
122. Jaumard, N. V, Welch, W. C. & Winkelstein, B. A. Spinal facet joint biomechanics and mechanotransduction in normal, injury and degenerative conditions. *J. Biomech. Eng.* **133**, 71010 (2011).
123. Schuenke Michael, Schulte Erik, Schumacher Udo, Ross Lawrence M, Lamperti Edward D, Voll Markus. *General Anatomy and Musculoskeletal System (THIEME Atlas of Anatomy)*. (Georg Thieme, New York, NY, USA, 2005).
124. Neumann, P. *et al.* Mechanical properties of the human lumbar anterior longitudinal ligament. *J. Biomech.* **25**, 1185–1194 (1992).
125. Taylor, Z. A. *et al.* On modelling of anisotropic viscoelasticity for soft tissue simulation: Numerical solution and GPU execution. *Med. Image Anal.* **13**, 234–244 (2009).
126. Grorud, K. W., Jensen, K. T., Provenzano, P. P. & Vanderby, R. Adjuvant neuropeptides can improve neuropathic ligament healing in a rat model. *Journal of Orthopaedic Research* **25**, 703–712 (2007).

127. Barros, E. M. K. P. *et al.* Aging of the elastic and collagen fibers in the human cervical interspinous ligaments. *The Spine Journal* **2**, 57–62 (2002).
128. Reina, M. A., López, A., Dittmann, M. & De Andrés, J. A. Ultrastructure of Spinal Dura Mater. in *Atlas of Functional Anatomy for Regional Anesthesia and Pain Medicine: Human Structure, Ultrastructure and 3D Reconstruction Images* (eds. Reina, M. A. *et al.*) 411–434 (Springer International Publishing, Cham, 2015). doi:10.1007/978-3-319-09522-6_20.
129. Edmondston, S. J. & Singer, K. P. Thoracic spine: Anatomical and biomechanical considerations for manual therapy. *Man. Ther.* **2**, 132–143 (1997).
130. Protasoni, M. *et al.* The collagenic architecture of human dura mater. *J. Neurosurg.* **114**, 1723–1730 (2011).
131. Jeff Hardin; Gregory Bertoni; Lewis J. Kleinsmith. *Becker's World of the Cell*. (Benjamin Cummings, 2012).
132. BS, M. J. N. R. W. B. C. V. M. Biomechanical aspects of cervical trauma. in *Accidental Injury: Biomechanics and Prevention* (ed. Nahum AM; Melvin J) vol. 2nd 324–373 (2002).
133. Cinotti, G. & Postacchini, F. Biomechanics. in *Lumbar Disc Herniation* 81–93 (Springer Vienna, Vienna, 1999). doi:10.1007/978-3-7091-6430-3_4.
134. Troyer, K. L. & Puttlitz, C. M. Human cervical spine ligaments exhibit fully nonlinear viscoelastic behavior. *Acta Biomater.* **7**, 700–709 (2011).
135. Sawicki Andrzej. *Mechanika Kontinuum : Wprowadzenie*. (Instytut Budownictwa Wodnego Polskiej Akademii Nauk. Wydaw., Gdańsk, 1994).
136. Kreja Ireneusz. *Mechanika Ośrodków Ciągłych*. (Centre for Urban Construction and Rehabilitation CURE, Gdańsk, 2003).
137. Natali, A. N., Pavan, P. G., Carniel, E. L. & Dorow, C. A transversally isotropic elasto-damage constitutive model for the periodontal ligament. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.* **6**, 329–336 (2003).
138. Zhurov, A. I., Limbert, G., Aeschlimann, D. P. & Middleton, J. A constitutive model for the periodontal ligament as a compressible transversely isotropic visco-hyperelastic tissue A constitutive model for the periodontal ligament as a compressible transverse. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.* 37–41 (2007) doi:10.1080/13639080701314894.
139. Wiczenbach, T. *et al.* Mechanical properties of human spinal dura mater show rate dependency. *Sci. Rep.* **15**, 23511 (2025).

Spis rysunków

Rys. 1 Widoki izometryczne symulacji (czas = 0.3 s) (A) test z kolumną i (B) test bez kolumny	8
Rys. 2 Układ testowy: (A) autorska maszyna wytrzymałościowa (B) komora środowiskowa	10
Rys. 3 Średnia i odchylenie standardowe dla: (A) długości początkowej, (B) szerokości początkowej, (C) siły niszczącej, (D) wydłużenia przy zniszczeniu	10
Rys. 4 Widok testowanych wariantów próbek: 12 próbek w 4 proporcjach mieszaniny	12
Rys. 5 Układ testowy: (A) maszyna wytrzymałościowa, (B) ekstensometry optyczne.....	12
Rys. 6 Rozpływ mieszaniny, po zastygnięciu	12
Rys. 7 Przykład „zbrojenia” BLB: (A) ALL, (B) PLL, (C) LF, (D) CL.....	14
Rys. 8 Próbką opony twardej: (A) zamontowana w maszynie wytrzymałościowej i (B) z wirtualnymi tensometrami optycznymi	16
Rys. 9 Wpływ metody pomiaru odkształceń na (A) moduł sprężystości i (B) wydłużenie przy zniszczeniu w próbkach podłużnych G1	16
Rys. 10 Skorygowane właściwości mechaniczne opony twardej według orientacji próbki: (A) odkształcenia niszczące, (B) naprężenie niszczące i (C) moduł sprężystości.....	16
Rys. 11 Diagram przedstawiający strukturę i przebieg pracy	21
Rys. 12 Maszyna wytrzymałościowa do badań (A) quasi-statycznych, (B) dynamicznych....	23
Rys. 13 Próbką z (A) śruby stalowej M12, (B) pasa z włókien polipropylenowych	24
Rys. 14 Porównanie danych odniesienia i danych testowych dla jednej z prób walidacyjnych	25
Rys. 15 Przedstawienie procesu wyznaczania obszaru zerwania. (A) Analiza prędkości wspornika, (B) wizualizacja obszaru przyspieszania / zrywania / hamowania.....	26
Rys. 16 Model trójwymiarowy zależności siła - przemieszczenie - prędkość obrotowa.....	26
Rys. 17 Schemat stanowiska pomiaru objętości próbki	28
Rys. 18 Kręgosłup (kości) z podziałem na odcinki, oznaczeniem kręgów oraz krzywizn	34
Rys. 19 Porównanie budowy kręgu (A) szyjnego C5 i (B) piersiowego T5.....	34
Rys. 20 Więzadła kręgosłupa	36
Rys. 21 Budowa rdzenia kręgowego i opony rdzeniowe	36
Rys. 22 Hierarchiczna struktura kolagenu w tkance łącznej.....	37
Rys. 23 Opona twarda: orientacja włókien kolagenowych; przybliżenie x6500	37
Rys. 24 (A) Płaszczyzny i kierunki anatomiczne. (B) Opis ruchu kręgosłupa	38
Rys. 25 Schemat ilustrujący podstawowe tryby obciążenia	39
Rys. 26 Podział kręgosłupa na FSU - na przykładzie odcinka szyjnego	39
Rys. 27 Schemat podziału kręgu w FSU na BLB	40
Rys. 28 Fotografia układu „kość-więzadło-kość” (A) ALL T2-T3, (B) PLL T2-T3, (C) LF T4-T5, (D) ISL + SSL T2-T3, (E) CLL T4-T5, (F) CLP T2-T3	40
Rys. 29 Schemat ruchu ośrodka.	41
Rys. 30 Pojęcie odkształcenia na przykładzie osiowego rozciągania cienkiego pręta	43
Rys. 31 Ilustracja regionów krzywej i punktów charakterystycznych.....	46

Spis tabel

Tabela 1 Porównanie modelu MES autobusu, autobusu użytego w eksperymencie	8
Tabela 2 Właściwości mechaniczne kompozytu PMMA z różną zawartością piasku	12
Tabela 3 Wartości punktów charakterystycznych krzywych siła-wydłużenie	14
Tabela 4 Parametry geometryczne i mechaniczne więzadeł odcinka szyjnego kręgosłupa ...	14
Tabela 5 Przyporządkowanie publikacji do diagramu	19
Tabela 6 Zestawienie metod określania pola powierzchni przekroju A0	28

Część II:
Załączone publikacje I-V

Article

Influence of a Lighting Column in the Working Width of a W-Beam Barrier on TB51 Crash Test

Radosław Wolny ^{1,*} , Dawid Bruski ¹ , Marcin Budzyński ² , Łukasz Pachocki ¹  and Krzysztof Wilde ¹ 

¹ Department of Mechanics of Materials and Structures, Faculty of Civil and Environmental Engineering, Gdansk University of Technology, 80-233 Gdansk, Poland; dawid.bruski@pg.edu.pl (D.B.); lukasz.pachocki@pg.edu.pl (L.P.); krzysztof.wilde@pg.edu.pl (K.W.)

² Department of Highway and Transportation Engineering, Faculty of Civil and Environmental Engineering, Gdansk University of Technology, 80-233 Gdansk, Poland; marcin.budzynski@pg.edu.pl

* Correspondence: radoslaw.wolny@pg.edu.pl

Abstract: Road equipment, such as, e.g., road safety barriers and lighting columns, are subject to certification according to the EN1317 standard to be allowed for use on European roads. In engineering practice, due to the terrain conditions, there are cases where other road equipment is installed within the working width of road safety barriers. Such situations are not considered during the certification process. Hence, the aim of this study is to analyze the effect of a lighting column installed within the working width of the barrier on the results of the TB51 crash test. The full-scale crash test and numerical simulation of this event were conducted. In the full-scale crash test, as well as in the simulation, the lighting column prevented the barrier's post from properly disconnecting from the guardrail, which resulted in the barrier failing to restrain and redirect the 13-t bus. The simulation was quantitatively compared to the experiment, where the correlation coefficient of ASI curves equaled 84%. The THIV curves differed significantly between the experiment and the simulation, which is explained within the paper. Next, simulations with and without the lighting column were compared. The ASI and THIV in the simulation without the column were 0.33 and 16.1 km/h, respectively. In the simulation with the column, the ASI and THIV were 0.44 and 17.7 km/h, respectively. The maximum roll angle of the vehicle in the simulation without the column was 2.01° and with the column was 5.96°. The main difference, however, was that the system without the lighting column within the working width of the barrier was capable of properly restraining and redirecting the vehicle. The specific mechanics underlying this behavior are described within the paper.

Keywords: road safety; field and numerical tests; road barriers; passive safety



Citation: Wolny, R.; Bruski, D.; Budzyński, M.; Pachocki, L.; Wilde, K. Influence of a Lighting Column in the Working Width of a W-Beam Barrier on TB51 Crash Test. *Materials* **2022**, *15*, 4926. <https://doi.org/10.3390/ma15144926>

Academic Editor: Alessandro Pirondi

Received: 13 June 2022

Accepted: 12 July 2022

Published: 15 July 2022

Publisher's Note: MDPI stays neutral with regard to jurisdictional claims in published maps and institutional affiliations.



Copyright: © 2022 by the authors. Licensee MDPI, Basel, Switzerland. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

1. Introduction

Road safety is one of the key aspects of life of a modern society. With the continuous development of road networks and with the increasing number of vehicles, a strong emphasis should be placed on the improvement of road safety. In 2021 alone, 19,800 people died on roads in the EU [1]. In Poland alone, on average, nearly 3000 people are killed on the roads each year, about 20% of them as a result of a vehicle falling out of its lane [2]. Those numbers show how much remains to be done in improving road safety. The key to understanding the need and building tools to manage road infrastructure to reduce the consequences of lane departure vehicle accidents is to know the actual conditions on the roads [3] and to identify the hazards and their sources that result from inadequate design, construction, installation, and maintenance of roadway vehicle restraints [4–7]. Roadway barriers should be considered as obstacles, and their use should be treated as a necessity [8–10]. This applies especially to bridges and locations where it is not possible to use a safety zone [11–13]. One way to improve this is to install road safety equipment in particularly hazardous locations around roads, i.e., road safety barriers (RSBs). In the EU,

road barriers must pass crash tests according to the EN 1317 standard [14] to be approved for use on common roads. During the crash test, the barrier must demonstrate essential proprieties, i.e., it must properly restrain a vehicle and prevent the vehicle from overriding or tearing the barrier [15–17]. Supporting the field tests are numerical simulations that greatly expand the range of tested road barrier parameters [18–20]. Numerical analyses could be used to address specific issues, such as, e.g., problems such as disabled drivers [21]. The consequences of overriding or tearing the barrier are usually catastrophic, especially if an accident happens on a bridge or in the case where a bus is involved, as a number of passengers could be on board. One of the conditions for an effective operation of a road barrier is to provide an obstacle-free zone behind the barrier, so that, in the case of a vehicular crash, the barrier has sufficient space for deflection [22–24]. The size of that zone is defined by the working width and vehicle intrusion indices, which are determined according to EN 1317 in a full-scale crash test. However, on roads, it is often observed that other safety devices are installed directly behind the barrier, which may affect the barrier response. There are various reasons for such solutions. One of them may be the local constraints associated with the topology of the surrounding terrain and/or existing road infrastructure. Despite there being many studies on vehicular impacts into RSBs [25–27] or impacts into supporting structures [28–30], there are almost no studies investigating the influence of the installation of supporting structure in the barrier's working width on the crash outcome. One of a few studies on that subject was performed by La Torre et al. [31]. That study analyzed how the installation of a variable message sign (VMS) behind a barrier can affect the crash results. The performance of the barrier will fully comply with the EN 1317 standard [14] requirements only if the VMS is placed at a distance of at least 130 cm from the front of the barrier as compared to the 200 cm working width of the device analyzed. However, many more studies are still needed to properly address that issue.

This study analyzes the effect of the installation of a lighting column in the working width of a W-beam RSB on the results of the TB51 crash test, as in Figure 1. This research is important as it will shed light onto the mechanisms and interactions that occur in the barrier–column–vehicle system during an accident. This will allow the verification of whether two road safety devices that are safe separately will also work together to achieve an appropriate level of safety. The TB51 crash test was selected as it involves a 13-tonne bus, which can inflict serious damage to the barrier during the impact. Moreover, this particular impact can have extremely tragic consequences, as there may be many fatalities and seriously injured persons. The W-beam barrier was chosen as it is one of the most frequently used types of barriers on roads in the EU. That barrier successfully passed full-scale crash tests according to EN 1317 [14]; hence, it has appropriate certificates for use on European roads. Similarly, the lighting column was positively tested in accordance with the EN 12767 standard [32]. However, the tests for both systems were conducted separately. Hence, the research aimed to evaluate the safety of the combination of those two road safety systems: the W-beam barrier and the lighting column. The other objectives of this study were as follows:

- To develop a numerical model of the crash test and its validation for two cases: (1) the test with the barrier and the lighting column and (2) the test with the barrier alone;
- To analyze the results of the crash tests;
- To evaluate the influence of the lighting column on both: the barrier performance and the behavior of the bus.



Figure 1. Exemplary view of the bus during the analyzed crash test.

2. Materials and Methods

In this study, a modified TB51 full-scale crash test was conducted. According to the EN 1317 standard, the TB51 test considers a 13-tonne bus that hits the barrier with a speed of 70 km/h at an angle of 20°. The modification of the test considered the installation of a lighting column within the working width of the system. The RSB was certified for use on European roads and obtained a W4 class of working width and a VI4 class of vehicle intrusion. The impact severity of the system was classified to the A class, and the system's containment level was H2. The numerical model of the RSB was validated against a normative TB51 crash test, the results of which were obtained from the system's manufacturer. Additionally, the model was also validated against the modified TB51 crash test, which is presented in the current work.

For the ease of description, the following nomenclature is introduced for the tests:

- Case No. 1—a simulation with a lighting column;
- Case No. 2—a simulation without a lighting column.

2.1. Full-Scale Experiment

The full-scale crash test was conducted on 10 August 2017 at the testing grounds of the Research Institute for Protective Systems (IBOS) [33]. The experiment was carried out by the Research Institute for Roads and Bridges (IBDiM) [34]. This institute is certified by the Polish Center for Accreditation to, among others, perform crash tests according to the EN1317 standard [14]. The setup of the test is presented in Figure 2. The total length of the system was 81 m, where there was 63 m of straight section and 9 m at each end of the barrier.

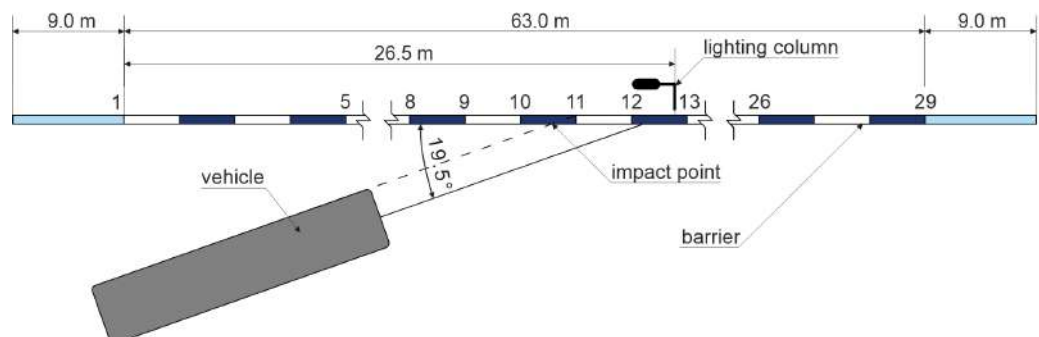


Figure 2. Scheme of the test setup.

A segment of the barrier is presented in Figure 3. The system consisted primarily of three main parts, that is a guardrail, posts, and spacers. The length of the guardrail section was 4.82 m. The total width of the barrier was 0.34 m. The height of the system equaled 0.90 m from the level of the ground. The posts were spaced every 2.25 m. Their total length was 1.71 m, where 0.81 m was anchored in the ground. The soil on the test site contained

broken aggregate 0–31.5 mm. Its compaction factor was equal to 1.00, and the bearing factor was in the range of 65 to 90%.

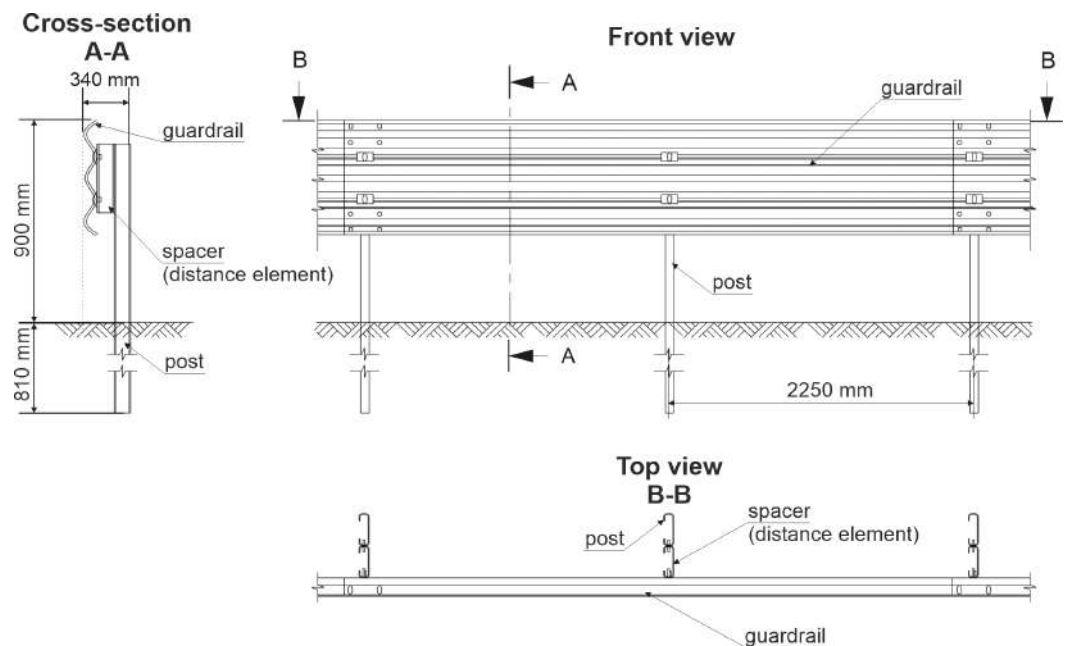


Figure 3. Technical drawing of the analyzed H2/W4/A road safety barrier.

The analyzed crash test also considered the lighting column in the working width of the barrier. This column was the 100HE3 class according to the EN 12767 standard [32]. Without a foundation, the column was 10 m long and weighted 87 kg. It was mounted 1.75 m behind the 12th post of the barrier (see Figure 4), and its axis was distanced at 0.60 m from the face of the system. The foundation was made of a $150 \times 30 \times 30$ cm reinforced concrete cube, weighing approximately 225 kg.



Figure 4. Test site before the collision, with (A) a view of the run-up track with the bus and the impact point and (B) a view of the impact point from the point of view of the run-up track.

2.2. Numerical Simulation

2.2.1. Road Safety Barrier

The numerical model of the H2/W4/A RSB was created using the documentation from the full-scale crash test and the manufacturer. Guardrails, posts, and spacers were modeled using fully integrated shell elements of a size of approximately 15 mm. Those elements were made of steel, and they had a piecewise linear plasticity material model assigned with the properties of S235 structural steel. The material properties of the steel were obtained from tensile tests conducted on specimens cut from a section of the considered RSB. Bolt connections were modeled using solid elements with reduced integration. They had the material law dedicated to spot weld connections, which is a common approach in FE modeling [35,36]. The material characteristics of the bolts corresponded to the bolts class 8.8, according to the ISO 4032-8 standard. Steel parts of the system had a failure criterion that was based on the maximum effective plastic strain of an element. The critical value of the plastic strain was assigned to each part of the barrier based on parametric analyses.

The model of RSB consisted of 271,018 nodes and 259,336 mainly quadrilateral FEs. The comparison between the selected part of the numerical model and the actual barrier is shown in Figure 5A. In Figure 5B, there is a view on the detail of the finite element discretization of the surroundings of the barrier's post. Figure 6A,B show the numerical simulation setup and include descriptions of the objects involved. In Figure 6C, there is also a discretization detail of the barrier's segment.

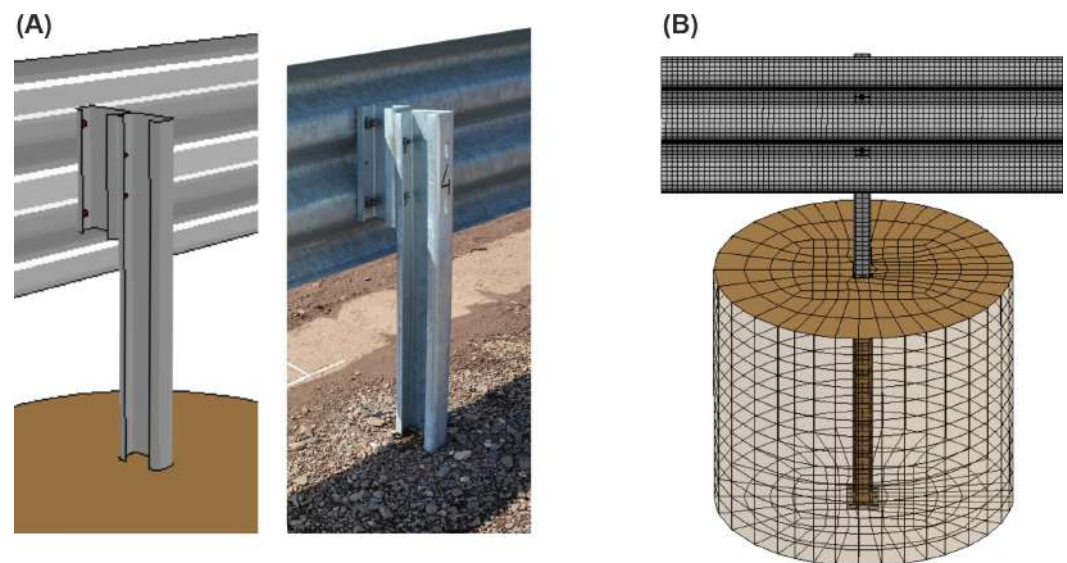


Figure 5. (A) Comparison between the actual post of the road safety barrier and the corresponding numerical model; (B) detail of FE discretization of a guardrail, a post, and the ground.

2.2.2. Lighting Column

The lighting column model was created based on the column used in the experiment. The column in the test setup is shown in Figure 6A,B. The numerical model consisted of 3715 nodes comprising 3706 FEs. The elements of the column were modeled using four-node reduced integration shell elements. They had assigned a constitutive model of a piecewise linear plastic material law with material characteristics corresponding to S235 steel. The size of the elements was in the range from 20 to 50 mm, depending on the height. The mass and geometry were assigned according to the report from the experiment.

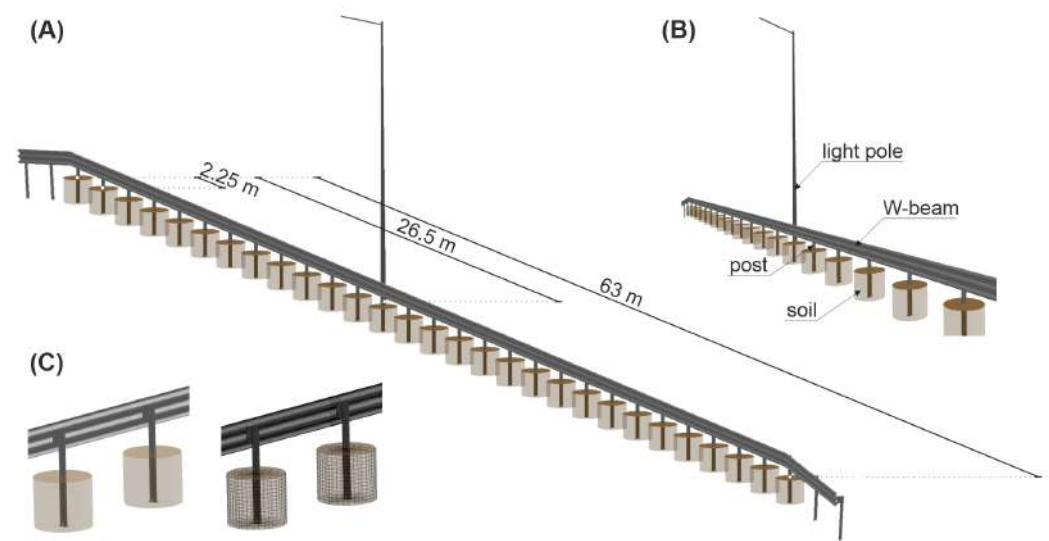


Figure 6. General views of the road safety barrier and the lighting pole with (A) specific dimensions, (B) a description of specific elements, and (C) a discretization detail of the barrier's segment.

2.2.3. Ground

In the simulation, the ground was modeled as cylinders surrounding individual posts; in which the posts were embedded. The shape of the post was cut from the soil cylinder so that the ground perfectly surrounded the barrier element. The interaction between the soil and the post was modeled using a penalty-based contact [37] with static friction of 0.4, dynamic friction of 0.2, and decay coefficient of 0.001, similar to [38]. Soil cylinders had a diameter of 1 m and a depth of 0.86 m. The cylinders of the ground were discretized using 8-node reduced integration solid elements. The view of the post and soil cylinder, with their corresponding discretization, is presented in Figures 5B and 6C. The density of the ground was 2200 kg/m^3 ; its bulk modulus was 97.75 MPa, and its shear modulus equaled 58.64 MPa. The constants of the ground's plastic yield function constant were assumed as follows: $A_0 = 0.000811$, $A_1 = 0.0526$, $A_2 = 0.853$, and the pressure cut-off for tensile fracture was -0.3 MPa . These parameters were assumed based on previous work [35,36,39].

2.2.4. Vehicle

The bus model used in this study was developed by The Norwegian Public Road Administration [40]. The model of the bus was modeled mainly using fully integrated 4-node shell elements and selectively reduced solids. Most parts of the bus used the piecewise linear plasticity material law; the tires had the Mooney–Rivlin hyper-elastic constitutive relation assigned. Figure 7 shows the comparison between the bus used in the full-scale crash test and the bus from the simulations. In Figure 7A,B, there is a side view and a front view of the bus used in the experiment, respectively. The corresponding views for the bus from the simulations are in Figure 7C,D. A summary of the vehicle parameters, along with the requirements for the TB51 crash test vehicle, for both the simulation and the experiment, is presented in Table 1. As seen, all requirements were met for both vehicles.

Table 1. Comparison between the FE model of the bus, the bus used in experiment—SETRA S215 UL—and the requirements for the TB51 crash test, according to EN 1317.

	FE Model	SETRA S215 UL Model Year 1991	EN 1317
Mass	12,967.6 kg	12,992 ± 20 kg	13,000 ± 400 kg
Length	12.80 m	12.010 ± 0.020 m	n/a
Width	2.506 m	2.490 ± 0.020 m	n/a
Location of center of gravity (CG)	CG _x : 3987 mm CG _y : 0 mm CG _z : 1338 mm	CG _x : 3815 ± 2 mm CG _y : 3 ± 2 mm CG _z : 1435 ± 2 mm	CG _x : 3800 mm ± 10% CG _y : ±100 mm CG _z : 1400 mm +15%/−5%
Number of axles	2	2	n/a
Wheel base	6.798 m	6.080 ± 0.020 m	6.50 m ± 15%
Wheel track (front/rear)	2.088 m/1.769 m	2.070 ± 0.020 m/ 1.800 ± 0.020 m	2.00 m ± 15%
Wheel radius (front/rear)	0.495 m/0.495 m	0.490 ± 0.005 m/ 0.492 ± 0.005 m	0.52 m ± 15%
Number of nodes	125,550	n/a	n/a
Number of FEs	128,245	n/a	n/a



Figure 7. Comparison between the bus used in the experiment and the corresponding numerical model, with (A) a side view of the bus, (B) a front view of the bus, and (C) a side view and (D) a front view of the numerical model.

2.3. Impact Severity Indices

The analysis was conducted according to the EN1317 standard where one of the methods of assessing the severity of a collision inflicted on the occupants of the vehicle is the Acceleration Severity Index (ASI) [14]. The ASI is a dimensionless metric based on acceleration components acquired from the vehicle's center of gravity. The acceleration components are normalized to critical values according to the following formula:

$$ASI(t) = \sqrt{\left(\frac{\overline{A}_x}{\widehat{a}_x}\right)^2 + \left(\frac{\overline{A}_y}{\widehat{a}_y}\right)^2 + \left(\frac{\overline{A}_z}{\widehat{a}_z}\right)^2}, \quad (1)$$

where $\bar{A}_x$, $\bar{A}_y$, $\bar{A}_z$ are the components of the acceleration along the axes x , y , and z , respectively. Before application to the formula, the components are filtered with a four-pole phase-less Butterworth low-pass digital filter with a cut-off frequency of 13 Hz. The variables $\hat{a}_x = 12\text{ G}$, $\hat{a}_y = 9\text{ G}$, and $\hat{a}_z = 10\text{ G}$ are the limit values of acceleration components along x , y , and z , where $G = 9.81\text{ m/s}^2$. The curve of the ASI represents the ASI as a function of time. However, the final value of the ASI is calculated as the maximum value of the ASI curve during a collision.

Another severity index is the Theoretical Head Impact Velocity (THIV), which denotes an impact speed of a theoretical head at the moment of contact with a theoretical vehicle cabin [14]. The indices ASI and THIV are usually calculated for tests of passenger vehicles. In this study, these indices were obtained for a bus to provide an additional quantitative measure for validation.

3. Validation of the Numerical Model

3.1. Full-Scale Experiment

The impact speed of the bus in the full-scale crash test was 73.2 km/h, and the angle equaled 19.5° , thus generating the vehicle's kinetic energy of 298.7 kJ. During the experiment, the vehicle hit the barrier 10 cm before the post No. 11 and remained in contact with the guardrail. After passing the post No. 14, the bus ran over the barrier and rode along the barrier's top up to the post No. 16. After reaching this post, the bus left the barrier on the side opposite to the in-run. At the height of the Post 29, the vehicle overturned to its left side, which can be seen in Figure 8B. In addition, damage to the protective system and the lighting column is presented in Figure 8A.

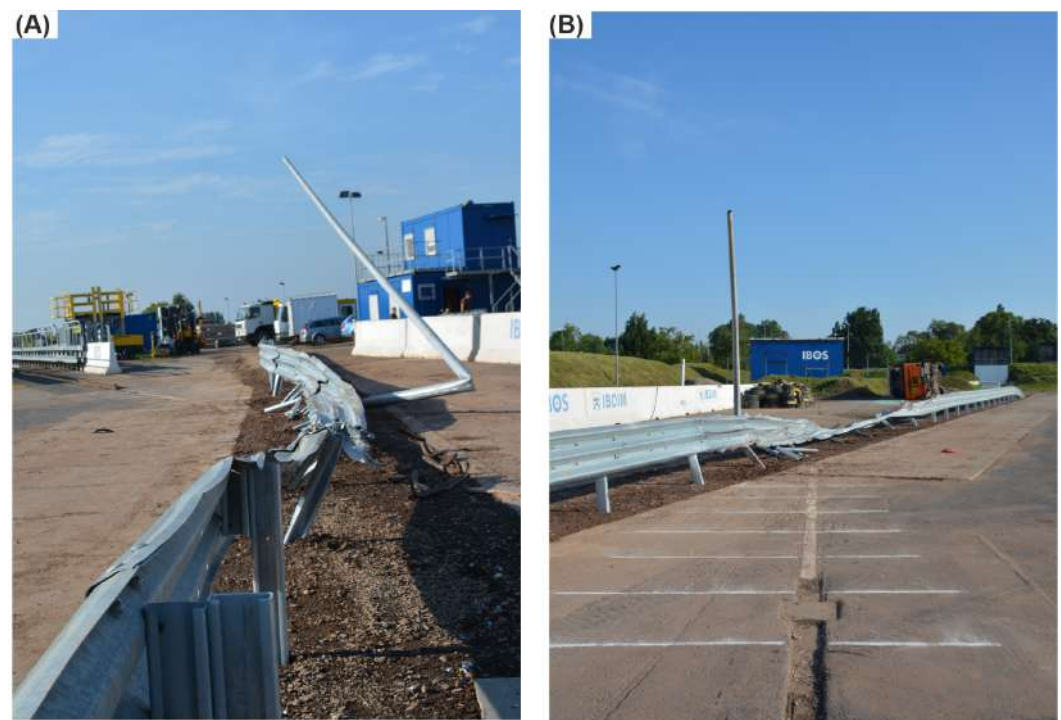


Figure 8. Test site after the collision with (A) a view from behind the barrier on the vehicle approach track and (B) a view from the approach track on the impact point.

3.2. Numerical Simulation

The simulation was carried out using the MPP LS-Dyna R10.1 software with double precision on two 12-core Intel® Xeon® Processors E5 v3 @ 2.3 GHz (48 threads in total). The simulation of 2 s of the impact took 33 h and 46 min of computation time.

The numerical simulation had the same impact conditions as in the experiment, i.e., the same velocity and the same impact angle. To impact location was also chosen as

in the experiment; hence, the bus in the simulation hit the barrier 10 cm before Post 11. A comparison of the impact conditions between the experiment and the simulation is also presented in Figure 9.

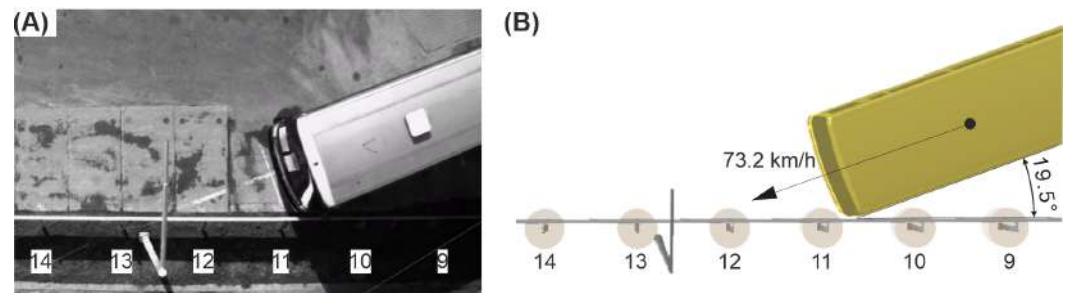


Figure 9. Impact conditions of the vehicle in (A) the full-scale crash test and in (B) the simulation.

The results of the numerical simulation were compared with the corresponding experiment. A visual representation of the vehicle trajectories for both cases is presented in Figure 10. During the initial phase, the bus in the simulation and the experiment followed a similar path. Differences were observed in the latter parts of the test. The vehicle in the experiment hit the barrier and swung to its other side, as in Figure 10(2). As seen, the left side of the vehicle crossed the face of the barrier, and eventually, the whole bus followed and fully crossed over to the other side of the protective system (see Figure 10(4)). The wheels on the right side of the bus then caught the barrier, resulting in the bus rollover. A difference in the vehicle course was observed in the simulation where the center of the vehicle's chassis did not cross the face of the barrier. Hence, as a consequence, the vehicle hung on the barrier, as seen in Figure 10(3). The simulation ended with the bus's undercarriage hanging on the protective barrier, as in Figure 10(4). Nevertheless, in both, the experiment and the simulation, the analyzed road safety barrier did not stop the vehicle from crossing over the traffic lane.

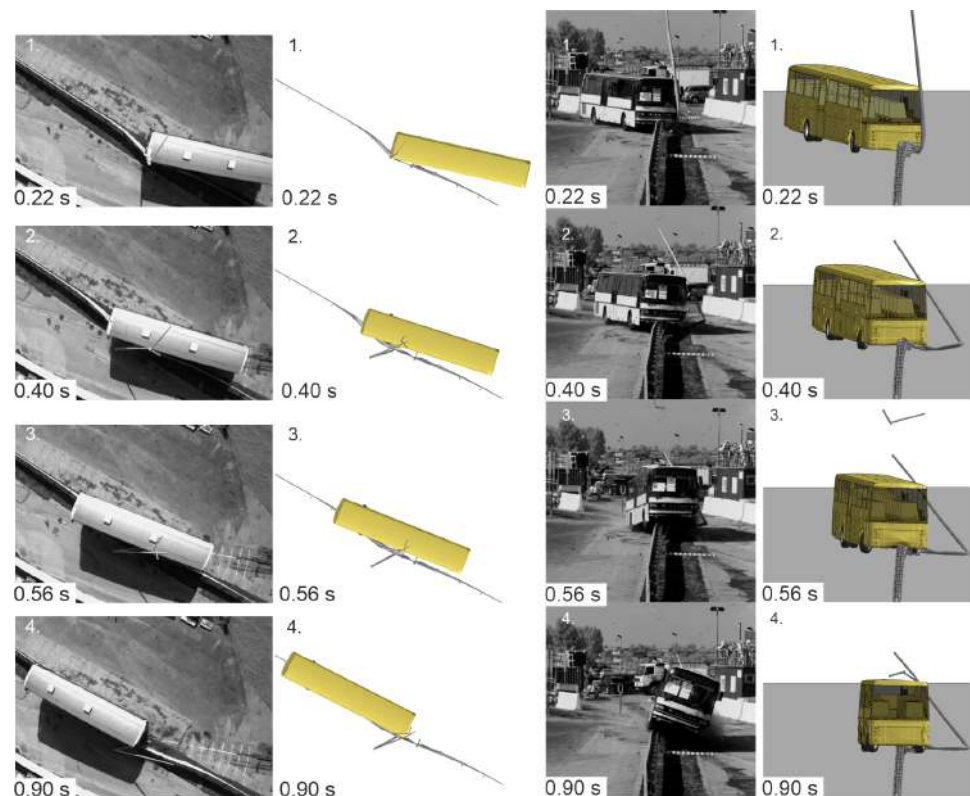


Figure 10. Vehicle trajectories of the full-scale crash test and the numerical simulation.

The calculated ASI curves were based on accelerations from the driver seat and are presented in Figure 11. The similarity between the curves was calculated based on the MPC and ANOVA metrics, as proposed in the technical report [41]. Residuals of ASI curves with their corresponding distributions are presented in Figure 12. A summary of the metrics is in Table 2, where all criteria were fulfilled, indicating a good overall correlation between curves. The maximum ASI in the experiment was 0.25 and occurred 0.196 s after the initial impact. In the simulation, the maximum ASI was higher and exited 0.44 at 0.189 s.

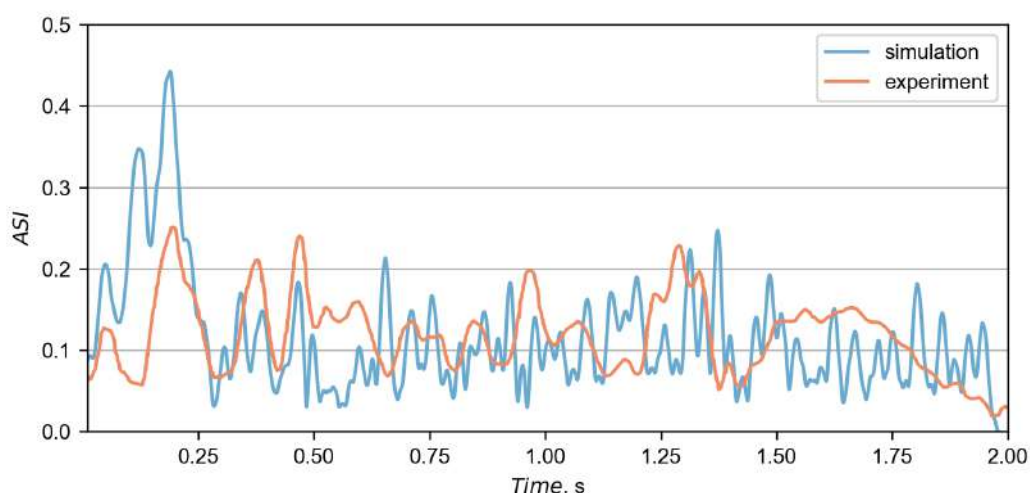


Figure 11. The comparison between the ASI calculated at the driver seat in the simulation and the experiment.

Table 2. The summary of MPC, ANOVA, and single value metrics.

MPC Metrics	Value, %
Sprague–Geers Magnitude	6.3
Sprague–Geers Phase	18.2
Sprague–Geers Comprehensive	19.2
ANOVA Metrics	
Average	−1
Std	29.6
Single Value Metrics	
Correlation Coefficient	84.1

In Figure 13, there is a comparison between the experimental and the simulation THIV curves. For both cases, the THIV was based on accelerations from the driver seat. However, as seen in Figure 13, there are significant differences between those curves. Discrepancies are mainly due to the different rate at which the vehicle changed its direction after hitting the barrier. This is because the THIV index directly depends on the yaw velocity. In both cases, the barrier initiated the redirection of the bus. However, in the simulation, the redirection occurred faster and was more abrupt. In the experiment, the bus maintained its initial moving direction for longer. Additionally, the discrepancy may be due to the fact that in the simulation, the bus hanged on the barrier, and in the experiment, the bus completely ran over to the other side of the barrier.

To sum up this section, based on both the qualitative comparison of the crash test trajectories from the experiment and simulation and the quantitative comparison of specific metrics, the analyzed simulation was considered validated.

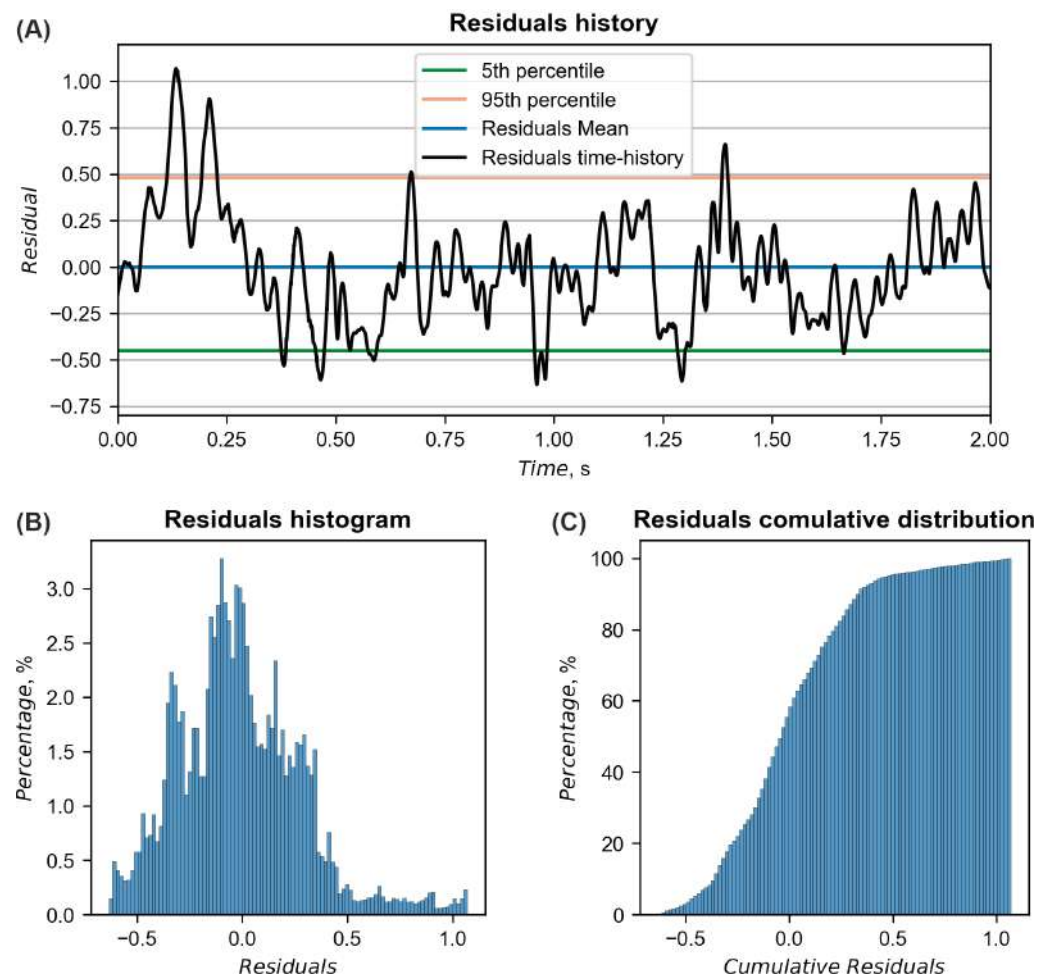


Figure 12. Residuals (A) history, (B) histogram, and (C) cumulative distribution of ASI curves.

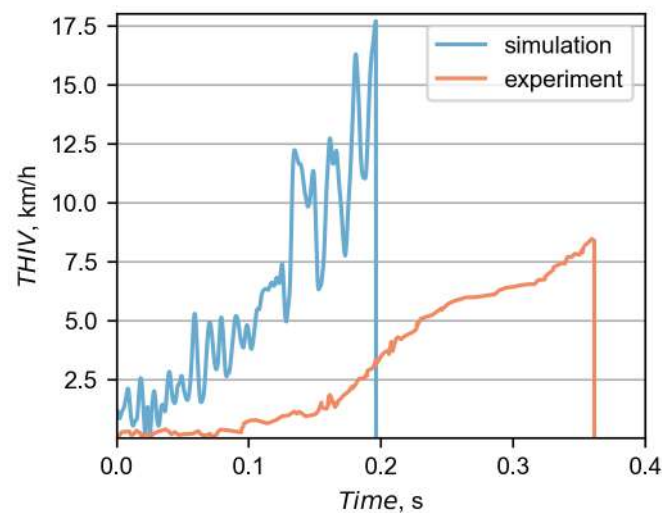


Figure 13. The comparison between the THIV calculated at the driver seat in the simulation and the experiment.

3.3. Damage of the Road Safety Barrier

As a result of the impact in the full-scale crash test, the system was damaged between Posts 11 and 19. For the simulation, the damage was between Posts 10 and 25. The guardrail was locally torn in the experiment at Posts 12, 15, 16, and 18. For the simulation, the guardrail was severely damaged at Posts 12, 15, 18, 19, and 20. In the full-scale

crash test, Posts 11, 12, and 17 were bent, the posts between 13 to 16 were bent to the ground, and the posts from 1 to 11 were only twisted. For the simulation case, Posts 10, 11, 12, and 24 were bent, Posts 13 to 23 were bent to the ground, and the posts from 1 to 9 and No. 25 were only twisted. The lighting column for both the experiment and the simulation was damaged near the foundation and was broken at one third of its height.

A view of the damage of the system can be seen in Figure 14.

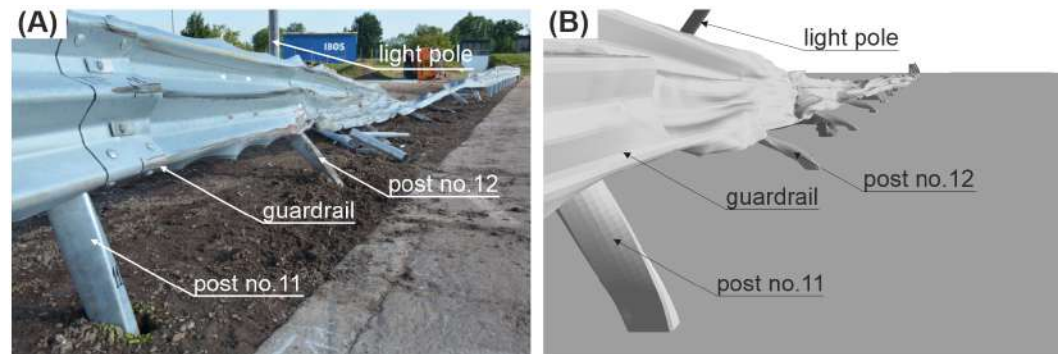


Figure 14. View of the damaged barrier. (A) Experiment; (B) simulation.

3.4. Damage of the Vehicle

In the experiment, the rear window of the vehicle was broken, the front windshield was severely cracked, and the front bumper was crushed. Moreover, the left-front wheel of the vehicle was broken. The left side of the vehicle was damaged due to the contact with the guardrail. In the simulation, the left side of the vehicle was also damaged. Additionally, the front and rear bumpers were crushed due to the impact. Moreover, the cross-member of the chassis frame was damaged and the front axle was bent near the left-front wheel.

A comparison of vehicle's damage between the full-scale crash test and simulation is presented in Figure 15.

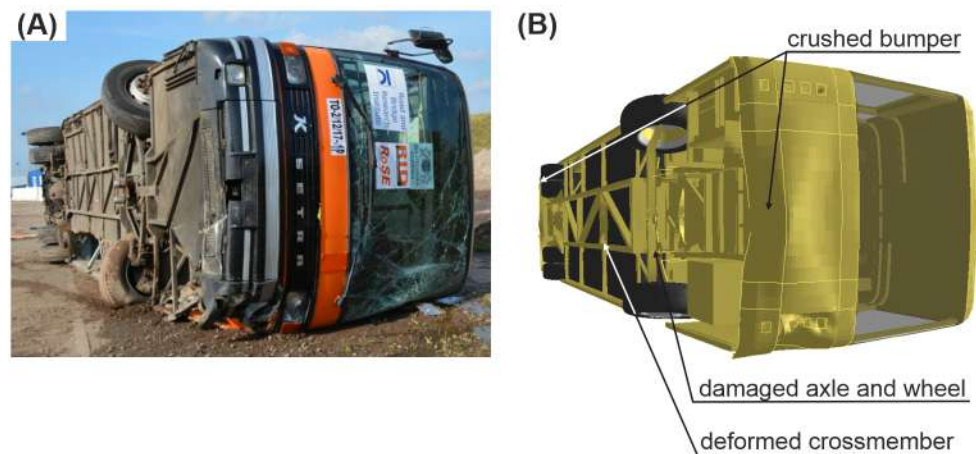


Figure 15. View of the damaged vehicle. (A) Experiment; (B) simulation.

4. Collisions with and without the Lighting Column

Numerical simulations considered two cases, where Case No. 1 had the lighting column installed within the working width of the H2/W4/A W-beam RSB and Case No. 2 considered the barrier itself, without any obstacles. All of the modeling details were the same in both simulations, i.e., the model of the vehicle and the model of the barrier remained unchanged. Both cases had the same impact conditions, i.e., the impact speed of 70.6 km/h, the impact angle of 20.3°, and the impact location of 10 cm before Post No. 11. The course of the vehicles' trajectories in both simulations is presented in Figure 16.

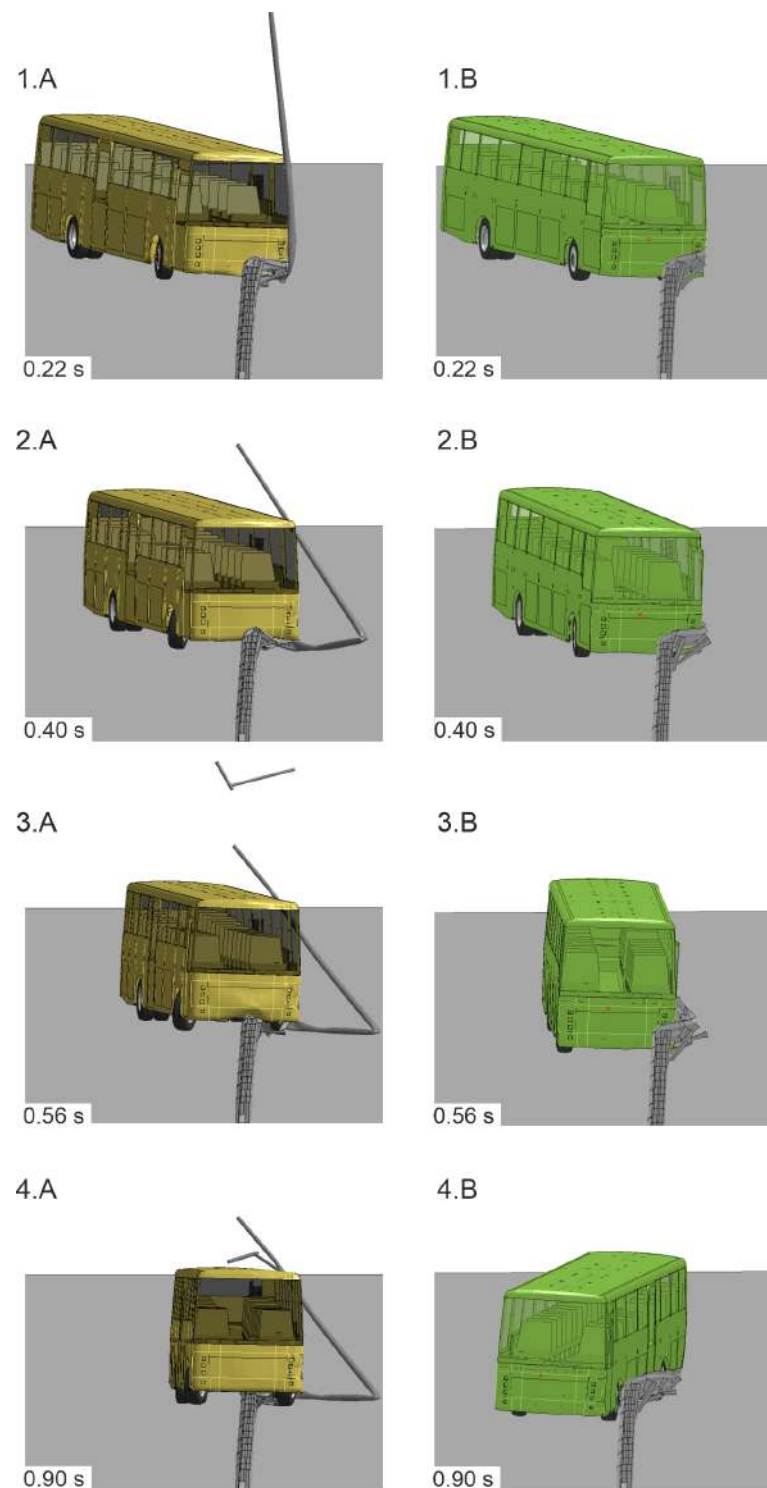


Figure 16. Vehicle trajectories of numerical simulations of (A) the barrier without an obstacle (Case No. 1) and (B) the barrier with a lighting column within its working width (Case No. 2).

The trajectory of the vehicle in Case No. 1 was described in Section 3. In simulation Case No. 2, 0.08 s after the impact, the barrier guardrail flattened on the left-front side of the vehicle body and the vehicle began to slide and redirect along the guardrail. At 0.14 s after the impact, Spacer No. 12 was detached from the guardrail, and then, two more spacers (Nos. 13 and 14) also detached from the guardrail consequently. At 0.54 s after the impact, the rear of the bus hit the guardrail at the height of Post No. 10 (see Figure 16(3.B)). The rear of the vehicle was also caught by the barrier, and the guardrail properly redirected the vehicle; at 1.30 s after the impact,

the vehicle eventually left the barrier. The calculated working width was 1.37 m, and the dynamic deflection was 1.03 m. The difference between the working width from the simulation and the value from its certificate was less than 10 cm. The maximum roll angle of the vehicle in the simulation Case No. 2 was 2.01° , and it was 3.95° less than in Case No. 1. A comparative analysis of the vehicle trajectories for both simulation cases is summarized in Table 3, where the time 0.0 s is the time of vehicle impact and the time 2.0 s indicates the end of the simulation.

The results of the ASI and THIV for both simulations were calculated based on accelerations from the driver seat. Their corresponding curves are presented in Figures 17 and 18. In Case No. 2, the maximum ASI equaled 0.33 and was 25% lower than in Case No. 1. The time of the maximum ASI in Case No. 2 was at 0.235 s after the impact, which was 0.046 s later than in Case No. 1. The maximum THIV in Case No. 2 was 16.06 km/h at the time of 0.196 s, which is 9% less and 0.006 s earlier, compared to the other case.

In Figures 19 and 20, there is a comparison between Case No. 1 and Case No. 2 at crucial moments in the simulation. It was observed that Post Nos. 11, 12, and 13 in Case No. 1 (see Figure 19A) did not detach from the guardrail, in contrast to the ones in Case No. 2 (see Figure 19B). This difference seems to be crucial from the point of view of the correct operation of the system. The experiment additionally confirmed the simulation results, where also no detachment of the posts from the system was observed. The comparison of the damaged barrier in the experiment and corresponding simulation is presented in Figure 21.

Table 3. Description of the differences between the analyzed cases. (* the time of the impact, ** the end of the simulation.)

Time Intervals, s	Comparison between Simulations	
	Case No 1	Case No 2
0.0 *–0.13	Similar Course	
0.14–0.25	The guardrail made contact with the lighting column, which prevented the connection between the post and the guardrail from breaking (see Figures 16(1.A) and 20A).	Post No. 12 was detached from the guardrail (see Figures 16(1.B) and 20B).
0.26–0.39	Post No. 13 did not detach from the guardrail, and the system was pressed to the ground by the vehicle chassis (see Figure 16(2.A)).	Another post (No. 13) was detached from the guardrail. The guardrail flattened against the vehicle body and began to redirect the vehicle (see Figure 16(2.B)).
0.40–0.63	After sliding underneath the vehicle chassis, the guardrail was shaped into a flat surface parallel to the ground, which acted as a ramp, which allowed the vehicle to run over the barrier (see Figure 16(3.A)).	Post No. 14 disconnected from the guardrail, and the guardrail continued to effectively redirect the vehicle (see Figure 16(3.B)).
0.63–0.85	The left-front wheel of the vehicle crossed to the other side of the barrier, and the vehicle chassis landed on the top of the guardrail. The system underneath the bus almost completely laid down on the ground (see Figures 16(4.A) and 19A).	The bus was moving parallel to the line of the barrier. Post No. 12, 13, and 14 were disconnected from the system (see Figures 16(4.B) and 19B).
0.86–1.07	The left-rear wheel of the bus reached the barrier.	The vehicle continued to move along the guardrail.
1.08–2.0 **	The left-rear wheel of the bus crossed to the other side of the barrier, and the whole vehicle was over the system. The bus chassis pressed the system to the ground; however, no posts detached from the guardrail.	The bus eventually left the system completely redirected.

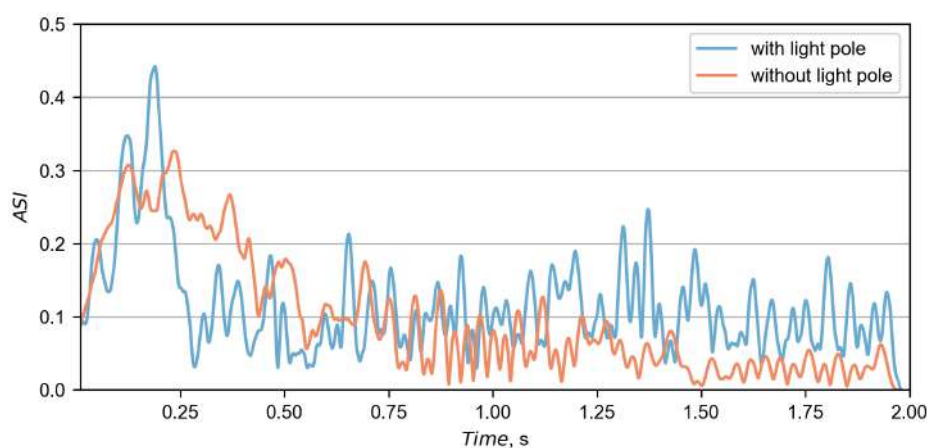


Figure 17. The comparison between the ASI calculated at the driver seat in both simulations.

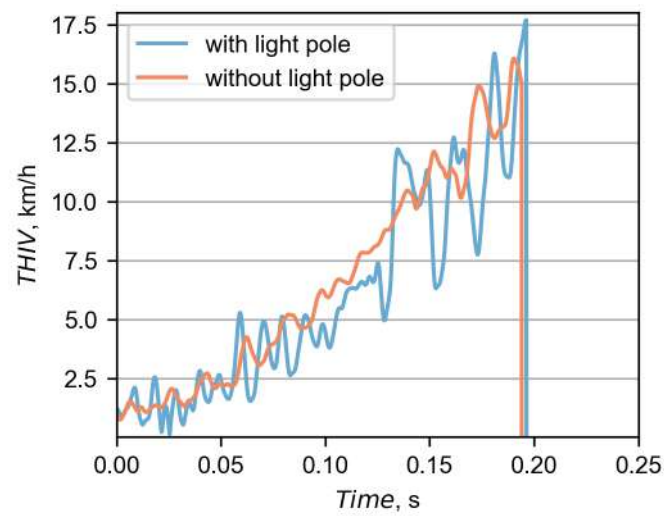


Figure 18. The comparison between the THIV calculated at the driver seat in both simulations.

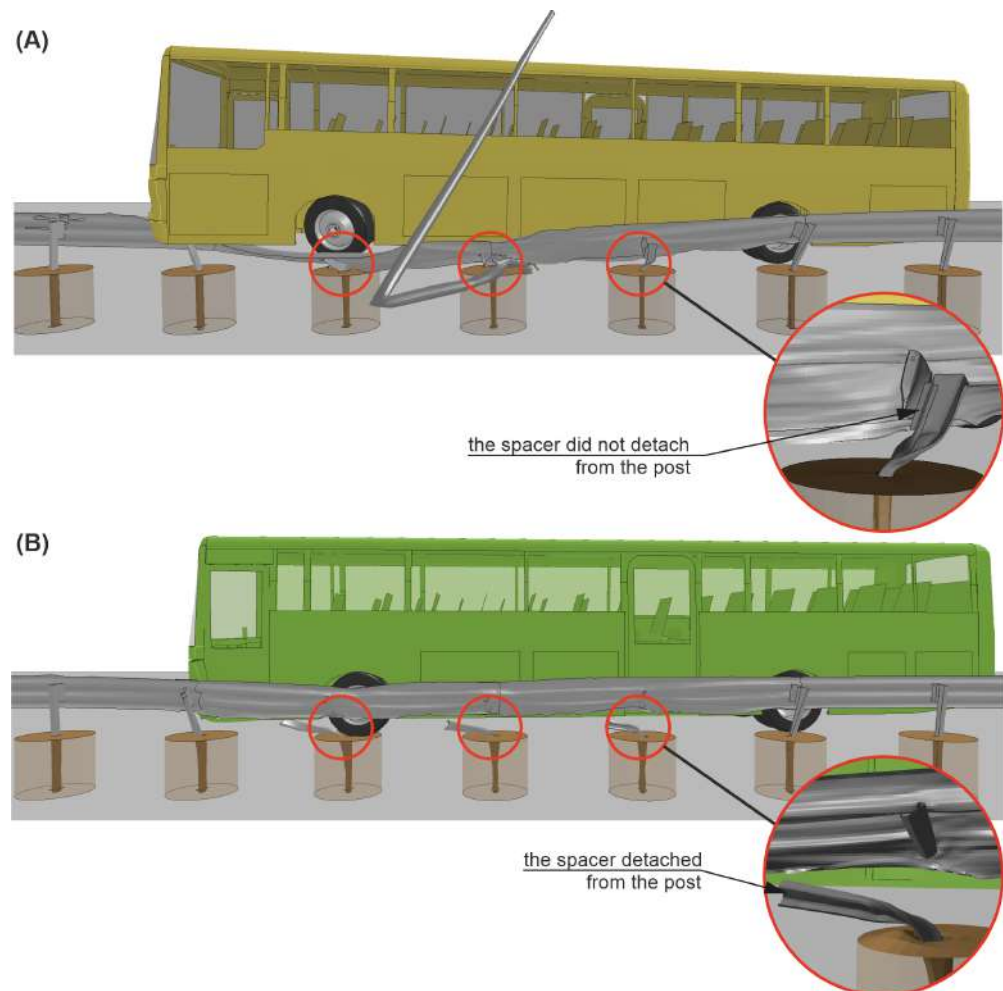


Figure 19. Side views of the H2/W4/B road safety barrier during simulations (time = 0.5 s) for (A) Case No. 1 and (B) Case No. 2. Note that the surface and soil cylinders are set transparent for clarity.

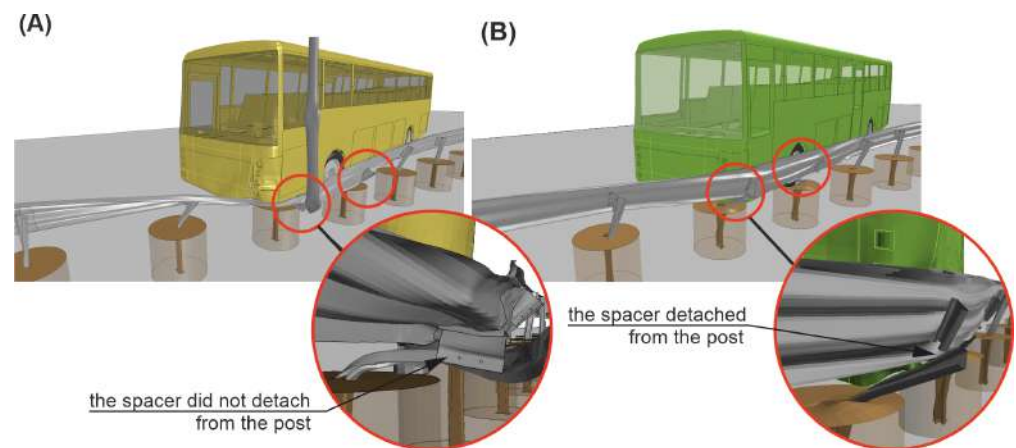


Figure 20. Isometric views of simulations (time = 0.3 s) for Cases (A) No. 1 and (B) No. 2. Note that the surface and soil cylinders are set transparent for clarity.

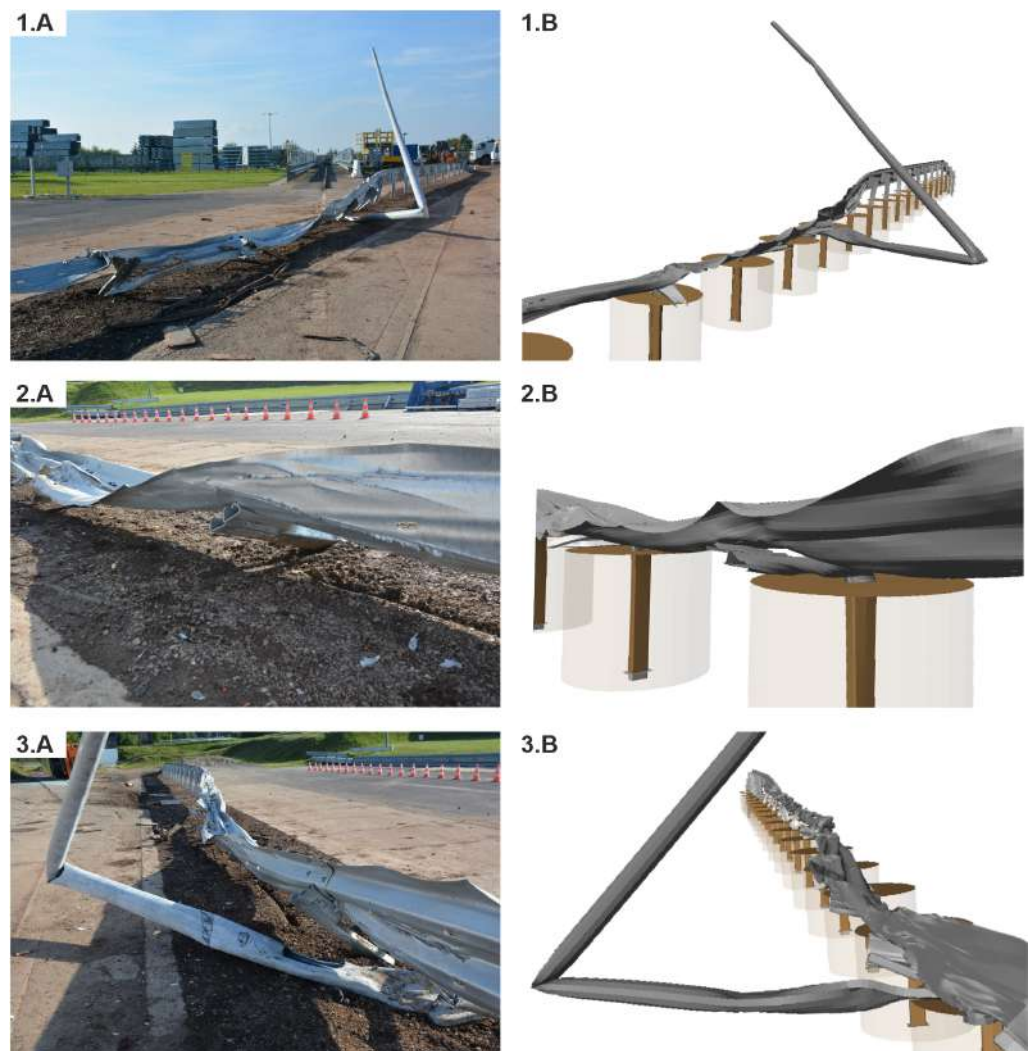


Figure 21. Views of the damaged H2/W4/A road safety barrier in (A) the experiment and in (B) the simulation. Note that the surface and soil cylinders are set transparent for clarity.

5. Conclusions

This research showed that the influence of the installation of the lighting column in the working width of the H2/W4/A beam barrier led to the malfunction of the system

during the TB51 crash test. In the considered case, the barrier did not properly restrain and redirect the vehicle.

It was found that the incorrect behavior of the system was due to the fact that the barrier posts did not properly disconnect from the guardrail at the appropriate moment. The failure of the post to disconnect prevented the barrier from working as a belt restraining the vehicle, and in this case, the post pulled the guardrail downwards. It was the lighting column that prevented the post from properly detaching itself from the guardrail, as the lighting column limited the unconstrained deflection of the system. Pulling the guardrail down caused it to form a ramp, which allowed the bus to run over to the other side of the system.

It is worth noting the fact that both analyzed systems, the barrier and the lighting column, had been previously certified for common use on European roads. Each of them individually is considered as safe road equipment; however, as presented in the current study, the combination of these systems may lead to dire consequences.

Author Contributions: Conceptualization, R.W., D.B., M.B., L.P. and K.W.; Data curation, R.W., D.B., M.B., L.P. and K.W.; Formal analysis, D.B., M.B., L.P. and K.W.; Funding acquisition, K.W.; Investigation, R.W., D.B. and L.P.; Methodology, R.W.; Project administration, D.B., L.P. and K.W.; Resources, D.B., M.B. and K.W.; Software, R.W.; Supervision, D.B., M.B. and K.W.; Validation, D.B. and L.P.; Visualization, R.W.; Writing—original draft, R.W.; Writing—review & editing, D.B., M.B. and L.P. All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

Funding: This research was funded by National Centre for Research and Development of Poland and the General Directorate for National Roads and Motorways of Poland grant number DZP/RID-I-67/13/NCBR/2016.

Institutional Review Board Statement: Not applicable.

Informed Consent Statement: Not applicable.

Data Availability Statement: The raw data supporting the conclusion of this article will be made available by the authors, without undue reservation.

Acknowledgments: The calculations were carried out at the Academic Computer Centre in Gdańsk, Gdańsk University of Technology in Poland.

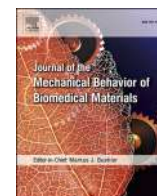
Conflicts of Interest: The authors declare no conflict of interest.

References

1. European Commission—Press Release. *Road Safety in the EU: Fatalities in 2021 Remain Well Below Pre-Pandemic Level*; European Commission: Strasbourg, France, 2021.
2. Budzynski, M.; Jamroz, K.; Wilde, K.; Witkowski, W.; Jelinski, L.; Bruski, D. The role of numerical tests in assessing road restraint system functionality. *Eur. Transp. Res. Rev.* **2020**, *12*, 1–12. <https://doi.org/10.1186/s12544-020-00424-8>. [CrossRef]
3. Gaca, S.; Kiec, M. Speed Management for Local and Regional Rural Roads. *Transp. Res. Procedia* **2016**, *14*, 4170–4179. <https://doi.org/10.1016/j.trpro.2016.05.388>. [CrossRef]
4. Tarko, A.; Boyle, L.N.; Montella, A. Emerging research methods and their application to road safety. *Accid. Anal. Prev.* **2013**, *61*, 1–2. <https://doi.org/10.1016/j.aap.2013.07.006>. [CrossRef] [PubMed]
5. La Torre, F. Forgiving Roadsides Design. In *Conference of European Directors of Roads*; Technical Report; La Grande Arche: Paris, France, 2012.
6. Holdridge, J.M.; Shankar, V.N.; Ulfarsson, G.F. The crash severity impacts of fixed roadside objects. *J. Saf. Res.* **2005**, *36*, 139–147. <https://doi.org/10.1016/j.jsr.2004.12.005>. [CrossRef]
7. Pachocki, L.; Daszkiewicz, K.; Łuczkiwicz, P.; Witkowski, W. Biomechanics of Lumbar Spine Injury in Road Barrier Collision—Finite Element Study. *Front. Bioeng. Biotechnol.* **2021**, *9*, 760498. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2021.760498>. [CrossRef]
8. Zou, Y.; Tarko, A.P. Barrier-relevant crash modification factors and average costs of crashes on arterial roads in Indiana. *Accid. Anal. Prev.* **2018**, *111*, 71–85. <https://doi.org/10.1016/j.aap.2017.11.020>. [CrossRef]
9. Ambros, J.; Havránek, P.; Valentová, V.; Křivánková, Z.; Striegler, R. Identification of Hazardous Locations in Regional Road Network - Comparison of Reactive and Proactive Approaches. *Transp. Res. Procedia* **2016**, *14*, 4209–4217. <https://doi.org/10.1016/j.trpro.2016.05.392>. [CrossRef]
10. Burbridge, A.; Troutbeck, R. Decompartmentalising road safety barrier stiffness in the context of vehicle occupant risk. In *Proceedings of the Australasian Road Safety Conference*, Canberra, Australia, 6–8 September 2016.

11. Fitzpatrick, C.D.; Harrington, C.P.; Knodler, M.A.; Romoser, M.R. The influence of clear zone size and roadside vegetation on driver behavior. *J. Saf. Res.* **2014**, *49*, 97.e1–104.e1. <https://doi.org/10.1016/j.jsr.2014.03.006>. [\[CrossRef\]](#)
12. Jurewicz, C.; Troutbeck, R.J.; Jurewicz, C.; Troutbeck, R. A Safe System-based approach to selection of clear zones, safety barriers and other roadside treatments. In Proceedings of the Australasian Road Safety Research Policing and Education Conference, Queensland, Australia, 14–16 October 2012.
13. Jalayer, M.; Zhou, H. Evaluating the safety risk of roadside features for rural two-lane roads using reliability analysis. *Accid. Anal. Prev.* **2016**, *93*, 101–112. <https://doi.org/10.1016/j.aap.2016.04.021>. [\[CrossRef\]](#)
14. European Standard EN 1317-1; Road Restraint Systems. Part 1: Terminology and General Criteria for Test Methods. The European Committee for Standardization: Brussels, Belgium, 2010.
15. Li, N.; Park, B.B.; Lambert, J.H. Effect of guardrail on reducing fatal and severe injuries on freeways: Real-world crash data analysis and performance assessment. *J. Transp. Saf. Secur.* **2018**, *10*, 455–470. <https://doi.org/10.1080/19439962.2017.1297970>. [\[CrossRef\]](#)
16. Mongiardini, M.; Ray, M.H.; Anghileri, M. Acceptance criteria for validation metrics in roadside safety based on repeated full-scale crash tests. *Int. J. Reliab. Saf.* **2010**, *4*, 69. <https://doi.org/10.1504/IJRS.2010.029565>. [\[CrossRef\]](#)
17. Atahan, A.O.; Arslan, T. Collision behaviour of double W-beam transition. *Int. J. Heavy Veh. Syst.* **2012**, *19*, 76–91. <https://doi.org/10.1504/IJHVS.2012.045761>. [\[CrossRef\]](#)
18. Seckinger, N.R.; Roschke, P.N.; Abu-Odeh, A.; Bligh, R.P. Numerical simulation of mow strip subcomponents used with strong post guardrail systems. *Int. J. Crashworthiness* **2005**, *10*, 419–427. <https://doi.org/10.1533/ijcr.2005.0360>. [\[CrossRef\]](#)
19. Fang, H.; Wang, Q.; Weggel, D.C. Crash analysis and evaluation of cable median barriers on sloped medians using an efficient finite element model. *Adv. Eng. Softw.* **2015**, *82*, 1–13. <https://doi.org/10.1016/j.advengsoft.2014.12.009>. [\[CrossRef\]](#)
20. Teng, T.L.; Liang, C.L.; Tran, T.T. Development and validation of a finite element model for road safety barrier impact tests. *Simul. Trans. Soc. Model. Simul. Int.* **2016**, *92*, 565–578. [\[CrossRef\]](#)
21. Sybilski, K.; Małachowski, J. Impact of Disabled Driver's Mass Center Location on Biomechanical Parameters during Crash. *Appl. Sci.* **2021**, *11*, 1417. <https://doi.org/10.3390/app11041427>. [\[CrossRef\]](#)
22. Atahan, A.O.; Arslan, T.; Ganster, W.; Edl, T. Development of a precast slim temporary concrete safety barrier STCSB 50 for work zone applications. *J. Transp. Saf. Secur.* **2019**, *11*, 287–304. <https://doi.org/10.1080/19439962.2017.1402837>. [\[CrossRef\]](#)
23. Peng, Y.; Geedipally, S.; Lord, D. Effect of roadside features on single-vehicle roadway departure crashes on rural two-lane roads. *Transp. Res. Rec.* **2012**, *2309*, 21–29. <https://doi.org/10.3141/2309-03>. [\[CrossRef\]](#)
24. Bandyopadhyaya, R.; Ujjwal, J. A guideline for assessment of level of service of safety for two lane rural highways using road and roadside features. *Adv. Transp. Stud.* **2018**, *45*, 33–42. <https://doi.org/10.4399/978255166093>.
25. Bruski, D.; Burzyński, S.; Chróścielewski, J.; Jamroz, K.; Pachocki, Ł.; Witkowski, W.; Wilde, K. Experimental and numerical analysis of the modified TB32 crash tests of the cable barrier system. *Eng. Fail. Anal.* **2019**, *104*, 227–246. <https://doi.org/10.1016/j.engfailanal.2019.05.023>. [\[CrossRef\]](#)
26. Uddin, W. Crashworthiness analysis and simulations of vehicles impacting a roadside guardrail. *CMES—Comput. Model. Eng. Sci.* **2004**, *5*, 269–278.
27. Pachocki, Ł.; Bruski, D. Modeling, simulation, and validation of a TB41 crash test of the H2/W5/B concrete vehicle restraint system. *Arch. Civ. Mech. Eng.* **2020**, *20*, 1–23. <https://doi.org/10.1007/s43452-020-00065-7>. [\[CrossRef\]](#)
28. Baranowski, P.; Damaziak, K. Numerical simulation of vehicle-lighting pole crash tests: Parametric study of factors influencing predicted occupant safety levels. *Materials* **2021**, *14*, 2822. <https://doi.org/10.3390/ma14112822>. [\[CrossRef\]](#)
29. Meng, Y.; Hu, W.; Untaroiu, C. An examination of the performance of damaged energy-absorbing end terminals. *Accid. Anal. Prev.* **2020**, *147*, 105789. <https://doi.org/10.1016/j.aap.2020.105789>. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
30. Pawlak, M. The Acceleration Severity Index in the impact of a vehicle against permanent road equipment support structures. *Mech. Res. Commun.* **2016**, *77*, 21–28. <https://doi.org/10.1016/j.mechrescom.2016.08.005>. [\[CrossRef\]](#)
31. La Torre, F.; Domenichini, L.; Meocci, M.; Nocentini, A.; Morano, S.G. Evaluation of the vehicle/safety barrier/sign support interaction by means of FEM simulations. *Int. J. Crashworthiness* **2015**, *20*, 123–133. <https://doi.org/10.1080/13588265.2014.982272>. [\[CrossRef\]](#)
32. European Standard EN 12767; Passive Safety of Support Structures for Road Equipment—Requirements and Test Methods. The European Committee for Standardization: Brussels, Belgium, 2019.
33. Research Institute for Protective Systems. Available online: <https://eng.ibos.com.pl/> (accessed on 19 May 2022).
34. Research Institute for Roads and Bridges. Available online: <https://www.ibdim.edu.pl/en/> (accessed on 19 May 2022).
35. Wilde, K.; Bruski, D.; Budzyński, M.; Burzyński, S.; Chróścielewski, J.; Jamroz, K.; Pachocki, Ł.; Witkowski, W. Numerical Analysis of TB32 Crash Tests for 4-cable Guardrail Barrier System Installed on the Horizontal Convex Curves of Road. *Int. J. Nonlinear Sci. Numer. Simul.* **2020**, *21*, 65–81. <https://doi.org/10.1515/ijnsns-2018-0169>. [\[CrossRef\]](#)
36. Klasztorny, M.; Nycz, D.B.; Szurgott, P. Modelling and simulation of crash tests of N2-W4-A category safety road barrier in horizontal concave arc. *Int. J. Crashworthiness* **2016**, *21*, 644–659. <https://doi.org/10.1080/13588265.2016.1212962>. [\[CrossRef\]](#)
37. Hallquist, J. *LS-DYNA® Theory Manual*; LSTC: Livermore, CA, USA, 2006.
38. Wu, W.; Thomson, R. A study of the interaction between a guardrail post and soil during quasi-static and dynamic loading. *Int. J. Impact Eng.* **2007**, *34*, 883–898. [\[CrossRef\]](#)

-
39. Budzyński, M.; Jamroz, K.; Jeliński, Ł.; Bruski, D.; Pachocki, Ł.; Baginski, G. Assessing Roadside Hybrid Energy Absorbers Using the Example of SafeEnd. *Materials* **2022**, *15*, 1712. [[CrossRef](#)]
 40. The Norwegian Public Roads Administration. Available online: <https://www.vegvesen.no/en/> (accessed on 19 May 2022).
 41. Ray, M.; Mongiardini, M.; Plaxico, C.; Anghileri, M. *National Cooperative Highway Research Program Project 22–24. Procedures for Verification and Validation of Computer Simulations Used for Roadside Safety Applications*; The National Academies Press: Washington, DC, USA, 2011. <https://doi.org/10.17226/17647>.



Mechanical response of human thoracic spine ligaments under quasi-static loading: An experimental study

R. Wolny^a, T. Wiczenbach^{a,*}, A.J. Andrzejewska^a, J.H. Spodnik^b

^a Department of Mechanics of Materials and Structures, Gdansk University of Technology, 80-233, Gdańsk, Poland

^b Department of Anatomy and Neurobiology, Medical University of Gdańsk, 80-210, Gdańsk, Poland

ARTICLE INFO

Keywords:

Biomechanics
Thoracic spine
Failure
Ligaments
Uniaxial tensile test
Traffic injuries

ABSTRACT

Purpose: This study aimed to investigate the geometrical and mechanical properties of human thoracic spine ligaments subjected to uniaxial quasi-static tensile test.

Methods: Four human thoracic spines, obtained through a body donation program, were utilized for the study. The anterior longitudinal ligament (ALL), posterior longitudinal ligament (PLL), capsular ligament (CL), ligamenta flava (LF), and the interspinous ligament and supraspinous ligament complex (ISL + SSL), were investigated. The samples underwent specimen preparation, including dissection, cleaning, and reinforcement, before being immersed in epoxy resin. Uniaxial tensile tests were performed using a custom-designed mechanical testing machine equipped with an environmental chamber ($T = 36.6\text{ }^{\circ}\text{C}$; humidity 95%). Then, the obtained tensile curves were averaged preserving the characteristic regions of typical ligaments response.

Results: Geometrical and mechanical properties, such as initial length and width, failure load, and failure elongation, were measured. Analysis of variance (ANOVA) revealed significant differences among the ligaments for all investigated parameters. Pairwise comparisons using Tukey's post-hoc test indicated differences in initial length and width. ALL and PLL exhibited higher failure forces compared to CL and LF. ALL and ISL + SSL demonstrated biggest failure elongation. Comparisons with other studies showed variations in initial length, failure force, and failure elongation across different ligaments. The subsystem (Th1 – Th6 and Th7 – Th12) analysis revealed increases in initial length, width, failure force, and elongation for certain ligaments.

Conclusions: Variations of both the geometric and mechanical properties of the ligaments were noticed, highlighting their unique characteristics and response to tensile force. Presented results extend very limited experimental data base of thoracic spine ligaments existing in the literature. The obtained geometrical and mechanical properties can help in the development of more precise human body models (HBMs).

1. Introduction

The human thoracic spine is a critical component of the upper body's structural support and mobility (Edmondston and Singer, 1997). Ligaments play a crucial role in maintaining the stability and functionality of the thoracic spine by connecting and stabilizing the vertebral segments while protecting the spinal cord (Jaumard et al., 2011). Understanding the mechanical response of these ligaments is crucial for statics and dynamics of the thoracic spine and developing effective treatment strategies for spinal pathologies and injuries (Anjum et al., 2020; Trajkovski et al., 2020).

During vehicle collisions, such as rear-end or frontal impacts, as well

as barrier impacts, a wide range of body injuries can occur, including those affecting the spine. It is important to emphasize that even low-speed collisions (Ito et al., 2004; Richards et al., 2006) can surpass the threshold for soft tissue injury, particularly in frontal impacts (Yoganandan et al., 1996). These injuries can lead to long-term or life-threatening trauma for the occupants. To accurately analyze and simulate vehicle occupant injuries, human body models (HBMs) are utilized (Mendoza-Vazquez et al., 2015; Östth et al., 2017). These models play a crucial role in understanding the biomechanical responses of the human body during accidents. However, to develop the accuracy of these models, it is crucial to incorporate experimental data that specifically focuses on the mechanical properties (Hampton and Kleinberger,

* Corresponding author. Gdańsk University of Technology, Department of Mechanics of Materials and Structures, Gabriela Narutowicza 11/12, 80-233, Gdańsk, Poland.

E-mail address: tomasz.wiczenbach@pg.edu.pl (T. Wiczenbach).

<https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2024.106404>

Received 27 July 2023; Received in revised form 5 December 2023; Accepted 12 January 2024

Available online 14 January 2024

1751-6161/© 2024 Elsevier Ltd. All rights reserved.

2018; Pachocki et al., 2021). Obtaining experimental data on the mechanical properties of the soft tissues is essential for extending the capabilities of HBMs. By incorporating this information, the accuracy and reliability of the HBMs can be significantly improved, leading to more precise analysis of various injury scenarios.

The mechanical behavior of ligaments is influenced by various factors, including their structural composition, collagen fiber arrangement, and viscoelastic properties (Zhu et al., 2018). The interplay of these elements determines the ligaments' response to external loads (Saker et al., 2016). Existing literature provides some recommendations for ligaments testing methodology (Mattucci et al., 2012; Natali et al., 2003; Pintar et al., 1992). However, variations in experimental procedures, tissue (re)freezing (Moon et al., 2006), preconditioning (Cheng et al., 2009), environmental and mechanical conditions (Bass et al., 2007; Lucas et al., 2008), and donors' age (Griffin et al., 2016; Natali et al., 2008) lead to documented differences in tissue response. Moreover, comparing results across different studies is complicated due to different environmental conditions and the aforementioned parameters, especially age, gender, sample preparation and testing techniques.

To this day, there exists *in vitro* experimental investigations on the quasi-static mechanical stiffness of spinal ligaments positioned throughout the spinal column (Myklebust et al., 1988; Nolte, L., Panjabi, M., Oxland, 1990; Pintar et al., 1992). Various predetermined factors are used to study the samples, such as the age of the cadaver (Neumann et al., 1992) and specific sample preparation techniques, including ligament preconditioning (Mattucci et al., 2012). These factors may influence the tensile response of the ligaments. Furthermore, the available literature offers limited information on the material and geometric properties of spinal ligaments, with varying data reported. Previous studies have mainly focused on presenting *in vitro* failure properties of ligaments, such as maximum load and displacement (Myklebust et al., 1988; Pintar et al., 1992), while neglecting essential details concerning the highly nonlinear behavior exhibited by ligaments in tension (White and Panjabi, 1990). Some studies have included information regarding the cross-sectional area and initial lengths of the tested ligaments (Chazal et al., 1985; Yoganandan et al., 2000), which aids in enhancing the input and understanding of stiffness variations along the spinal column.

In this work, the primary aim is to present new results of the mechanical properties of human thoracic spine ligaments and establish standardized practices for their study. The literature currently offers limited information on the geometrical and mechanical properties of these ligaments (Chazal et al., 1985; Myklebust et al., 1988). To address this gap, a comprehensive analysis was conducted on five thoracic spine ligaments: anterior longitudinal ligament (ALL), posterior longitudinal ligament (PLL), capsular ligament (CL), ligamenta flava (LF), and the interspinous ligament and supraspinous ligament complex (ISL + SSL). By examining the geometrical and mechanical properties of these ligaments in the thoracic sections, valuable contributions were made to a better understanding of their behavior. This understanding will allow for the development of more accurate HBMs tailored to specific cases.

2. Material and methods

All cadavers used in this study were donated through the body donation program with consent for educational and scientific purposes. The Institutional Ethics Committee gave approval for conducting this study (Institutional Review Board number: Ordinance No. 26/2016 of the Rector of the Medical University of Gdansk of June 6, 2016 on the implementation of the "Program of Conscious Donation of Corpses"). Four human thoracic spines, with an average age of 77.75 ± 8.26 (range from 72 to 90), were utilized for this study. A total of 17 ALL, 19 PLL, 31 CL, 17 LF and 16 ISL + SSL were isolated within 24–48 h after the donors' death. The samples' preparation and mechanical tests were conducted at the Department of Anatomy, Medical University of Gdańsk. Only samples without any pre-existing bone or ligament pathology were

included. Relevant anthropometric characteristics, like the donors' age, gender, weight, height, and autopsy information were recorded.

2.1. Specimens preparation

The isolated segment of the entire thoracic spine was divided into functional spine units (FSUs). First, the intervertebral discs were cut, then the ligaments were dissected, and the facet joints were excised every other level (e.g., Th2–Th3, Th4–Th5, etc.). In the next step, the obtained vertebra–disc–vertebra units were dissected into the desired bone–ligament–bone (BLB) samples. This way, from one segment, the ALL, PLL, CL (left and right), LF, and ISL + SSL were obtained. The ligaments were cleansed of fatty tissue. The ALL and PLL were separated from the intervertebral disc, transversely cut to obtain each individual BLB sample. Each of the obtained preparations was wrapped in several layers of lignin soaked in isotonic saline solution and plastic stretch, placed in a string bag and frozen at -20°C .

Before the tensile test was conducted, each BLB complex was thawed in physiological saline solution at room temperature (approximately 21°C). Then, the boundaries of the ligaments were marked with a copying pencil. After that, the ligaments were initially loaded with a ca. 500g weight, and photographs were taken from each side using a reference ruler in the background. The photographs were then uploaded to the CAD environment (AutoCAD, Autodesk, Inc., USA). The average length and width were taken from the picture (see Fig. 1.). The green line represents the previously marked boundary of the tested ligament. Then the layout of lines was generated (0.1 mm density) to assess vertical (length) and horizontal (width) lines. Finally, the summary length of CAD lines was calculated and then averaged, which represented the initial length and width of the specimen. For comparison purposes, an digital caliper was used for the measurement of initial length and width.

The prepared samples were placed in a 3D printed mounting cup. Then, the cup was filled with epoxy resin (Technovit 3040, Kulzer GmbH). To minimize the possibility of tissue detachment during the test, the bone parts in BLB complexes were reinforced to apply an initial vertical compressive force improve the fastening of bone in the resin. In the case of ALL, a flat, rigid element was placed on the vertebral body fragment in the area of the removed disc (see Fig. 2A). Then, the element, along with the bone, was wire-wrapped. On the anterior side of the vertebral body, on the ALL and ligament attachment, a compressive element was placed to press the ligament against the bone (see Fig. 2B). The vertebral body, together with the compressive element, was wire-wrapped circumferentially. In the case of the PLL, the anterior side was reinforced similarly to ALL (see Fig. 2A). For the posterior side, a wooden wedge with coarse-grained sandpaper was used (see Fig. 2C). Then, the ligament was wire-wrapped around the vertebral body fragment. The CL was wire-looped on both sides of the bone (see Fig. 2D). For the LF, a screw was centrally positioned in the middle of the attached bone, and circumferential reinforcement was used (see Fig. 2E). The same procedure was adopted for the ISL + SSL, as for LF (see Fig. 2F).

The cups, for ALL and PLL BLB samples, were filled up to the attachment point at the end of the vertebra, with the entire sample reinforcement and bone enclosed in resin. The cup of the CL was filled to a level of the reinforcement. The 3D mounting cup for the LF and ISL + SSL was potted up to screw. After the resin had hardened, the opposite bone of the sample was also placed in the mounting cup and filled with resin. During the resin filling process, the samples were again wrapped in saline-soaked lignin to prevent them from drying out. After the resin had hardened, the sample, along with the lignin, was protected by several layers of plastic stretch wrap and placed in the refrigerator (approximately 5°C).

2.2. Experimental setup

The tensile experiment utilized a custom-designed testing machine (see Fig. 3A). The machine was registered for patent protection in the

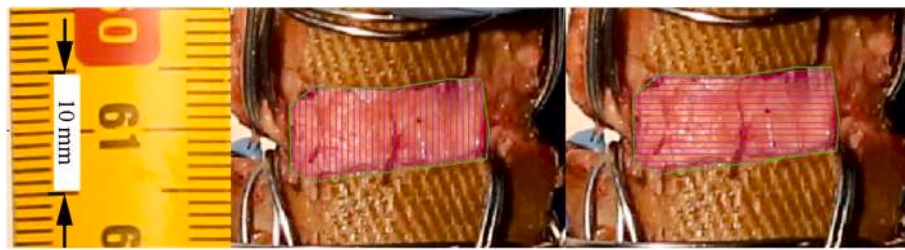


Fig. 1. Determination of the initial length and width in a CAD environment.

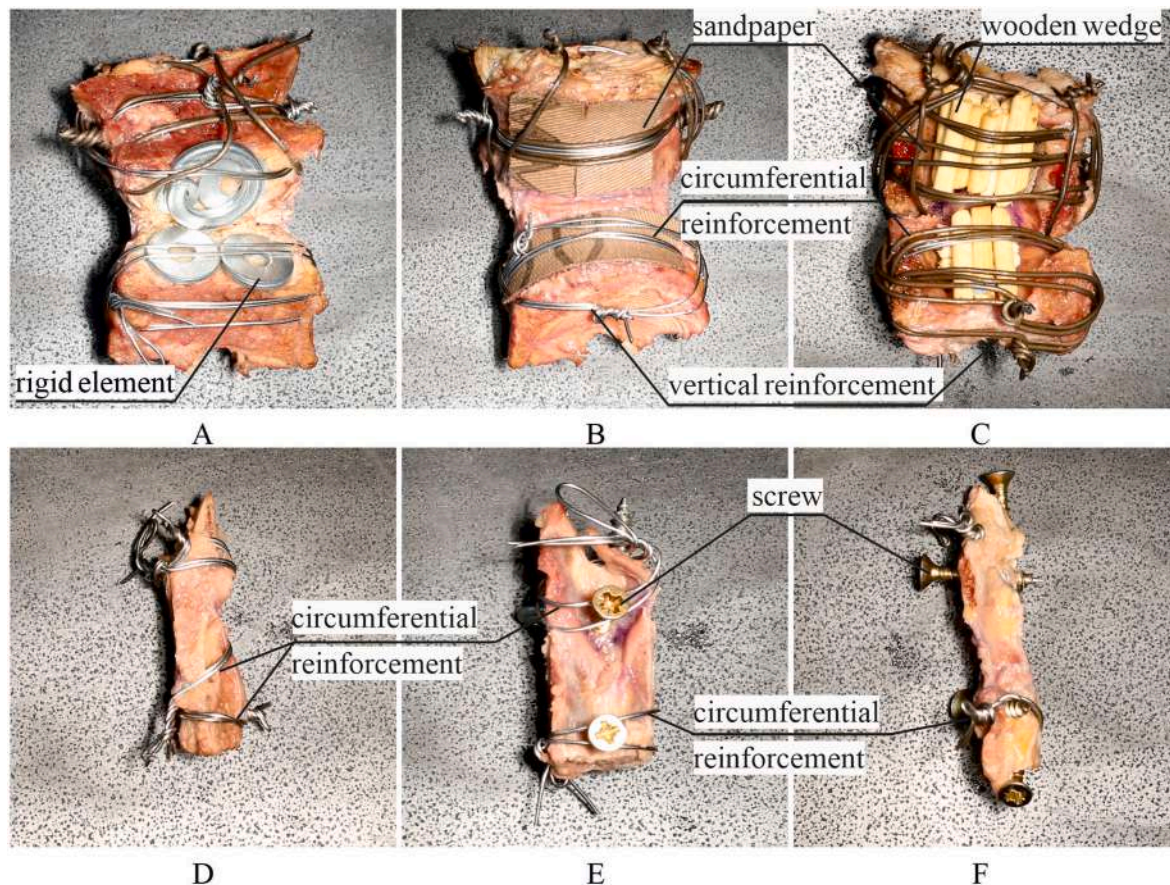


Fig. 2. Reinforcement of bone parts: A) ALL rear view B) ALL front view C) PLL front view D) CL front view E) LF front view F) ISL + SSL side view.

Patent Office of the Republic of Poland under number P.443948, March 02, 2023. The motion required for the tests was achieved through the use of a stepper motor AC (Leadshine ELM-0400LH60F-SS-400W) controlled by a servocontroller (Leadshine – ELP-RS400Z), which was connected to a linear module (YR-HGWS60K SFU1605). The precise movement of the cross head was measured using a high-accuracy electric encoder with a resolution of 0.001 mm. Force measurement was obtained using a load cell (Utilcell M140) positioned on the top plate, capable of measuring forces up to 1000N. Additionally, three load cells (Utilcell M140) were placed on the bottom of the plate to measure the load eccentricity. Data acquisition and control were facilitated by the combination of an HBM QuantumX MX840A (Hottinger Baldwin Messtechnik, Germany) and Catman Data Acquisition Software.

The experiments were conducted in an environmental chamber (see Fig. 3B). A minimum humidity level of 95% saturation was maintained using three ultrasonic humidifiers, and its level was monitored with a hygrometer. A thermostat connected to four electric heaters built into aluminum radiators maintained a constant temperature of 36.6 °C, measured close to the surface of the sample. Additionally, the chamber

was insulated with a layer of emergency foil and styrofoam.

2.3. Quasi-static tensile tests

Following a preloading tension force of 5 N applied at a strain rate of 0.5 s^{-1} , all samples were allowed to fully relax for 60 s (Cheng et al., 2009). Subsequently, all samples underwent preconditioning with a 10% strain for 60 cycles at 1 Hz and were then left to recover for an additional 60 s. For the tensile testing phase, all samples were subjected to constant loading strain rates of 0.5 s^{-1} until total rupture. The resulting force-displacement curves were plotted, and statistical comparisons were made among the samples in terms of initial length, width, failure force and elongation. Failure force (failure elongation) was defined as the point at which further elongation did not result in any additional force increase.

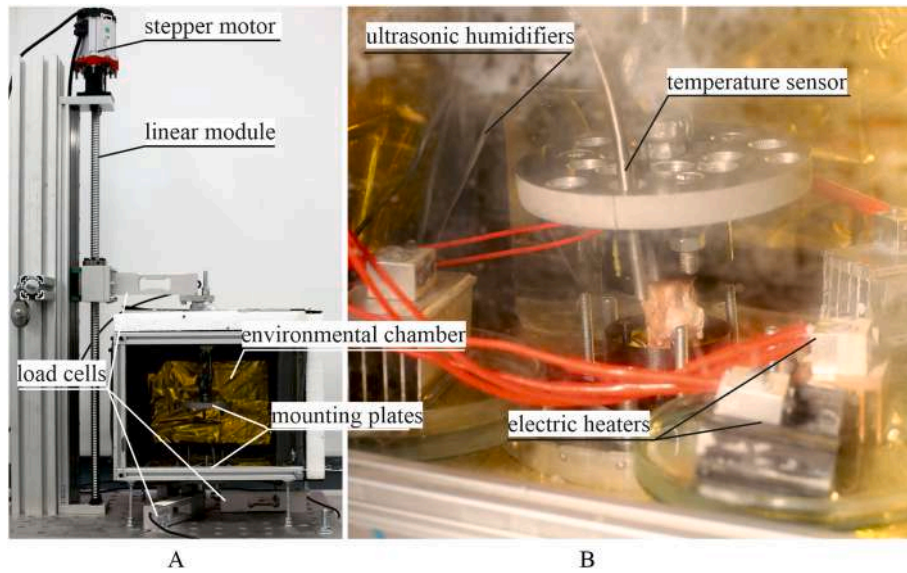


Fig. 3. Experimental setup: A) custom made machine B) environmental chamber.

2.4. Post-processing

2.4.1. Curve fits for individual ligament

In the study, a set of raw measurement data points (raw data, see Fig. 4) was collected for each individual ligament. Typical sigmoid curve can be distinguished into three regions: toe, linear and subfailure region (Mattucci and Cronin, 2015). A third, fifth, or seventh-degree polynomial function (fitted curve, see Fig. 4) was applied to approximate these data points. This approach provides the continuity of the force-elongation function while filtering out noise in all tested samples. Two arbitrary points were determined within the linear region. Within these points an approximation line was fitted, to find a start and end points of linear region. In Fig. 4 this approximation line was marked as an orange dashed.

The comparison of vertical axis values was made for both the fitted curve and the approximation line, with respect to the horizontal axis. The I transition point (1) and II transition point (2) were identified as the elongation and force at which the difference between the polynomial and linear function values was less than 1%, for the first and last time, respectively. In addition, by determining the failure force and elongation (4), it is possible to establish a boundaries of three specific regions (toe, linear and subfailure).

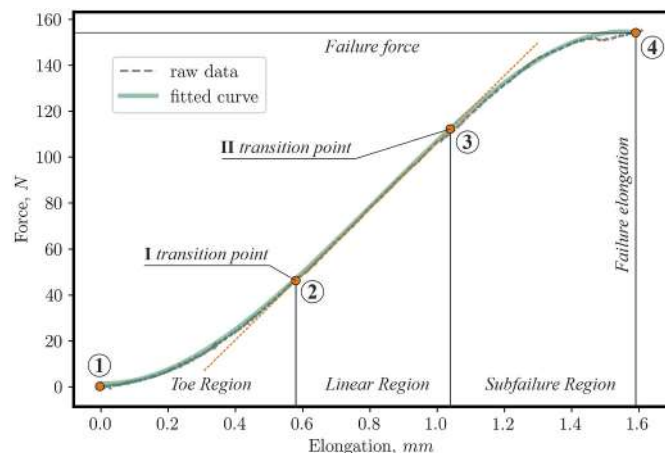


Fig. 4. Typical points and regions of force-elongation curve.

2.4.2. Averaging of curve fits

These calculated I and II transition points were averaged for all tested ligaments and further categorized based on subsystems: Th1–Th6, Th7–Th12, and Th1–Th12. For each case, a third-degree polynomial fitting was performed, passing through the origin of the coordinate system (1), averaged I transition point (2), averaged II transition point (3), and the averaged failure forces and elongations (4).

However, the LF required an individual approach. An exponential function was fitted through the origin of the coordinate system (1) and averaged I transition point (2) and averaged II transition point (3). Then, quadratic functions were determined between points (3) and averaged failure forces and elongations (4). It is worth mentioning that the continuity between the exponential function and the quadratic function at point (3) was ensured by enforcing the C^1 continuity condition.

2.5. Statistical analysis

To examine the differences among the five ligament types of thoracic spine, analysis of variance (ANOVA) was performed, followed by a post-hoc Tukey's test for multiple comparisons. Each thoracic spine was divided into two regions: the upper (T1–T6) and the lower thoracic spine (T7–T12) (Lubelski et al., 2014). The effect of division on each of the properties (initial length and width, and failure force and elongation) for each ligament was quantified using a two-sample t -test. A statistical significance level of 0.05 was employed.

3. Results

The mean values of initial length (l_0) and width (w_0), failure force (F) and failure elongation (ΔL) of all five ligament types of thoracic spine are presented in Table 1. In the ANOVA analysis of results were indicated statistically significant difference among all investigated parameters. The p values for l_0 , w_0 , F , and ΔL were $2.02e-07$, $5.75e-20$, $4.74e-08$, and

Table 1

Geometric and failure properties of ligaments expressed as the mean value $\pm$ SD.

Ligament	l_0 [mm]	w_0 [mm]	F [N]	ΔL [mm]
ALL	7.62 ± 2.42	20.49 ± 5.3	482.15 ± 191.54	4.81 ± 2.26
PLL	7.88 ± 2.54	12.5 ± 4.06	317.59 ± 192.81	2.49 ± 1.14
CL	6.63 ± 1.24	23.07 ± 6.15	194.15 ± 77.44	2.02 ± 0.82
LF	9.43 ± 1.72	7.07 ± 3.51	294.62 ± 147.37	2.77 ± 0.84
ISL + SSL	10.44 ± 2.32	10.53 ± 2.64	190.76 ± 116.1	5.04 ± 1.84

2.99e-11, respectively. To further investigate the pairwise differences between the ligaments, Tukey's post-hoc test was conducted. For l_0 , there were significant differences between ALL and ISL + SSL ($p = 0.002$), with ISL having a larger initial length. No other significant differences were observed for l_0 . Regarding w_0 , significant differences were found between ALL and PLL, ALL and LF, and ALL and ISL + SSL, with p values of 0.001, 0.004, and 0.001, respectively. ALL, PLL, and CL had larger widths compared to LF. For failure force (F), statistically significant differences were observed between ALL and CL, ALL and ISL + SSL, PLL and CL, PLL and ISL + SSL, CL and LF, CL and ISL + SSL, with p values of 0.001, 0.002, 0.042, 0.046, 0.001, and 0.001, respectively. CL and ISL + SSL had lower failure forces compared to ALL and PLL. Lastly, for ΔL , statistically significant differences were found between ALL and PLL, ALL and CL, ALL and LF, PLL and ISL + SSL, CL and ISL + SSL, LF and ISL + SSL, with p values of 0.001, for each comparison. ALL and ISL + SSL had greater elongation compared to all other ligaments.

Fig. 5 presents results comparison of the initial length, failure force, and failure elongation for different studies: current, Myklebust (Myklebust et al., 1988), and Chazal (Chazal et al., 1985). The figures illustrate the mean values and standard deviations.

In Fig. 5A was shows that the average initial length of the current study and Chazal for ALL, PLL, and ISL + SSL falls within the standard deviation ranges. However, for LF, it indicates a higher average initial length for Chazal. For the ALL, PLL, and ISL + SSL, the average failure forces (see Fig. 5B) of the current study and Chazal fall within the ranges defined by their respective standard deviations. However, when considering the LF, higher forces are achieved for Chazal. The mean value of failure forces of the current study are higher compared to Myklebust for ALL and ISL + SSL. However, for the PLL, CL, and LF, the average failure forces of the current study are lower than those reported by Myklebust. The average failure elongations (see Fig. 5C) of the current study are lower compared to Myklebust for ALL, CL, LF, and ISL + SSL. For the PLL, the current study and Myklebust fall within the standard deviation ranges. The results of the current study and Chazal are within the standard deviation ranges for ALL, PLL, and LF. The mean value results of elongation for ISL + SSL are higher for the current study compared to Chazal.

3.1. Results of subsystems

In the following section, a comparative analysis between the results obtained from the upper (Th1 – Th6) and lower (Th7 – Th12) subsystems is presented. The nonlinear tensile curves of the examined ligament types including ALL, PLL, CL, LF, and ISL + SSL, are shown in figures from Fig. 6A to Fig. 6E. Additionally, with the grey line the post-failure behaviour is shown.

The data presented in figures from Fig. 7A to Fig. 7D illustrates the average and standard deviation differences of initial length and width, failure force, and elongation for subsystems. It was observed that, there was a corresponding increase in initial length (for ALL, PLL, CL, and ISL + SSL), initial width (for ALL, PLL, and CL), failure force (for PLL and CL stiffness), and failure elongation (for ALL, PLL, CL, and LF). The most significant difference is seen in the initial length of the four mentioned ligaments, which experienced an average increase of 16.68%. The ALL, PLL, and CL showed a statistically significant increase in initial length and width ($p < 0.05$), while the ISL + SSL did not show significant changes ($p > 0.05$), although there was an upward trend in these parameters. Moreover, both PLL and CL demonstrated increases in failure force and elongation, which were statistically significant ($p < 0.05$). In the case of the ALL, the failure load increased by 3.45% ($p = 0.39$), and failure elongation increased by 22.15% ($p = 0.18$). Finally, for the LF and ISL, the failure force showed a 13.06% decrease ($p = 0.78$) and 34.89% increase ($p = 0.14$), respectively. Failure elongation showed a 14.05% increase ($p = 0.22$), and 22.42% decrease ($p = 0.22$), respectively.

3.2. Average curves

The mean values of elongations and forces of the I and II transition points for all tested ligaments are presented in Table 2. These points, together with the mean failure forces and elongations, were the basis for average curve fitting. The averaged, force-elongation curves are presented in figures from Fig. 8A to Fig. 8E.

4. Discussion

The study's findings showed different mechanical properties among the examined ligaments, indicating variations in their behavior under

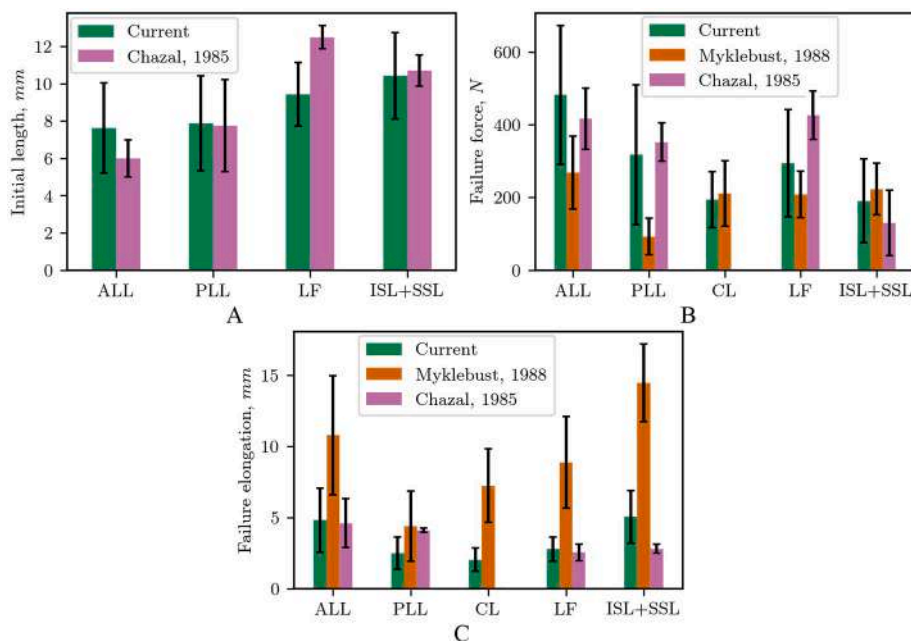


Fig. 5. Comparison of the obtained results against available literature: A) initial length, B) failure force, C) failure elongation.

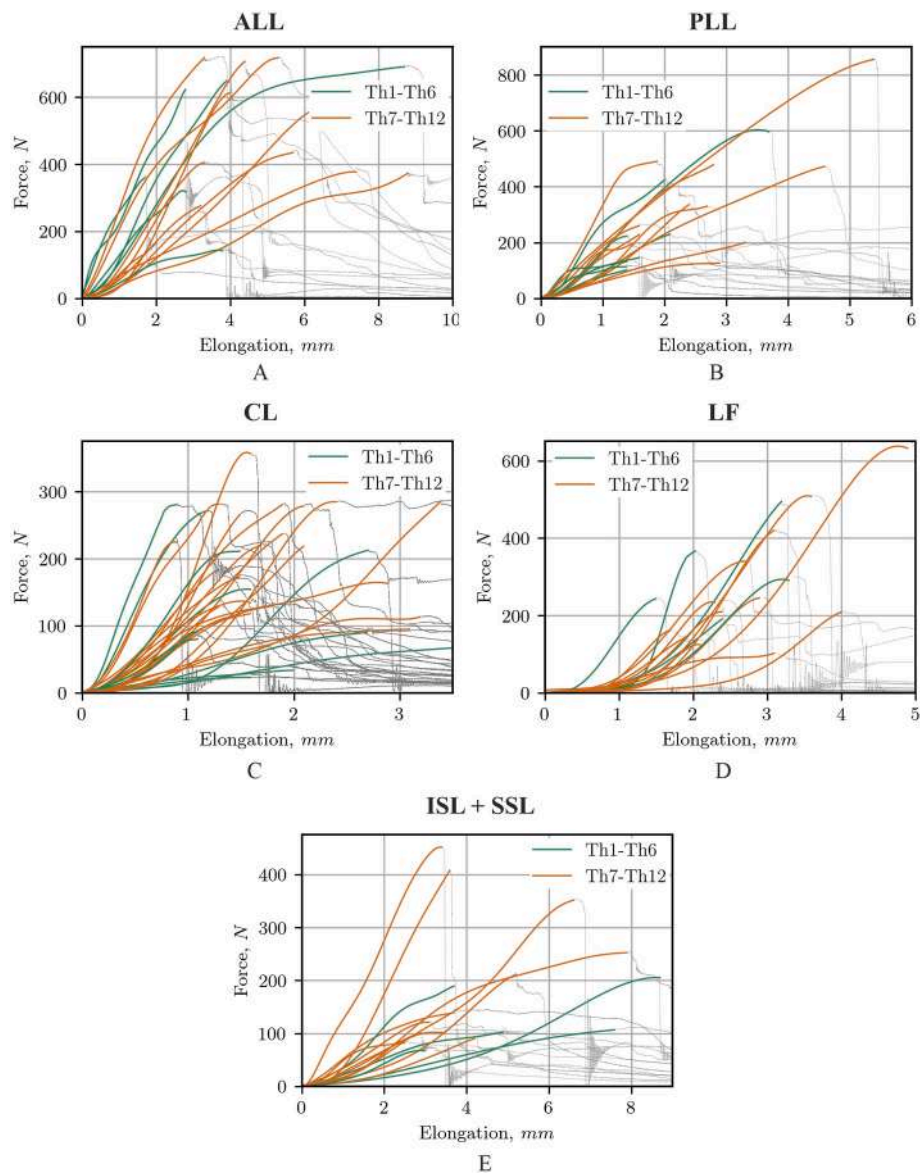


Fig. 6. The force-elongation curves for: A) ALL, B) PLL, C) CL, D) LF, and E) ISL + SSL.

uniaxial quasi-static tensile loading. The statistical analyses revealed statistically significant differences in initial length, width, failure force, and failure elongation among the ligaments. ALL, PLL, CL, LF, and ISL + SSL presented different mechanical responses, highlighting the importance of considering individual ligaments when analyzing the biomechanics of the thoracic spine (Trajkovski et al., 2020).

The comparison of the results with previous studies demonstrated variations in the mechanical properties of ligaments reported in the literature. While some results fell within the standard deviation ranges of previous studies, others showed differences. They can be obviously explained by the biological diversity but partly also by differences in experimental procedures and conditions. It is important to acknowledge that variations in experimental procedures and conditions may strongly influence the tissue response. Factors such as donor age, tissue freezing, preconditioning, and environmental conditions during test can affect the outcomes. Therefore, it is essential to consider these factors when interpreting and comparing the results across different studies (Bass et al., 2007; Griffin et al., 2016; Lucas et al., 2008; Moon et al., 2006; Natali et al., 2008; Natali et al., 2003; Pinter et al., 1992; Taylor et al., 2009; Trajkovski et al., 2014).

In the Myklebust (Myklebust et al., 1988) study the mean age of

human cadaver was 67 and the tissues were stored at a temperature of 2 °C. Additionally during the test the preparations were kept moist by means of Ringers solution and a high humidity environment. However, these conditions were not specified in detail in the work. The tension test was realized with constant rate of 10 mm per second, but only the failure forces and deformation were reported.

In the Chazal (Chazal et al., 1985) study the mean age of human cadaver was 53 years old and were stored in a Ringer solution within 1 h after removal. But the environmental conditions during testing were not reported. The tension test was realized with constant rate of 1 mm min⁻¹. Moreover, cross-section with a palpator, and a tracing being obtained through an amplifier on a paper-graph. While the length of the ligaments was measured at rest with a micrometer between the nearest osseous insertion point. The biggest gap in the Chazal study is the missing findings for the CL.

The current study found average failure forces ranging from 187.15 N to 509.81 N, depending upon the spine level and ligament type. These forces are generally higher than those found in the literature. The difference with other study results is likely due to the loading rate. In the current study, ligaments were loaded with a displacement controlled strain rate of 0.5 per second. The loading rate in previous studies was 10

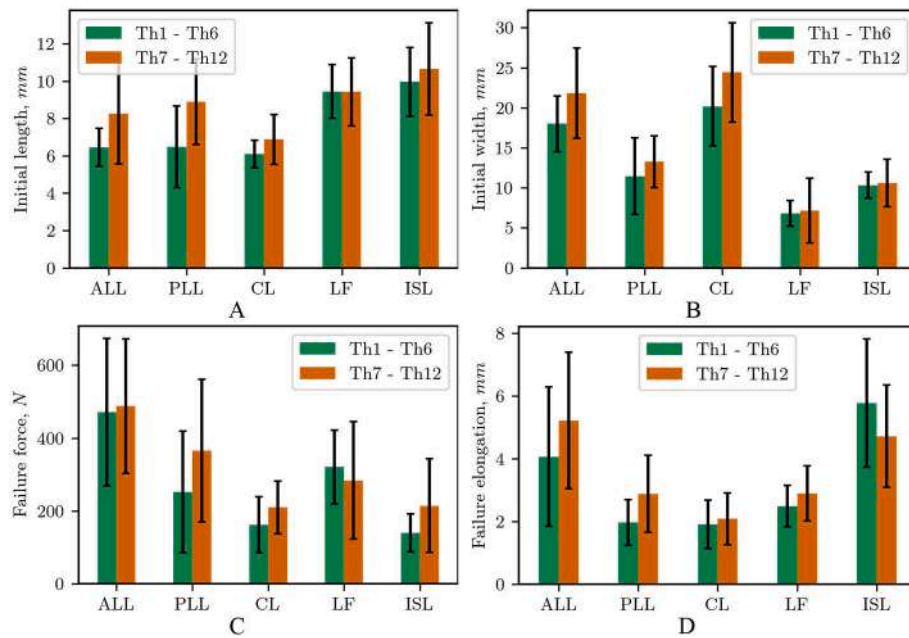


Fig. 7. The average and standard deviation for: A) initial length, B) initial width, C) failure force, D) failure elongation.

Table 2

Averaged I and II transition points of all ligaments as the mean values $\pm$ SD.

Ligament	Systems	I transition point		II transition point	
		Elongation, mm	Force, N	Elongation, mm	Force, N
ALL	Th1-Th6	0.69 $\pm$ 0.34	90.02 $\pm$ 69.16	1.75 $\pm$ 0.67	277.60 $\pm$ 129.13
	Th7-Th12	1.46 $\pm$ 0.98	110.04 $\pm$ 69.61	3.13 $\pm$ 1.45	332.51 $\pm$ 134.42
	Th1-Th12	1.18 $\pm$ 0.88	102.98 $\pm$ 67.98	2.64 $\pm$ 1.38	313.13 $\pm$ 131.28
PLL	Th1-Th6	0.44 $\pm$ 0.22	49.84 $\pm$ 27.00	0.92 $\pm$ 0.48	148.69 $\pm$ 91.17
	Th7-Th12	0.72 $\pm$ 0.35	85.46 $\pm$ 51.18	1.49 $\pm$ 0.50	225.31 $\pm$ 107.81
	Th1-Th12	0.60 $\pm$ 0.32	70.46 $\pm$ 45.45	1.25 $\pm$ 0.56	193.05 $\pm$ 105.83
CL	Th1-Th6	0.66 $\pm$ 0.39	36.71 $\pm$ 22.64	1.19 $\pm$ 0.56	100.16 $\pm$ 64.48
	Th7-Th12	0.70 $\pm$ 0.32	62.89 $\pm$ 39.81	1.25 $\pm$ 0.45	145.99 $\pm$ 70.06
	Th1-Th12	0.69 $\pm$ 0.34	56.41 $\pm$ 36.71	1.26 $\pm$ 0.48	141.98 $\pm$ 70.69
LF	Th1-Th6	1.61 $\pm$ 0.58	113.54 $\pm$ 60.36	2.13 $\pm$ 0.71	246.69 $\pm$ 73.53
	Th7-Th12	1.82 $\pm$ 0.70	105.62 $\pm$ 71.83	2.38 $\pm$ 0.85	215.97 $\pm$ 139.47
	Th1-Th12	1.76 $\pm$ 0.66	108.10 $\pm$ 66.79	2.30 $\pm$ 0.80	225.57 $\pm$ 121.71
ISL + SSL	Th1-Th6	2.23 $\pm$ 1.81	44.54 $\pm$ 33.75	3.84 $\pm$ 2.20	100.61 $\pm$ 50.03
	Th7-Th12	1.36 $\pm$ 0.98	41.00 $\pm$ 30.62	2.99 $\pm$ 1.40	165.32 $\pm$ 118.93
	Th1-Th12	1.63 $\pm$ 1.30	42.11 $\pm$ 30.52	3.26 $\pm$ 1.66	145.10 $\pm$ 105.15

mm per second, leading to failures from 92.75 N to 268.75 N (Myklebust) or the loading rate was 0.016 mm per second, leading to failures from 130 N to 426.67 N (Chazal).

Chazal et al. investigated specimens with age range of 30–80 years (with average of 53), while Myklebust et al. ligaments were collected from cadavers of 30–89 years (with average of 67). For the current study the investigated tissue samples were harvested from cadavers of 72–90 years (with average of 78). The strength and elasticity of ligament

mechanical response is decreasing with age (Mattucci et al., 2012; Nachemson and Evans, 1968; Tkaczuk, 1968). However, in the Crash Injury Research Engineering Network (CIREN) database, the numerous road accidents involving older individuals can be found (Kaufman et al., 2013). Such individuals often feature in accidents with roadside barriers, which can lead to spinal injuries (Pachocki et al., 2021). Utilizing experimental data in HBMs allows for a deeper and comprehensive analysis of the mechanics behind spinal injuries (Östth et al., 2016). This broader age spectrum in the dataset, despite its outliers, offers valuable insights into the mechanics of spinal injuries across different age groups. It enables a more comprehensive understanding of the variations in ligament behavior and injury patterns, essential for enhancing the predictive capabilities of HBMs. It must be mentioned that samples collected from old cadavers are correlated with a higher incidence of ligament ossification, damage, or stiffening (Trojan et al., 1992). In the current study such samples were excluded from investigation.

Furthermore, in previous studies, there were no preload (conditioning) tests. Additionally, gaps in the measurements of lengths or individual spinal functional fragments are an obstacle to their integration into virtual HBMs. The knowledge gained from this study can aid in the development of more accurate HBMs tailored to specific cases, particularly in the context of vehicle occupant injury analysis and finite element simulations (Pachocki et al., 2021). Accurate modeling of spinal injuries in different scenarios requires detailed knowledge of ligament behavior under various loadings (Ratajczak et al., 2016; Song et al., 2004; Wagnac et al., 2012).

Human body models relies on force-elongation and stress-strain curves to accurately represent the mechanical behavior of soft tissues (Wiczenbach et al., 2023). In numerical modeling, force-elongation curves are fundamental, particularly when using simplified spring elements, as they describe the relationship between applied force and tissue elongation (Pitzen et al., 2002; Tsuang et al., 2009). However, challenges arise due to the inherent variability in soft tissue behavior among individuals and tissue types, making it difficult to establish a single universal force-elongation curve. To address this, average curves are often derived, providing general approximations for numerical simulations used in biomechanics and medical research (Mattucci and Cronin, 2015). Nevertheless, for more advanced 3D modeling of the soft tissue, the transition to stress-strain curves becomes imperative. Stress-strain curves are a representation of material behavior, regardless of the

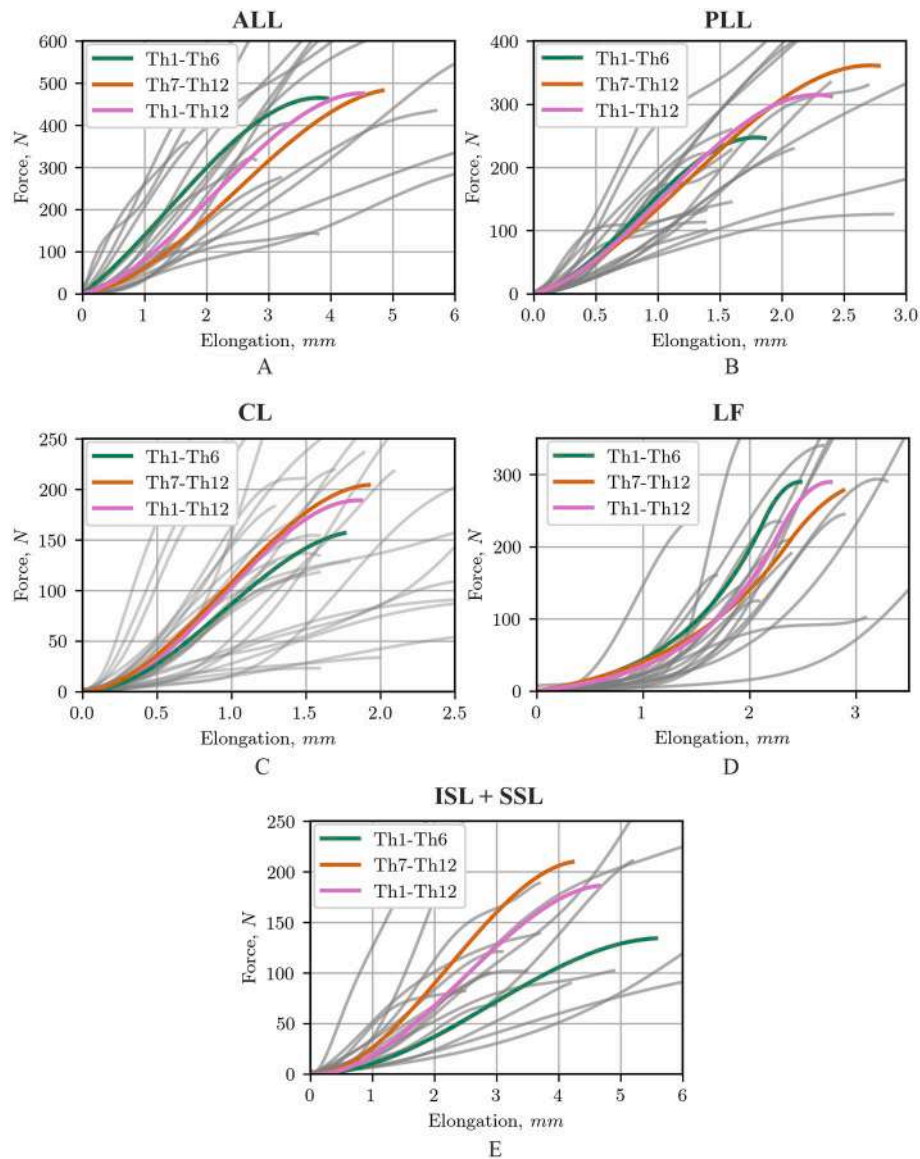


Fig. 8. The force-elongation averaged curves for: A) ALL, B) PLL, C) CL, D) LF, and E) ISL + SSL.

sample's geometry, offering a more comprehensive representation of soft tissue constitutive mechanical response (Jiang et al., 2015; Natali et al., 2008; Sabik and Witkowski, 2023). These curves are vital for intricate simulations involving complex movements and interactions between tissues, leading to improved accuracy in injury prediction and medical treatment optimization.

It is worth noting that this study focused on the quasi-static mechanical response of thoracic spine ligaments, primarily investigating failure properties such as failure force and elongation, as well as the toe and linear regions. However, additional dynamic test with medium and high-strain rate could provide a more comprehensive understanding of ligaments behavior (White and Panjabi, 1990). Further studies should explore these aspects to enhance the knowledge of thoracic spine ligament mechanics.

The presented methodology and results contribute to expanding and standardizing the knowledge on the geometrical and mechanical properties of thoracic spine ligaments. The study provides valuable data that can be utilized in the field of spinal biomechanics, injury prevention, and treatment techniques. However, it is important to note that further studies should be conducted to explore additional factors that may influence the mechanical properties of these ligaments, including age,

dynamic tests, and sample preparation techniques (Griffin et al., 2016; Natali et al., 2008).

5. Conclusions

In this study, the mechanical properties of human thoracic spine ligaments are investigated. Differences in geometric and mechanical properties were observed between the ligaments, emphasizing their distinct biodiversity and responses to tension, respectively. The findings contribute to achieving a better understanding of the mechanical properties of thoracic spine ligaments and can aid in the development of more accurate human models tailored to specific cases. The averaged soft tissue force-elongation curves can be used to properly define the mechanical response of HBMs. Further research is required to explore additional factors that may influence the mechanical properties of thoracic spine ligaments. Additionally, a geometrical analysis of the cross-section is required to fully understand the stress-strain relation, which is crucial for more accurate numerical modeling analysis.

CRediT authorship contribution statement

R. Wolny: Writing – original draft, Visualization, Software, Methodology, Investigation, Formal analysis, Data curation, Conceptualization. **T. Wiczenbach:** Writing – original draft, Visualization, Software, Methodology, Investigation, Formal analysis, Data curation, Conceptualization. **A.J. Andrzejewska:** Writing – review & editing, Methodology, Investigation. **J.H. Spodnik:** Writing – review & editing, Resources, Investigation.

Declaration of competing interest

The authors declare the following financial interests/personal relationships which may be considered as potential competing interests: Tomasz Wiczenbach reports financial support was provided by National Science Centre Poland. Tomasz Wiczenbach has patent Układ i sposób do pomiaru wytrzymałości i/lub ruchomości łańcuchów biokinematycznych do odwzorowania rzeczywistej pracy fragmentów łańcucha biokinematycznego pending to P.443948.

Data availability

Data will be made available on request.

Acknowledgements

This work was supported by the National Science Centre, Poland under grant number 2020/37/B/ST8/03231.

We would like to thank Agnieszka Sabik, Lukasz Pachocki and Błażej Meronk for their help during the experimental tests.

We would like to express our sincere gratitude to the generous donors and their families who selflessly participated in the body donation program, providing their invaluable gift for educational and scientific purposes.

References

- Anjum, A., Yazid, M.D., Fauzi Daud, M., Idris, J., Ng, A.M.H., Selvi Naicker, A., Ismail, O. H.R., Athi Kumar, R.K., Lokanathan, Y., 2020. Spinal cord injury: Pathophysiology, multimolecular interactions, and underlying recovery mechanisms. *Int. J. Mol. Sci.* 21 (20), 7533. <https://doi.org/10.3390/ijms21207533>.
- Bass, C.R., Lucas, S.R., Salzar, R.S., Oyen, M.L., Planchak, C., Shender, B.S., Paskoff, G., 2007. Failure properties of cervical spinal ligaments under fast strain rate deformations. *Spine* 32 (1), 7–13. <https://doi.org/10.1097/01.brs.0000251058.53905.eb>.
- Chazal, J., Tanguy, A., Bourges, M., Gaurel, G., Escande, G., Guillot, M., Vanneville, G., 1985. Biomechanical properties of spinal ligaments and a histological study of the supraspinal ligament in traction. *J. Biomech.* 18 (3), 167–176. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(85\)90202-7](https://doi.org/10.1016/0021-9290(85)90202-7).
- Cheng, S., Clarke, E.C., Bilston, L.E., 2009. The effects of preconditioning strain on measured tissue properties. *J. Biomech.* 42 (9), 1360–1362. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.03.023>.
- Edmondston, S.J., Singer, K.P., 1997. Thoracic spine: anatomical and biomechanical considerations for manual therapy. *Man. Ther.* 2 (3), 132–143. <https://doi.org/10.1054/math.1997.0293>.
- Griffin, M., Premakumar, Y., Seifalian, A., Butler, P.E., Szarko, M., 2016. Biomechanical characterization of human soft tissues using indentation and tensile testing. *JoVE* 2016 (118), 1–8. <https://doi.org/10.3791/54872>.
- Hampton, C.E., Kleinberger, M., 2018. Material Models for the Human Torso Finite Element Model.
- Ito, S., Ivancic, P.C., Panjabi, M.M., Cunningham, B.W., 2004. Soft tissue injury threshold during simulated whiplash. *Spine* 29 (9), 979–987. <https://doi.org/10.1097/00007632-200405010-00006>.
- Jaumard, N.V., Welch, W.C., Winkelstein, B.A., 2011. Spinal facet joint biomechanics and mechanotransduction in normal, injury and degenerative conditions. *J. Biomech. Eng.* 133 (7), 071010. <https://doi.org/10.1115/1.4004493>.
- Jiang, Y., Wang, Y., Peng, X., 2015. A visco-hyperelastic constitutive model for human spine ligaments. *Cell Biochem. Biophys.* 71 (2), 1147–1156. <https://doi.org/10.1007/s12013-014-0322-9>.
- Kaufman, R.P., Ching, R.P., Willis, M.M., Mack, C.D., Gross, J.A., Bulger, E.M., 2013. Burst fractures of the lumbar spine in frontal crashes. *Accid. Anal. Prev.* 59, 153–163. <https://doi.org/10.1016/j.aap.2013.05.023>.
- Lubelski, D., Healy, A.T., Mageswaran, P., Benzel, E.C., Mroz, T.E., 2014. Biomechanics of the lower thoracic spine after decompression and fusion: a cadaveric analysis. *Spine* J. 14 (9), 2216–2223. <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2014.03.026>.
- Lucas, S.R., Bass, C.R., Salzar, R.S., Oyen, M.L., Planchak, C., Ziembra, A., Shender, B.S., Paskoff, G., 2008. Viscoelastic properties of the cervical spinal ligaments under fast strain-rate deformations. *Acta Biomater.* 4 (1), 117–125. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2007.08.003>.
- Mattucci, S.F.E., Cronin, D.S., 2015. A method to characterize average cervical spine ligament response based on raw data sets for implementation into injury biomechanics models. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* 41, 251–260. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2014.09.023>.
- Mattucci, S.F.E., Moulton, J.A., Chandrashekar, N., Cronin, D.S., 2012. Strain rate dependent properties of younger human cervical spine ligaments. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* 10, 216–226. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2012.02.004>.
- Mendoza-Vazquez, M., Davidsson, J., Brolin, K., 2015. Construction and evaluation of thoracic injury risk curves for a finite element human body model in frontal car crashes. *Accid. Anal. Prev.* 85, 73–82. <https://doi.org/10.1016/j.aap.2015.08.003>.
- Moon, D.K., Woo, S.L.Y., Takakura, Y., Gabriel, M.T., Abramowitch, S.D., 2006. The effects of refreezing on the viscoelastic and tensile properties of ligaments. *J. Biomech.* 39 (6), 1153–1157. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.02.012>.
- Myklebust, J.B., Pintar, F., Yoganandan, N., Cusick, J.F., Maiman, D., Myers, T.J., Sances, A., 1988. Tensile strength of spinal ligaments. *Spine* 13 (5), 526–531.
- Nachemson, A.L., Evans, J.H., 1968. Some mechanical properties of the third human lumbar interlaminar ligament (ligamentum flavum). *J. Biomech.* 1 (3), 211–220. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(68\)90006-7](https://doi.org/10.1016/0021-9290(68)90006-7).
- Natali, A.N., Carniel, E.L., Pavan, P.G., Sander, F.G., Dorow, C., Geiger, M., 2008a. A visco-hyperelastic-damage constitutive model for the analysis of the biomechanical response of the periodontal ligament. *J. Biomech. Eng.* 130 (3), 1–8. <https://doi.org/10.1115/1.2900415>.
- Natali, A.N., Pavan, P.G., Carniel, E.L., Dario, P., Izzo, I., 2008b. Characterization of soft tissue mechanics with aging. *IEEE Eng. Med. Biol. Mag.* 27 (4), 15–22. <https://doi.org/10.1109/MEMB.2008.919492>.
- Natali, A.N., Pavan, P.G., Carniel, E.L., Dorow, C., 2003. A transversally isotropic elastodamage constitutive model for the periodontal ligament. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Eng.* 6 (5–6), 329–336. <https://doi.org/10.1080/10255840310001639840>.
- Neumann, P., Keller, T.S., Ekström, L., Perry, L., Hansson, T.H., Spengler, D.M., 1992. Mechanical properties of the human lumbar anterior longitudinal ligament. *J. Biomech.* 25 (10), 1185–1194. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(92\)90074-B](https://doi.org/10.1016/0021-9290(92)90074-B).
- Nolte, L., Panjabi, M., Oxland, T., 1990. Biomechanical properties of lumbar spinal ligaments. *Clinical Implant Materials, Advances in Biomaterials* 9, 663–668.
- Öst, J., Brolin, K., Svensson, M.Y., Linder, A., 2016. A female ligamentous cervical spine finite element model validated for physiological loads. *J. Biomech. Eng.* 138 (6). <https://doi.org/10.1115/1.4032966>.
- Öst, J., Mendoza-Vazquez, M., Sato, F., Svensson, M.Y., Linder, A., Brolin, K., 2017. A female head–neck model for rear impact simulations. *J. Biomech.* <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.11.066>.
- Pachocki, L., Daszkiewicz, K., Łuczkiwicz, P., Witkowski, W., 2021. Biomechanics of lumbar spine injury in road barrier collision–finite element study. *Front. Bioeng. Biotechnol.* 9 (November), 1–10. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2021.760498>.
- Pintar, F.A., Yoganandan, N., Myers, T., Elhagediab, A., Sances, A., 1992. Biomechanical properties of human lumbar spine ligaments. *J. Biomech.* 25 (11), 1351–1356. <https://doi.org/10.1118/1.3566015>.
- Pitzen, T., Geisler, F., Matthis, D., Müller-Storz, H., Barbier, D., Steudel, W.I., Feldges, A., 2002. A finite element model for predicting the biomechanical behaviour of the human lumbar spine. *Control Eng. Pract.* 10 (1), 83–90. [https://doi.org/10.1016/S0967-0661\(01\)00129-0](https://doi.org/10.1016/S0967-0661(01)00129-0).
- Ratajczak, M., Malinowski, M., Będziński, R., 2016. An experimental and numerical investigation of the mechanical properties of spinal cords. *Acta Polytechnica Hungarica* 13 (4), 87–106.
- Richards, D., Carhart, M., Raasch, C., Pierce, J., Steffey, D., Ostarello, A., 2006. Incidence of thoracic and lumbar spine injuries for restrained occupants in frontal collisions. *Annu. Proc. Assoc. Adv. Automot. Med.* 50, 125–139.
- Sabik, A., Witkowski, W., 2023. On implementation of fibrous connective tissues' damage in Abaqus software. *J. Biomech.* 111736. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2023.111736>.
- Saker, E., Graham, R.A., Nicholas, R., D'Antoni, A.V., Loukas, M., Oskouian, R.J., Tubbs, R.S., 2016. Ligaments of the Costovertebral Joints Including Biomechanics, Innervations, and Clinical Applications: A Comprehensive Review with Application to Approaches to the Thoracic Spine. <https://doi.org/10.7759/cureus.874>. *Cureus*.
- Song, Y., Debski, R.E., Musahl, V., Thomas, M., Woo, S.L.Y., 2004. A three-dimensional finite element model of the human anterior cruciate ligament: a computational analysis with experimental validation. *J. Biomech.* 37 (3), 383–390. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(03\)00261-6](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(03)00261-6).
- Taylor, Z.A., Comas, O., Cheng, M., Passenger, J., Hawkes, D.J., Atkinson, D., Ourselin, S., 2009. On modelling of anisotropic viscoelasticity for soft tissue simulation: numerical solution and GPU execution. *Med. Image Anal.* 13 (2), 234–244. <https://doi.org/10.1016/j.media.2008.10.001>.
- Tkaczuk, H., 1968. Tensile properties of human lumbar longitudinal ligaments. *Acta Orthop. Scand.* 39 (Suppl. 115), 1–69. <https://doi.org/10.3109/ort.1968.39.suppl-115.01>.
- Trajkovski, A., Hribernik, M., Kunc, R., Kranjec, M., Krašna, S., 2020. Analysis of the mechanical response of damaged human cervical spine ligaments. *Clin. BioMech.* 75 (March). <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2020.105012>.
- Trajkovski, A., Omerovic, S., Krasna, S., Prebil, I., 2014. Loading rate effect on mechanical properties of cervical spine ligaments. *Acta Bioeng. Biomech.* 16 (3), 13–20. <https://doi.org/10.5277/abbi140302>.
- Trojan, D.A., Pouchot, J., Pokrupa, R., Ford, R.M., Adamsbaum, C., Hill, R.O., Esdaile, J. M., 1992. Diagnosis and treatment of ossification of the posterior longitudinal

- ligament of the spine: report of eight cases and literature review. *Am. J. Med.* 92 (3), 296–306. [https://doi.org/10.1016/0002-9343\(92\)90080-U](https://doi.org/10.1016/0002-9343(92)90080-U).
- Tsuang, Y.H., Chiang, Y.F., Hung, C.Y., Wei, H.W., Huang, C.H., Cheng, C.K., 2009. Comparison of cage application modality in posterior lumbar interbody fusion with posterior instrumentation-A finite element study. *Med. Eng. Phys.* 31 (5), 565–570. <https://doi.org/10.1016/j.medengphys.2008.11.012>.
- Wagnac, E., Arnoux, P.-J., Garo, A., Aubin, C.-E., 2012. Finite element analysis of the influence of loading rate on a model of the full lumbar spine under dynamic loading conditions. *Med. Biol. Eng. Comput.* 50 (9), 903–915. <https://doi.org/10.1007/s11517-012-0908-6>.
- White, A.A., Panjabi, M.M., 1990. *Clinical Biomechanics of the Spine*. Lippincott.
- Wiczenbach, T., Pachocki, L., Daszkiewicz, K., Łuczkiwicz, P., Witkowski, W., 2023. Development and validation of lumbar spine finite element model. *PeerJ* 11, 15805. <https://doi.org/10.7717/peerj.15805>.
- Yoganandan, N., Kumaresan, S., Pintar, F.A., 2000. Geometric and mechanical properties of human cervical spine ligaments. *J. Biomech. Eng.* 122 (6), 623–629. <https://doi.org/10.1115/1.1322034>.
- Yoganandan, N., Morgan, R.M., Eppinger, R.H., Pintar, F.A., Sances, A., Williams, A., 1996. Mechanisms of thoracic injury in frontal impact. *J. Biomech. Eng.* 118 (4), 595–597. <https://doi.org/10.1115/1.2796049>.
- Zhu, R., Niu, W., Wang, Z., Pei, X., He, B., Zeng, Z., Cheng, L., 2018. The Effect of Muscle Direction on the Predictions of Finite Element Model of Human Lumbar Spine, vol. 2018. *BioMed Research International*. <https://doi.org/10.1155/2018/4517471>.

The role of sand filler in enhancing the mechanical properties of polymethylmethacrylate composites

R. WOLNY, T. WICZENBACH, L. PACHOCKI,
K. WILDE, M. RUCKA

*Department of Mechanics of Materials and Structures,
Faculty of Civil and Environmental Engineering, Gdańsk University of Technology,
Narutowicza 11/12, 80-233, Gdańsk, Poland, e-mails: radoslaw.wolny@pg.edu.pl,
tomasz.wiczenbach@pg.edu.pl (corresponding author),
lukasz.pachocki@pg.edu.pl, krzysztof.wilde@pg.edu.pl, magdalena.rucka@pg.edu.pl*

POLYMETHYLMETHACRYLATE (PMMA) IS WIDELY USED in biomechanics and civil engineering for its properties. While various fillers have been studied to enhance mechanical properties of PMMA, the impact of sand as a filler has been less explored. This study investigates the effects of varying sand content on the mechanical properties and workability of PMMA-based resin composites, assessing their suitability for biomechanical applications. Specimen types with different sand contents (0%, 26%, 30%, and 52%) were examined through the cone spread test for workability, uniaxial tension tests for mechanical properties, and the finite element analysis (FEA) to simulate material behavior. Results were validated against numerical models to evaluate consistency. Adding sand significantly increased the Young modulus by 108%, 174%, and 286% for sand contents of 26%, 30%, and 52%, respectively, while decreasing the Poisson ratio. However, increased sand content reduced workability, highlighting a trade-off between mechanical strength and ease of handling. Numerical simulations, covering the sand volume ratio from 1% to 52% in 1% increments, showed that predictive accuracy varied: differences were up to 20%, for volume ratio up to 30%, while for contents above 30%, the discrepancies between model predictions and experimental data were below 5%. Incorporating sand into PMMA resin enhances its stiffness and suitability for biomechanical specimen testing. Sand-filled PMMA composites show promise for advanced engineering applications, though further optimization is needed to balance workability and mechanical strength.

Key words: polymethylmethacrylate (PMMA), composite materials, mechanical properties, uniaxial tension test, Digital Image Correlation DIC, numerical modelling.



Copyright © 2025 The Authors.

Published by IPPT PAN. This is an open access article under the Creative Commons Attribution License CC BY 4.0 (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

1. Introduction

POLYMETHYLMETHACRYLATE (PMMA) IS WIDELY USED IN THE FIELDS of biomechanics [1], medical [2, 3], civil engineering [4], and electronic research [5, 6]. Its versatility stems from exceptional properties such as transparency, lightness, and resistance to weathering, making it a preferred material for many advanced

engineering and medical applications. Research on the modification of PMMA with nanoparticles opens new avenues for creating composites with enhanced electrical, optical, and mechanical properties, significantly broadening its application in modern technologies [6, 7]. The introduction to the synthesis and applications of PMMA in nanotechnology, biomaterial engineering, and electronics underscores the material's ongoing evolution and increasing significance.

Research on synthetic resin composites filled with sand has highlighted their varied mechanical and thermal properties [8–12]. It has been discovered that these properties can significantly change with the introduction of nano-silica particles and other modifications to the resin composition [5, 13, 14]. Additionally, analyses of the effects of diverse types of resins, hardeners, and diluents on the workability of resin mixtures emphasize their importance for potting processes [16].

In experimental studies related to biomechanics, PMMA resin is frequently chosen for embedding specimens [17–20]. Attaching biological samples directly to the standard clamps of a testing machine is challenging due to their complex geometry and soft structure. Therefore, it is necessary to use a potting compound that adapts to the shape of the specimen and ensures a proper grip in the testing machine. Such a potting material needs to have high stiffness and strength compared to the stiffness and strength of the tissue itself. The diversity of tissue types suitable for biomechanical testing, coupled with the broad spectrum of potential results within even a single tissue category, underscores the necessity for a comprehensive statistical analysis. The variability of the results mandates the use of a substantial number of samples to ensure the reliability of the testing outcomes. Consequently, there is a critical need to refine the potting process for embedding these samples.

In composite material research, the Finite Element Method (FEM) is often utilized [21–23]. This allows for a detailed analysis of stress states within the material structure and the determination of effective mechanical properties. For example, in studies [24, 25], a heterogeneous material was examined, which facilitated the determination of Young's modulus and other characteristics. Such numerical studies always require experimental confirmation to validate the model and to identify reference values to which the model should converge [26, 27]. The test providing the most interpretable results is the uniaxial tensile test, from which Young's modulus and Poisson's ratio can be determined, using modern measurement techniques such as Digital Image Correlation, as seen in [28]. The aim of this study is to investigate the impact of using sand as a filler in a PMMA resin mixture for applications in biomechanics research. The study intends to combine experimental and numerical research to determine how filler affects key mechanical parameters and the workability of the material, which is crucial for embedding samples. A novel aspect of this research is the increase of resin stiff-

ness through the addition of sand, leading to reduced displacements of the resin pot in the testing machine, which could enhance the precision and reliability of biomechanical tests. Additionally, this modification results in a cost-effective use of materials, offering economic benefits alongside technical improvements.

2. Experimental methods

2.1. Material and sample fabrication

Mechanical testing utilized dog-bone shaped specimens, designed in compliance with ASTM D638 [29] (type IV) specifications, as depicted in Fig. 1. These specimens measure 121.5 mm in length with a minimum rectangular cross-section of $6 \times 10 \text{ mm}^2$.

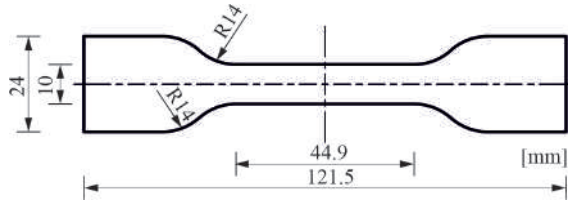


FIG. 1. The geometry of a tensile sample.

The specimens were crafted from PMMA resin (Technovit 3040, Heraeus Kulzer, Wehrheim, Germany [30]). According to the manufacturer's guidelines, the resin should be mixed at a ratio of 2:1, using Technovit 3040 Powder and Technovit Universal Liquid. The specifications for the resin, corresponding to the previously mentioned 2:1 powder to the solvent ratio, are detailed in Table 1.

TABLE 1. Specification of Technovit 3040 resin.

Solidification time [min]	8-10
Density [g/cm^3] (DIN53479)	1.18
Resilience [kJ/m^2] (DIN 13907)	7.1
Bending strength [N/mm^2]	96
Compressive strength [N/mm^2]	110
Young modulus [MPa]	2000–2300

In this study, we created four distinct mixtures, illustrated in Fig. 2: a control mixture using Technovit 3040 Powder (designated as mixture M1) and three additional mixtures incorporating varying amounts of CEN EN 196-1 standard sand [31], labelled as mixtures M2, M3, and M4. For each distinct mixture, we

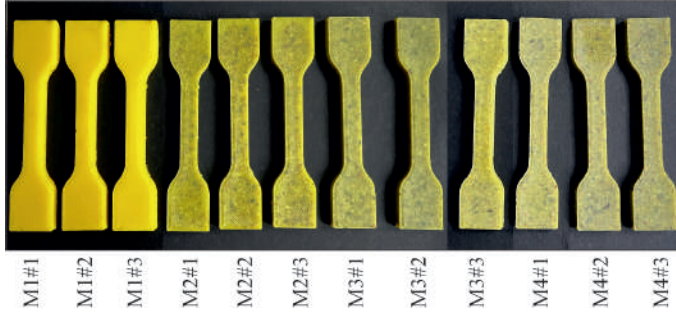


FIG. 2. Overview of tested sample variants: 12 samples across 4 mixture types.

prepared three samples, ensuring a robust data set. Table 2 presents the theoretical composition of these mixtures, showing the quantity of ingredients utilized prior to accounting for any losses during the sample moulding process. The need for a higher ratio of liquid to powder in the mixtures containing sand was to achieve a fluid consistency before the mixtures solidified. The table also indicates the volume ratio of sand and zeolite in the mixture. To counteract sand sedimentation at the bottom, 1g of zeolite was added to each of the sand-containing samples. We also investigated the solidification time of these mixtures, conducting the process in a stable environment with a temperature of 24 degrees Celsius and 37% humidity level. The content percentage was determined by comparing the weight of sand and zeolite to the post-solidification weight of the entire sample. All samples were shaped using silicone moulds.

TABLE 2. Composition of PMMA samples with varying sand and zeolite contents.

Mixture ID	Powder [g]	Liquid [g]	Sand [g]	Zeolite [g]	Sand and zeolite volume ratio [%]	Samples No.	Avg. density [g/cm ³]
M1	12	6.5	0	0	0	M1#1, M1#2, M1#3	1.08
M2	10	6.5	6	1	~ 20%	M2#1, M2#2, M2#3	1.35
M3	7	5	11	1	~ 36%	M3#1, M3#2, M3#3	1.54
M4	5	4.5	16	1	~ 52%	M4#1, M4#2, M4#3	1.73

2.2. Workability test

The consistency/workability [16] of each mixture type was assessed utilizing a scaled version of the cone method, traditionally employed in laboratories to determine the workability of cement mortars based on mixture flow, in accordance with the PN-EN 13395-1 [32]. A cone with dimensions of 40 mm in bottom diameter, 23 mm in top diameter, and 20 mm in height was used. Following the filling

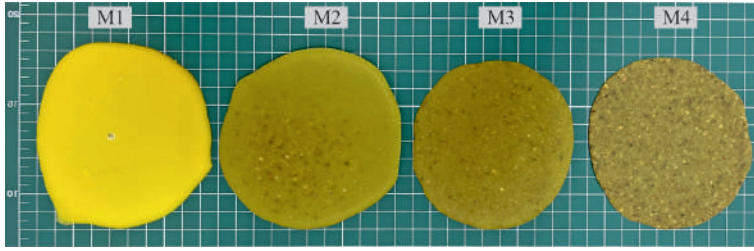


FIG. 3. The spreads after solidification.

of the cone with the mixture, its removal allowed for the measurement of the mixture's spread in two perpendicular directions. The spreads after solidification are depicted in Fig. 3.

2.3. Tensile test

Tensile testing was performed on four distinct sample types, each made from a resin mixture with varying amounts of sand. For each mixture type, three samples were tested using a Zwick/Roell Z10 universal testing machine (Zwick/Roell GmbH & Co. KG, Ulm, Germany). The procedure began with a 10 N preload on the specimen, followed by applying tension at a steady rate of 0.5 mm/min until failure. To assess strains in both horizontal and vertical directions, two virtual extensometers were utilized, as depicted in Fig. 4. Extensometer 1, with a length of 30 mm, recorded vertical deformations, whereas extensometer 2, measuring 8 mm in length, tracked horizontal deformations.

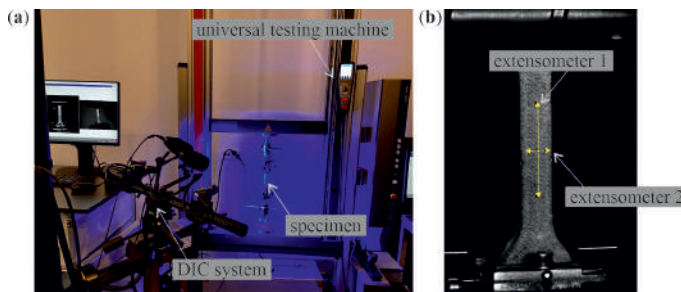


FIG. 4. Experimental setup (a) and configuration of extensometers (b).

3. Numerical model

To simulate the mechanical behaviour of samples composed of the epoxy resin and sand mixture, the Finite Element Method (FEM) approach was utilized, employing ABAQUS/CAE software (Dassault Systèmes, version 2023). The sample

geometry, mirroring the base dimensions of $44.9 \times 10 \times 6 \text{ mm}^3$ as shown in Fig. 1, was first generated. Using a Python script, sand particles, modelled as spheres with diameters ranging from 0.5 to 2 mm, were randomly distributed within the resin. This iterative process aimed to reach target volume ratios of sand to resin, spanning from 0% to the maximum filler volume of 52% as defined in Section 2, with increments of 1%, and ensured no particle collisions occurred.

Meshing was performed using a free mesh algorithm, resulting in a final mesh comprising 102,517 nodes and 593,513 linear quadrilateral elements (C3D4 type) with an element size of 0.5 mm. On the interface between sand particles and resin, nodes were shared to ensure seamless integration. Material models, assumed to be linearly elastic, were characterized by the parameters detailed in Table 3. The properties of the resin were derived from the experimental part of this study. The properties of quartz were obtained from Table II of [33], where the Voigt–Reuss–Hill averaging method was applied. To estimate the isotropic properties of the elastic modulus and Poisson’s ratio for our numerical model, we averaged the three values listed in that study.

TABLE 3. Material properties for numerical analysis.

No.	Material	Young’s Modulus [GPa]	Averaged Poisson’s ratio [–]	Reference
1	Resin	2.8049	0.3831	Current
2	Quartz	98.4367	0.0647	[33]

Boundary conditions reflective of uniaxial tensile tests were then applied, as illustrated in Fig. 5. The value of the prescribed extension was up to $\epsilon_z = 2\%$ in the longitudinal direction. The analysis was carried out under static mechanical conditions for each volume ratio, conducting 3 simulations per ratio to determine the average effective Young modulus E_{eff} , which is defined as follows:

$$(3.1) \quad E_{\text{eff}} = \frac{\sum_{i=1}^n F_i}{A_0 \times \frac{\Delta L}{L_0}},$$

where $\sum_{i=1}^n F_i$ is the total force applied along the longitudinal axis at the boundary of the specimen, A_0 denotes the initial cross-sectional area, ΔL is the displacement applied in the longitudinal direction, and L_0 signifies the initial length.

The transverse strain in the y -direction was determined in correspondence with the procedure from the experimental part. The average value for the central section of the specimen was analyzed. This section was offset by 1 mm from each edge, resulting in an initial width of $w_0 = 8 \text{ mm}$, as illustrated in Fig. 5. The transverse strain was calculated by averaging the differences between the deformed y -coordinates of nodes n_i and m_i , subtracting the initial width w_0 ,

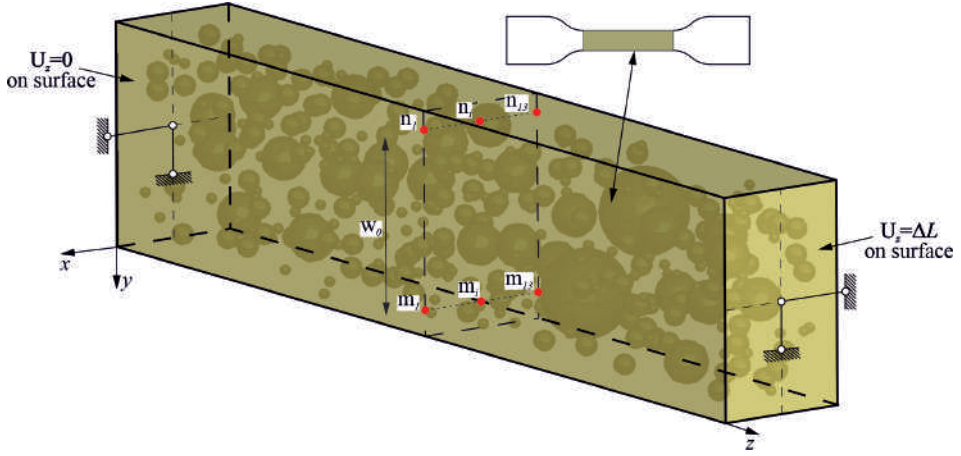


FIG. 5. Scheme of numerical model setup.

and finally dividing by w_0 . The formula is expressed as:

$$(3.2) \quad \epsilon_y = \frac{\frac{1}{13} \sum_{i=1}^{13} (m_i - n_i) - w_0}{w_0}.$$

The Poisson ratio was calculated as:

$$(3.3) \quad \nu = -\frac{\epsilon_y}{\epsilon_z}.$$

4. Results

4.1. Solidification time and workability

Table 4 presents the average solidification times across different sand concentrations in the samples. There was a strong correlation (with Pearson's correlation coefficient of 0.72) between the amount of sand and the time it took for the samples to fully solidify. This trend suggests that as the sand proportion in the mixture rises, so does the time required for the sample to completely

TABLE 4. Solidification time of analysed mixtures.

Mixture ID	Solidification time
M1	6 min 57 s $\pm$ 29 s
M2	7 min 15 s $\pm$ 19 s
M3	7 min 16 s $\pm$ 12 s
M4	9 min 36 s $\pm$ 20 s

harden. However, for the samples analysed in this study, there was also an increase in the liquid-to-powder ratio, which could influence solidification time. Therefore, establishing a direct cause-and-effect relationship between sand content and hardening time necessitates additional research. Workability tests, assessing how the mixture spreads, indicated a decrease in workability as sand content increased. Specifically, for sand contents of 20%, 36%, and 52%, there was the respective decrease in a spread diameter of about 1%, 9%, and 9%, when compared to the spread diameter of the sand-free mixture.

4.2. Tensile test and identification of material parameters

Young's modulus calculations were carried out for stresses between 2 and 10 MPa. The determination of Poisson's ratio involved using a linear function to fit the relationship between transverse and longitudinal strains, identifying the function's slope as Poisson's ratio. For samples containing 20%, 36%, and 52% sand, there was a respective increase in the average Young modulus of 108%, 174%, and 286% compared to the modulus of the sand-free sample. Concurrently, tensile strength decreased by 49%, 50%, and 55% for these sand contents. Poisson's ratio was reduced to 69%, 68%, and 66% of its original value. Table 5 summarizes the average failure strain, failure stress, Young's modulus, and Poisson's ratio, alongside their standard deviations (SD). Figure 6a displays the stress-strain curves for trials in the longitudinal direction, while Figure 6b illustrates these curves in the transverse direction. Figure 7 depicts the patterns of failure observed.

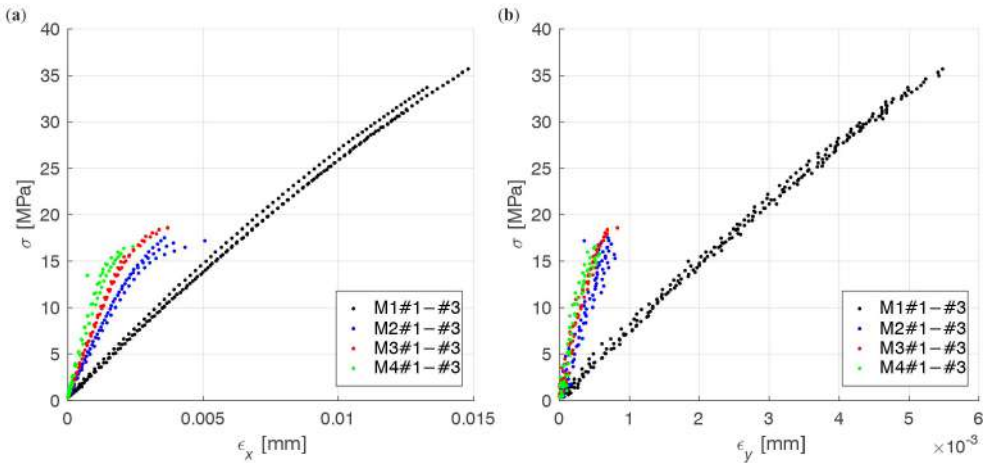


FIG. 6. Stress-strain curves for all samples evaluated: (a) longitudinal strains; (b) transverse strains.

TABLE 5. Mechanical properties of PMMA composites with varying percentages of sand and zeolite.

Mixture ID	Averaged failure strain $\pm$ SD [-]	Averaged failure stress $\pm$ SD [MPa]	Averaged Young modulus $\pm$ SD [GPa]	Averaged Poisson's ratio $\pm$ SD [-]
M1	0.0135 ± 0.0011	33.5309 ± 2.2293	2.805 ± 0.0799	0.3831 ± 0.0066
M2	0.0043 ± 0.0007	17.072 ± 0.5291	5.86 ± 0.3096	0.2627 ± 0.0285
M3	0.003 ± 0.0008	17.3402 ± 1.651	7.6794 ± 0.2226	0.262 ± 0.0287
M4	0.0019 ± 0.0005	15.6976 ± 0.9381	10.8139 ± 0.9554	0.2528 ± 0.0198



FIG. 7. Failure patterns of all samples.

4.3. FEM results

The FEM model analysis, which incorporated a matrix of randomly placed spherical sand particles, yielded Young's modulus values depicted in Fig. 8. While these values demonstrated a consistent pattern of increased stiffness with added sand, they did not fully align with experimental observations. To quantify

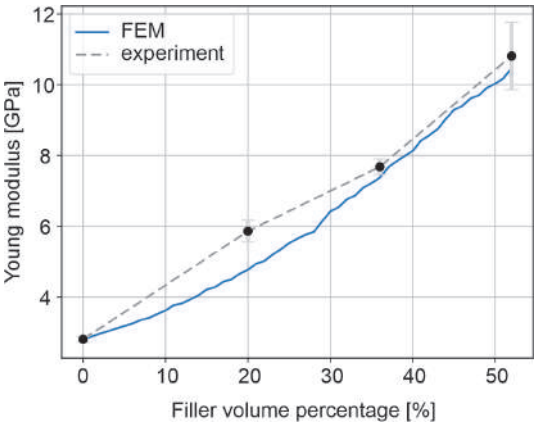


FIG. 8. Comparison of Young modulus results for experiment and FEM.

the relationship between the simulated and experimental data, we linearly interpolated the experimental results and calculated key statistical metrics: the Pearson correlation coefficient (PCC), the Normalized Root Mean Square Error (NRMSE), and the Mean Squared Error (MSE). The values obtained were MSE: 0.41, NRMSE: 0.10, and PCC: 0.99, suggesting a strong linear correlation between the simulation and experimental findings, despite the observed discrepancies in stiffness trends with an increasing sand content.

A comparison of the experimental and numerical Poisson's ratio for specific volume ratios is presented in the Table 6.

TABLE 6. Experimental and FEM averaged Poisson's ratio $\pm$ SD value.

Volume ratio [%]	Experimental Averaged Poisson's ratio $\pm$ SD [-]	Numerical Averaged Poisson's ratio $\pm$ SD [-]
20	0.2627 ± 0.0285	0.3062 ± 0.0410
36	0.262 ± 0.0287	0.2991 ± 0.02397
52	0.2528 ± 0.0198	0.2968 ± 0.03744

5. Discussion

This research demonstrated that the chosen ratio of components in the samples yielded a consistency suited for encapsulating biological specimens with complex geometries, a technique that has been effectively applied in biomechanical studies [18]. Increasing the sand content to 52% by volume marginally reduced the mixture's ease of handling by 9%, as per the solvent ratio discussed in the document. Adding sand significantly enhanced the resin's Young's modulus, making the composite stiffer, which is beneficial for mounting biological specimens. Although the tensile strength of the sand-infused resin was lower than that of pure resin, its failure stress remained adequate for supporting biological specimens, such as spinal ligaments. For instance, human spine ligaments can stretch from 1 mm to 13 mm under forces up to 900 N without failing [34–36]. Real-world applications involving the resin-sand composite for spinal ligament tests have validated these observations [18].

The possibility of reducing the powder component in favour of sand, without adversely affecting the material's suitability for biomechanical testing, suggests an area for further investigation. Despite the numerical models and experimental results agreeing on the trend of stiffness increasing with more sand, discrepancies in the precise values of Young's modulus were observed. These variances underscore the challenges and assumptions involved in numerical modelling of composite materials.

Moreover, the study demonstrated the potential of Technovit 3040 resin powder reduction in the preparation of biological material samples for mechanical tests. According to the 2022 price list [30], the cost of sample preparation can be reduced by 48.75%. What is more, the number of samples prepared can be doubled without compromising mechanical properties.

In numerical analysis of composites, simplifications such as perfect adhesion between the resin matrix and sand fillers, or assuming uniformly spherical sand particles, are often necessary to simplify complex simulations. However, real materials seldom exhibit these ideal conditions. Factors such as the bonding quality at the particle-matrix interface, variations in particle size, and the presence of voids or imperfections significantly affect the composite's mechanical properties but are frequently simplified in simulations [37].

Furthermore, representing sand particles as spherical in the finite element method (FEM) models might not capture the true, irregular shapes found in the resin, potentially altering the predicted stress distribution within the composite.

The discrepancy in Young's modulus values between the experimental and simulation results at a 20% volume fraction of sand can be attributed to a non-uniform distribution of sand particles in the experimental specimen. Because liquid PMMA has a lower density than sand particles, the inclusions tend to settle at the bottom during preparation, leading to localized densifications that increase stiffness in those regions – effects that standard modeling assumptions, which presume a random distribution of inclusions, cannot predict. In the experimental setup, virtual extensometers observed the bottom face of the specimen, capturing these localized increases in stiffness. In contrast, the numerical model distributes the inclusions more uniformly throughout the specimen, failing to account for the stiffness variations caused by particle settling.

6. Conclusions

This study has shown that it is both feasible and advantageous to enhance the mechanical properties of PMMA for biomechanical uses by incorporating sand. This modification not only increases the stiffness of the material, making it better suited for embedding biological specimens, but it also offers a more cost-effective and potentially more environmentally friendly alternative to pure PMMA. Although accurately modelling the composite material poses certain challenges, the encouraging agreement between experimental and numerical findings underscores the efficacy of numerical analyses in predicting the behaviour of PMMA-sand composites. Future research should concentrate on optimizing the numerical models to better understand the composite's behaviour and extend its applications in biomechanical engineering.

Declaration of Competing Interest

The authors declare that they have no known competing commercial interests or personal relationships that could have appeared to influence the work reported in this paper.

Acknowledgements

The study was financed by the National Science Centre, Poland, under the project No. UMO-2020/37/B/ST8/03231.

References

1. A. BOGER, P. HEINI, M. WINDOLF, E. SCHNEIDER, *Adjacent vertebral failure after vertebroplasty: a biomechanical study of low-modulus PMMA cement*, European Spine Journal, **16**, 2118–2125, 2007, <https://doi.org/10.1007/s00586-007-0473-0>.
2. T. THIELEN, S. MAAS, A. ZUERBES, D. WALDMANN, J. KELM, *Mechanical material properties of polymethylmethacrylate (PMMA) for medical applications*, Materials Testing, **51**, 203–209, 2009, <https://doi.org/10.3139/120.110029>.
3. R.Q. FRAZER, R.T. BYRON, P.B. OSBORNE, K.P. WEST, *PMMA: An essential material in medicine and dentistry*, Journal of Long-Term Effects of Medical Implants, **15**, 629–639, 2005, <https://doi.org/10.1615/JLongTermEffMedImplants.v15.i6.60>.
4. G.O. MARTÍNEZ-BARRERA, O. GENÇEL, J.M.L. REIS, *Civil engineering applications of polymer composites*, International Journal of Polymer Science, 1–2, 2016, <https://doi.org/10.1155/2016/3941504>.
5. U. ALI, K.J.BT. A. KARIM, N.A. BUANG, *A Review of the properties and applications of poly(methyl methacrylate) (PMMA)*, Polymer Reviews, **55**, 678–705, 2015, <https://doi.org/10.1080/15583724.2015.1031377>.
6. A. HAZIM, H.M. ABDULJALIL, A. HASHIM, *Structural, spectroscopic, electronic and optical properties of novel platinum doped (PMMA/ZrO₂) and (PMMA/Al₂O₃) nanocomposites for electronics devices*, Transactions on Electrical and Electronic Materials, **21**, 550–563, 2020, <https://doi.org/10.1007/s42341-020-00210-2>.
7. R.Y. HONG, H.P. FU, Y.J. ZHANG, L. LIU, J. WANG, H.Z. LI, *Surface-modified silica nanoparticles for reinforcement of PMMA*, Journal of Applied Polymer Science, **105**, 2176–2184, 2007, <https://doi.org/10.1002/app.26164>.
8. G.R. LASHKARIPOUR, R. AJALLOEIAN, *Determination of silica sand stiffness*, Engineering Geology, **68**, 225–236, 2003, [https://doi.org/10.1016/S0013-7952\(02\)00229-6](https://doi.org/10.1016/S0013-7952(02)00229-6).
9. J. THOLE, C. BECKERMAN, *Measurement of elastic modulus of PUNB bonded sand as a function of temperature*, International Journal of Metalcasting, **4**, 7–18, 2010, <https://doi.org/10.1007/BF03355499>.
10. Y. LU, H. WANG, A.A. LUO, K. RIPPLINGER, *Process simulation and experimental validation of resin-bonded silica sand mold casting*, American Foundry Society Transactions, **125**, 215–220, 2017.

11. M.M. ISLAM, M.A. KABIR, H. KABIR, F. AHMED, M.A. GAFUR, *Physical, mechanical and thermal properties of sand reinforced polyester resin composite*, International Letters of Chemistry, Physics and Astronomy, **56**, 99–103, 2015, <https://doi.org/0.18052/www.scipress.com/ILCPA.56.99>.
12. H. BARGAOUI, F. AZZOUZ, D. THIBAUT, G. CAILLETAUD, *Thermomechanical behavior of resin bonded foundry sand cores during casting*, Journal of Materials Processing Technology, <https://doi.org/10.1016/j.jmatprotec.2017.03.002>.
13. G.R. CHATE, G.C.M. PATEL, R.M. KULKARNI, P. VERNEKAR, A.S. DESHPANDE, M.B. PARAPPAGODAR, *Study of the effect of nano-silica particles on resin-bonded moulding sand properties and quality of casting*, Silicon, **10**, 1921–1936, 2018, <https://doi.org/10.1007/s12633-017-9705-z>.
14. D. YEMAM, B.-J. KIM, J.-Y. MOON, C. YI, *Mechanical properties of epoxy resin mortar with sand washing waste as filler*, Materials, **10**, 246, 2017, <https://doi.org/0.3390/ma10030246>.
15. C.A. ANAGNOSTOPOULOS, T.T. PAPALIANGAS, *Experimental investigation of epoxy resin and sand mixes*, Journal of Geotechnical and Geoenvironmental Engineering, **138**, 841–9, 2012, [https://doi.org/10.1061/\(ASCE\)GT.1943-5606.0000648](https://doi.org/10.1061/(ASCE)GT.1943-5606.0000648).
16. E. OZEREN OZGUL, M.H. OZKUL, *Effects of epoxy, hardener, and diluent types on the workability of epoxy mixtures*, Construction and Building Materials, **158**, 369–77, 2018, <https://doi.org/10.1016/j.conbuildmat.2017.10.008>.
17. S.F.E. MATTUCCI, D.S. CRONIN, *A method to characterize average cervical spine ligament response based on raw data sets for implementation into injury biomechanics models*, Journal of the Mechanical Behaviour of Biomedical Materials, **41**, 251–60, 2015, <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2014.09.023>.
18. R. WOLNY, T. WICZENBACH, A.J. ANDRZEJEWSKA, J.H. SPODNIK, *Mechanical response of human thoracic spine ligaments under quasi-static loading: An experimental study*, Journal of the Mechanical Behaviour of Biomedical Materials, **151**, 106404, 2024, <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2024.106404>.
19. H.-J. WILKE, A. HERKOMMER, K. WERNER, C. LIEBSCH, *In vitro analysis of the segmental flexibility of the thoracic spine*, PLOS One, **12**, 5, e0177823, 2017, <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0177823>.
20. J.J. COSTI, E.H. LEDET, G.D. O'CONNELL, *Spine biomechanical testing methodologies: The controversy of consensus vs scientific evidence*, JOR Spine 202, **4**, 1, 2021, <https://doi.org/10.1002/jsp2.1138>.
21. R. HIGUCHI, T. YOKOZEKI, K. NISHIDA, C. KAWAMURA, T. SUGIYAMA, T. MIYANAGA, *High-fidelity computational micromechanics of composite materials using image-based periodic representative volume element*, Composite Structures, **328**, 117726, 2024, <https://doi.org/10.1016/j.compstruct.2023.117726>.
22. J. QU, M. CHERKAOUI, *Fundamentals of Micromechanics of Solids*, Wiley, 2006, <https://doi.org/10.1002/9780470117835>.
23. V.A. BURYACHENKO, *Micromechanics of Heterogenous Materials*, Springer, Boston, MA, 2007, <https://doi.org/10.1007/978-0-387-68485-7>.
24. S. YILMAZ, *An approach for predicting the elastic modulus of heterogeneous materials*, Materials and Design, **30**, 2938–45, 2009, <https://doi.org/10.1016/j.matdes.2009.01.001>.

25. K. MAZUR, M. KRAWCZUK, L. DĄBROWSKI, *A new finite element with variable Young's modulus*, International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering, **39**, 7, e3712, 2023, <https://doi.org/10.1002/cnm.3712>.
26. D. GROSS, T. SEELIG, *Fracture Mechanics*, Springer, Berlin, Heidelberg, 2011, <https://doi.org/10.1007/978-3-642-19240-1>.
27. J. YVONNET, *Computational Homogenization of Heterogeneous Materials with Finite Elements*, **258**, Springer International Publishing, Cham, 2019, <https://doi.org/10.1007/978-3-030-18383-7>.
28. A. SABIK, M. RUCKA, A. ANDRZEJEWSKA, E. WOJTCZAK, *Tensile failure study of 3D printed 366 PLA using DIC technique and FEM analysis*, Mechanics of Materials, **175**, 104506, 2022, <https://doi.org/10.1016/j.mechmat.2022.104506>.
29. ASTM F2792–12, *Standard terminology for additive manufacturing technologies*, ASTM International, 2012.
30. Kulzer GmbH, *Kulzer Technik 2023*, <https://kulzer-technik.com/en-kt/en-kt/home/homepage.html>.
31. PN-EN 196-1:2016-07, *Metody badania cementu – Część 1: Oznaczanie wytrzymałości*, EN 196-1:2, Polski Komitet Normalizacyjny, 2016.
32. PN-EN 13395-1:2004. *Wyroby i systemy do ochrony i naprawy konstrukcji betonowych – Metody badań – Oznaczanie urabialności – Część 1: Badanie płynięcia zapraw tiksotropowych*, EN 13395-1, 2004.
33. P. HEYLIGER, H. LEDBETTER, S. KIM, *Elastic constants of natural quartz*, Journal of the Acoustical Society of America, **114**, 644–50, 2003, <https://doi.org/10.1121/1.1593063>.
34. F.A. PINTAR, N. YOGANANDAN, T. MYERS, A. ELHAGEDIAB, A. SANCES, *Biomechanical properties 380 of human lumbar spine ligaments*, Journal of Biomechanics, **25**, 11, 1351–6, 1992, [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(92\)90290-H](https://doi.org/10.1016/0021-9290(92)90290-H).
35. N. YOGANANDAN, S. KUMARESAN, F.A. PINTAR, *Geometric and mechanical properties of human cervical spine ligaments*, Journal of Biomechanical Engineering, **122**, 623–9, 2000, <https://doi.org/10.1115/1.1322034>.
36. J. CHAZAL, A. TANGUY, M. BOURGES, G. GAUREL, G. ESCANDE, M. GUILLOT, G. VANNEUVILLE, *Biomechanical properties of spinal ligaments and a histological study of the supraspinal ligament in traction*, Journal of Biomechanics, **18**, 167–76, 1985, [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(85\)90202-7](https://doi.org/10.1016/0021-9290(85)90202-7).
37. L. WENG, Y. SHEN, T. FAN, J. XU, *A study of interface damage on mechanical properties of particle-reinforced composites*, Journal of The Minerals, Metals and Materials Society (JOM), **67**, 1499–504, 2015, <https://doi.org/10.1007/s11837-015-1413-9>.

Received September 18, 2024; revised version November 30, 2024.

Published online February 11, 2025.



OPEN Experimental evaluation and constitutive modelling of cervical spine ligaments under low and high strain rates

Radosław Wolny¹, Tomasz Wiczenbach^{1✉}, Łukasz Pachocki¹, Angela Andrzejewska-Sroka¹, Agnieszka Sabik¹, Błażej Meronk¹, Karol Daszkiewicz¹, Magdalena Rucka¹, Wojciech Witkowski¹, Edyta Spodnik², Jan Henryk Spodnik², Ilya Krypets², Piotr Łuczkiwicz³ & Krzysztof Wilde¹

In the paper the mechanical behavior under low (0.5 s^{-1}) and high-strain rate (50 s^{-1}) of four human cervical spine ligaments, anterior longitudinal ligament (ALL), posterior longitudinal ligament (PLL), ligamentum flava (LF), and capsular ligament (CL), harvested from elderly donors (70–90 years) is investigated. Results highlight that the PLL, LF, and CL exhibit statistically significant increases in stiffness and elastic modulus under high-strain loading. An increase in the failure force was observed only for the PLL and LF at 50 s^{-1} . Meta-regression analyses revealed that age exerts a negative influence on certain mechanical parameters, emphasizing the need for age-matched biomechanical data in both clinical and computational studies. A visco-hyperelastic constitutive model was fitted to the experimental stress-stretch curves, capturing both low-strain and high-strain rate responses with high goodness-of-fit metrics. Presented results advance understanding of ligament mechanics in older populations and offer valuable data for improving mathematical models aimed at injury prediction, particularly for high-impact events.

Keywords Human cervical spine ligaments, Strain-rate dependent mechanical properties, Visco-hyperelastic constitutive law, Biomechanics

Cervical spine ligaments, including the anterior longitudinal ligament (ALL), the posterior longitudinal ligament (PLL), the ligamentum flava (LF), and the capsular ligament (CL), are critical for maintaining the structural integrity and functionality of the neck¹. They can be subjected to complex mechanical forces with strain-rates varying from relatively low, typical for usual daily activities, to high, occurring in sudden, high-velocity events like, e.g., sport-related impacts, falls, or car crash accidents. Sudden and unexpected spine movements that exceed the physiological range can cause ligament damage². Thus, accurate identification of specific stress and strain thresholds that lead to ligament rupture is crucial for the effective design of spinal protection devices and safety features in vehicles, such as seat belts and headrests^{3,4}.

To date, the mechanical response of human cervical spine ligaments has been studied under low^{1,5–7} or high-strain rate^{8,9}. However, the analysis of the influence of strain rate on their properties is limited^{10–12}. In¹⁰ it was considered for a younger population only. While in¹¹ relatively low-strain rates were investigated, and in¹² only two ligaments from an unspecified population were investigated. Consequently, despite their increased susceptibility to injury, older individuals have received comparatively less attention in the investigation of viscous properties. This emphasizes the need to extend the study of both the strain-rate effect and ageing on ligament biomechanical properties. The ageing population presents unique challenges due to age-related changes of biomechanical properties, such as reduced elasticity, altered collagen composition, and decreased cross-sectional areas, which can affect injury patterns and recovery processes¹³. Understanding how the mechanical behavior of cervical spine ligaments changes with age is crucial for developing more effective injury prevention

¹Department of Mechanics of Materials and Structures, Faculty of Civil and Environmental Engineering, Gdańsk University of Technology, Narutowicza 11/12, Gdańsk 80-233, Poland. ²Division of Anatomy and Neurobiology, Department of Anatomy, Medical University of Gdańsk, Gdańsk 80-210, Poland. ³II Clinic of Orthopaedics and Kinetic Organ Traumatology, Medical University of Gdańsk, Smoluchowskiego, Gdańsk 80-210, Poland. ✉email: tomasz.wiczenbach@pg.edu.pl

and treatment strategies for the elderly population, who are at a higher risk of sustaining cervical spine injuries due to factors like decreased muscle strength and balance.

Nowadays, the development of these strategies can be successfully supported by numerical simulations. Indispensable tools in this field are the human body models (HBMs), such as the Total Human Model for Safety (THUMS) and the VIVA+^{4,14–16}. They aim to simulate the response of the human body under various loading conditions and are often used in analyses of advanced safety systems, like airbags or road safety barriers, etc.⁶. These models provide information about the complex mechanisms underlying injury without the ethical and practical constraints associated with cadaveric testing¹⁷. However, the accuracy of HBMs is limited by the biomechanical data they incorporate. These limitations are related especially to the geometry and material parameters of the tissues and organs. Most existing HBMs are based on data derived from younger cadavers and simplifying assumptions, which do not adequately capture the nuanced biomechanical properties of tissues in older populations¹⁸. Incorporating accurate, age-specific biomechanical data into HBMs is, therefore, crucial for enhancing their predictive accuracy and ensuring their relevance across diverse anthropometric groups. Thus, age-related alterations in ligament structure and function warrant further investigation. To the best of the authors' knowledge, previous studies have not comprehensively described the strain rate effect on the mechanics of cervical ligaments and their properties under high-strain rates typical of real-world injuries^{5,6,19} in the elderly population.

Taking the above into account, this work presents an investigation of the low-strain and high-strain rate tensile response characteristics of cervical spine ligaments from older adult cadavers²⁰. The study involves experimental tensile testing of ligament samples, followed by developing a potential constitutive model that accurately matches the observed experimental data. In the authors' opinion, the anticipated outcomes of the work can serve as a valuable support across a range of practical fields, such as e.g., the design of therapeutic and injury prevention techniques for the elderly population and improvements of vertebral column models in *silico* studies, including those with HBMs^{14,15,21,22}.

Materials and methods

Gratitude to the body donors and their families is conveyed in the **Acknowledgements** in accordance with the guidelines of²³. All cadavers analyzed in this work were acquired through a body donation program, following consent for use in educational and scientific activities. The study protocol received approval from the Institutional Ethics Committee (IRB reference: Ordinance No. 26/2016 of the Rector of the Medical University of Gdańsk, dated June 6, 2016, concerning the “Program of Conscious Donation of Corpses”). A total of seven human cervical spines (mean donor age 78 years within a range 70–90) were obtained. The donor group comprised two males and five females, with an average weight of 78 kg (range 60–90 kg) and an average height of 172 cm (range 150–190 cm). Within 24–48 h postmortem, specimens of 15 ALL, 17 PLL, 13 LF, and 29 CL were isolated. Only those ligaments without any detectable pre-existing bone or soft-tissue pathology were included. Relevant anthropometric data, specifically age, gender, weight, height, and autopsy details, were collected and recorded for each donor in Table 1.

Specimens

Preparation

Each spine was harvested through a posterior approach. Two sagittal skin incisions were initially made, positioned 30–40 mm lateral to the posterior midline on each side of the spine. This incision extended from the occipital bone to the sacrum. The skin flap, along with underlying subcutaneous tissue, was dissected and excised. Subsequently, the dorsal muscles were detached from their cranial attachments. The muscles spanning the spinous processes, including the dorsal extensor muscles, were systematically dissected and removed. Next, the atlantooccipital and sacroiliac joints were resected. The ribs were transected approximately 10 mm lateral to the transverse processes, and the sacrum was horizontally sectioned at the S2/S3 level. The quadratus lumborum muscles were also debrided. Following these procedures, the entire spine was extracted and examined from an anterior view, with particular attention to the diaphragm and the psoas major muscles.

The spine was then lavaged three times with chilled saline (0.9% NaCl) at approximately 6 °C, each lavage lasting 15 min. The vertebral column was segmented after removing the short muscles and excising remnants of ribs at the costovertebral joints. The isolated segment of the entire cervical spine (C2–T1, with *Ci* and *Ti* standing for the *i*-th vertebra of the cervical and thoracic spine, respectively) was divided into functional spine

Cadaver No.	Sex, m/f	Weight*, kg	Height*, cm	Age, years	Strain rate, Low/High	Number of Samples
1	m	90	190	90	High	6
2	m	80	180	73	High	12
3	f	90	175	70	Low	11
4	f	90	175	75	Low	12
5	f	65	170	78	Low	13
6	f	70	165	84	High	6
7	f	60	150	76	High	14

Table 1. Cadaver demographic and anthropometric data *rounded to the nearest multiple of 5.

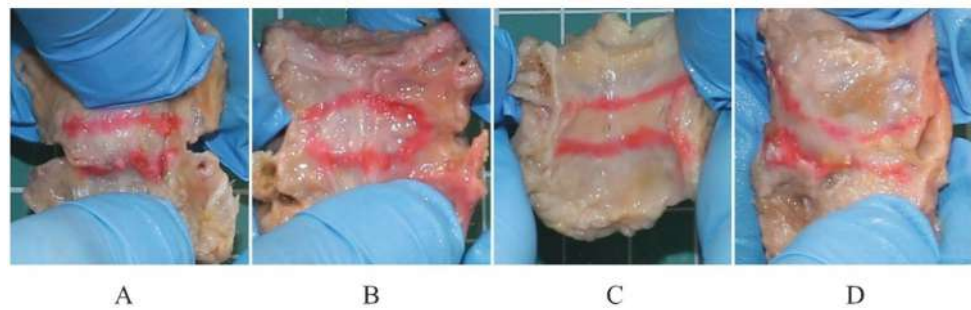


Fig. 1. The BLB specimens. (A) ALL, (B) PLL, (C) LF, and (D) CL

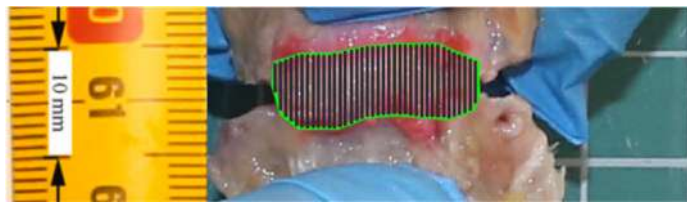


Fig. 2. Determination of the initial length for ALL in a CAD environment

units (FSUs). First, the intervertebral discs were cut, then the ligaments were dissected, and the facet joints were excised every other level, resulting in three FSUs named as C2–C3, C4–C5, and C6–C7.

Next, the obtained vertebra-disc-vertebra units were dissected to obtain the desired bone-ligament-bone (BLB) specimens (see Fig. 1). From each segment, the ALL, PLL, LF, and CL (left and right) were collected. The ligaments were then cleaned of fatty tissue. The ALL and PLL were separated from the bisected intervertebral disc. The nucleus pulposus was removed first, after which the annulus fibrosus (AF) was separated from the vertebral bodies along both the superior and inferior cartilaginous endplates (CEP). Final dissection of the AF from the deep layers of the longitudinal ligaments was initiated from the lateral aspects, taking into account morphological differences in fiber structure and orientation between the longitudinal ligaments and the AF. While the AF is characterized by a lamellar architecture with circumferentially arranged fiber bundles, the longitudinal ligaments consist of longitudinally oriented fiber bundles. The ligaments were then cleaned of fatty tissue. Preparation of the vertebral column and ligaments was performed by experienced anatomists using sharp and blunt techniques and a variety of dissection instruments. Each of the obtained samples was wrapped in multiple layers of lignin soaked in isotonic saline solution, then placed in a string bag and frozen at -20°C .

Geometry measurements

The boundaries of the ligaments were identified by an anatomy specialist through visual assessment of tissue texture, a tactile evaluation of differences in stiffness, and an analysis of the displacement range during the rotation of bone fragments. The initial length l of the ligament was assumed as the average distance between the bone attachments. To determine this, the boundaries of the ligaments were marked at the edge of the bone using a copying pencil, and the specimens were subjected to an initial preload of approximately 50 g. Next, photographs were taken from both sides of each specimen with the camera mounted on a tripod. The camera was aligned so that its optical axis was as perpendicular as possible to the background reference ruler. These photographic images were then uploaded to a computer-aided design environment (AutoCAD, Autodesk, Inc., USA) for further analysis. The images were scaled to their true size using a ruler with 1 mm divisions. The midlines of the marks were drawn with polylines whose width was set to 0. The boundary of the tested ligament is indicated by the green line in Fig. 2. A vertical array of black lines was drawn at 0.5 mm intervals, and the distance between boundaries was measured along each line. The initial length l was subsequently defined as the mean distance averaged across all such lines with 0.1 mm precision and was used to calculate the specimens' stretch λ . Following the approach described in reference¹⁰, the cross-sectional area A of each sample was estimated using the length-to-area ratio r . The ratios r for all ligaments were determined based on the mean values from the study⁷. For the LFs, and CLs, the relevant length corresponds directly to the initial length l . However, for the ALL and PLL, the relevant length is defined as the distance between the centers of adjacent vertebrae. For these ligaments, the centers of the vertebrae were identified as the midpoint of the distance between the ligament attachments to the vertebrae, and the inter-centroid distance was subsequently measured within the graphical software^{7,8,10}.

Mounting to the testing machine

The samples were removed from the freezer and placed in saline for approximately one hour. To mount the BLB samples in the testing machine, the specimens were placed into 3D-printed PLA cups²⁴ and potted using resin

(Technovit 3040, Kulzer GmbH) mixed with sand (CEN EN 196-1 standard)²⁵. To enhance friction between the bone and the resin and to mitigate damage associated with boundary effects, the BLB complexes were reinforced as shown in Fig. 3. For ALL and PLL, sandpaper was applied to improve grip. Additionally, two cable ties were used to compress the vertebral body longitudinally, and circumferential wire wrapping was used for further stabilization (see Fig. 3A and B). For the LF, a centrally positioned steel screw was inserted into the middle of the bone (Fig. 3C), along with longitudinal reinforcement using cable ties. The CL BLB complexes were reinforced both circumferentially and longitudinally using wire ties (see Fig. 3D).

The casting of the reinforced samples was conducted as follows: for the ALL and the PLL samples, the cups were filled up to the level of the ligament attachment. For the LF, the cups were filled to completely cover the centrally positioned screw. Similarly, for the CL, the resin mixture was added to cover all applied reinforcement. During the curing process, the samples were wrapped in saline-soaked lignin to maintain moisture. After 15 min, the opposite side of each sample was mounted following the same procedure. Once both sides were prepared, the samples were wrapped in several layers of plastic stretch film and stored in a refrigerator at approximately 5 °C for 24 h to ensure complete curing.

Tensile tests

Low-strain rate

Before testing, the samples were removed from the refrigerator and immersed in physiological saline solution. Then samples were mounted in the tensile testing machine and subjected to an initial preload of 5 N tensile force, applied at a strain rate of 0.5 s^{-1} ¹⁰. Subsequently, the samples were allowed to relax for 60 s²⁶. Then, preconditioning was performed, which involved 60 cycles of 10% strain ($0.1l$) at a frequency of 1 Hz, followed by a 60 s recovery period. During the tensile testing phase, the samples were continuously strained at a rate of 0.5 s^{-1} until complete rupture. All tests were conducted in an environmental chamber (see Fig. 4B) maintained at a constant temperature of 36.6 °C and a minimum relative humidity of 95%.

The tests were carried out using a custom-designed machine (Patent application: P443948) (see Fig. 4A). This device features an AC stepper motor (Leadshine ELM-0400LH60F-SS-400 W) controlled by a servo controller (Leadshine ELP-RS400Z, 0.001 mm accuracy), which is connected to a linear module (YR-HGWS60K SFU1605). Force data were acquired from three bottom-mounted load cells (Utilcell M140, up to 1500 N). The displacement of the load cell (bracket) was recorded using a servo controller and a universal amplifier HBM QuantumX MX840A (Hottinger Baldwin Messtechnik, Germany) with Catman Data Acquisition Software.

High-strain rate

The high-strain rate tests were conducted using a modified version of the custom-designed tensile testing machine described in the previous section (see Fig. 5). The top-mounted load cell (bracket) was replaced with a rigid bracket. A steel guide with an absorber was installed through the hole in the rigid bracket. Preconditioning and data acquisition were carried out in the same way as described in the low-strain rate test section. To avoid eccentric position of the sample, a 3D-printed stabilizer with leveling screws was used. During the high-strain rate tensile test, the machine accelerated the rigid bracket to a strain rate of 50 s^{-1} and maintained this value until the sample completely ruptured. The test configuration required a modification of the environmental control procedure. Instead of an environmental chamber, the specimens were stored in physiological saline solution at 36.6 °C immediately prior to testing. The entire main test was conducted within 10 min of removing the specimen from the solution.

Force-displacement post-processing

The post-processing steps described below were carried out in a custom Python script. A standardized post-processing procedure was implemented to extract characteristic regions and points from low-strain and high-strain rate ligament tensile tests. The raw force-displacement curves were segmented based on the well-established three-phase response of ligamentous tissue: (1) the toe region (from the initial point to the I transition point), (2) the linear region (between the I and II transition point), and (3) the sub-failure region (spanning from the II transition point to the failure point) (see Fig. 6)^{11,27}. These points (initial, I transition, II transition, and the failure points) were systematically identified using a multi-step computational method, summarized as follows.

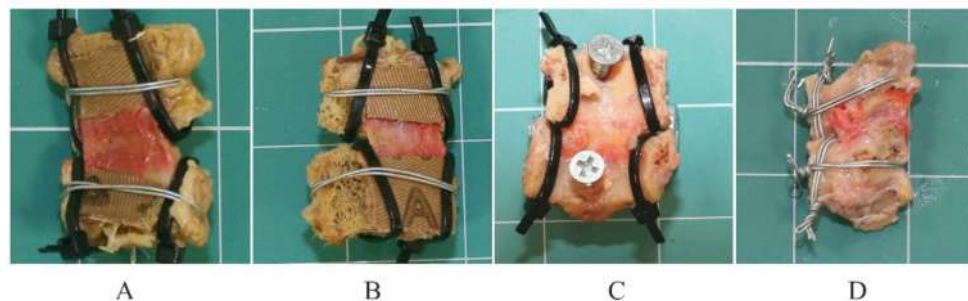


Fig. 3. Reinforcement of bone parts. (A) ALL - front view, (B) PLL - front view, (C) LF - front view, and (D) CL - side view

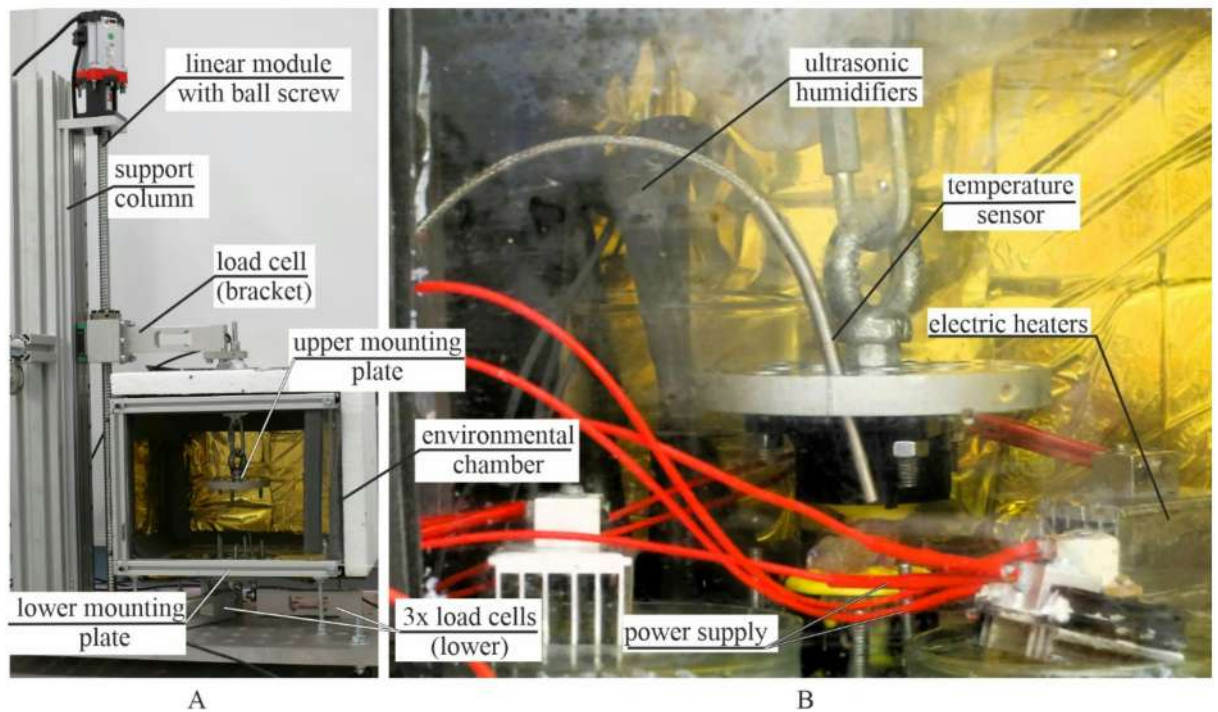


Fig. 4. Experimental setup for low-strain rate test: (A) custom-made machine (B) environmental chamber

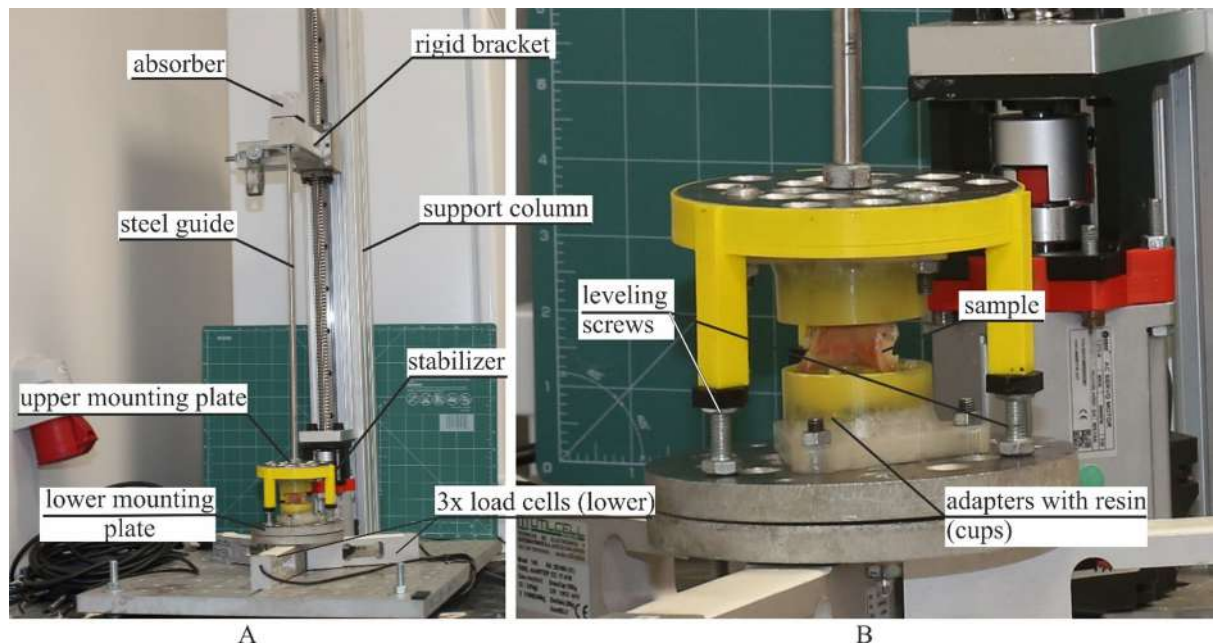


Fig. 5. Experimental setup for high-strain rate test: (A) custom-made machine (B) sample view

The raw data (displacement Δu and force F) were smoothed with Savitzky–Golay filters to obtain a stable derivative of the force signal. An onset index of relevant data was established by requiring that both the smoothed derivative and the force exceed specified thresholds for a persistent window of samples. Additional points before the onset index were included in the clipped data to retain enough data for subsequent filtering. Then, the load-displacement curve was trimmed slightly beyond the peak force to ensure that the clipped data included the full ligament test.

Next, the clipped data were processed using a fifth-order, two-pole, Butterworth low-pass filter and an adaptive cutoff frequency selection approach. Cutoff frequencies were determined by integrating the Energy

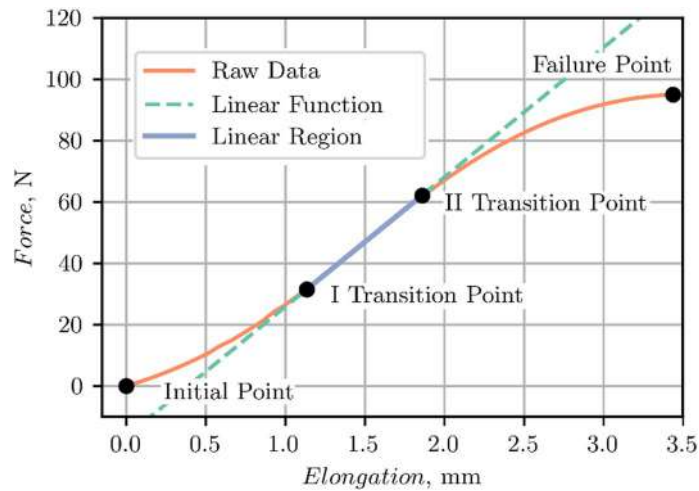


Fig. 6. Typical points of force-elongation curve

Spectral Density of the force signal until 95% of the energy was captured²⁸. Additionally, a maximum cutoff frequency of 300 Hz was adopted to consider the physiological limitations of wave propagation in soft tissues based on SAEJ211 guidelines²⁹. This hybrid approach suppressed measurement noise, without attenuating the relevant mechanical response. After filtering, indices corresponding to the initial point and failure point were identified in near-zero derivative regions to eliminate redundant data associated with machine stabilisation or late-stage noise.

The linear region for identifying the I and II transition points (see Fig. 6) was found by a binary search that located the largest segment exhibiting a linear fit (adjusted $R^2 > 99.5\%$) above a threshold. The segments from early toe and later sub-failure regions were excluded by imposing displacement bounds.

Averaging of experimental curves

The displacement increment Δu was used to calculate each specimen stretch value with the following formula $\lambda = \frac{l + \Delta u}{l}$, where l is sample's initial length. To obtain the corresponding stress value $P = \frac{F}{A}$ (the engineering stress), force F value was divided by sample's initial cross-sectional area A . Characteristic points (I and II transition points) on the stress-stretch curves were averaged to obtain average ligament curves up to the averaged II transition points. Then, a linear function was fitted between the averaged I and II transition points, whereas the average tissue response between the initial point and the I transition point was captured by an exponential convex function, maintaining C^1 continuity with the linear function and ensuring a non-decreasing trend.

Transversely isotropic visco-hyperelastic constitutive model

The ligament structure is conceptualized as a composite material consisting of a base extracellular matrix strengthened by embedded collagen fibers.

The hyperelastic potential function, W_{iso}^e is split into the matrix W_m^e and fibers W_f^e parts^{1,30}:

$$W_{iso}^e(\bar{I}_1, J, \bar{I}_4) = W_m^e(\bar{I}_1, J) + W_f^e(\bar{I}_4), \quad (1)$$

where $J = \det(\mathbf{F})$ is the Jacobian of deformation gradient $\mathbf{F}$, variables $\bar{I}_1 = \text{tr}(\bar{\mathbf{C}})$, $\bar{I}_4 = \mathbf{A}_0 : \bar{\mathbf{C}}$ are invariants of right Cauchy-Green tensor $\bar{\mathbf{C}} = \bar{\mathbf{F}}^T \bar{\mathbf{F}}$, in which $\bar{\mathbf{F}} = J^{-\frac{1}{3}} \mathbf{F}$, and $\mathbf{A}_0 = \mathbf{a}_0 \otimes \mathbf{a}_0$ is the fiber direction tensor in initial configuration.

A Neo-Hookean model was used to describe the matrix part W_m^e ³¹ with volumetric term suggested by Martins et al.³², resulting in:

$$W_m^e(\bar{I}_1, J) = C_{10} \left(\bar{I}_1 - 3 \right) + \frac{1}{D_1} (J - 1)^2, \quad (2)$$

where $C_{10} = 0.5\mu$, μ is a shear modulus in MPa, $D_1 = \frac{2}{K}$ is a compressibility constant in MPa^{-1} and K in MPa represents the bulk stiffness³³. For incompressible materials, D_1 can be also calculated using:

$$D_1 = \frac{3(1 - 2\nu)}{\mu(1 + \nu)}, \quad (3)$$

where ν is the Poisson ratio.

The polynomial function capturing the behavior of the fibers is expressed as:

$$W_f^e(\bar{I}_4) = \begin{cases} 0, & \bar{I}_4 \leq 1 \\ C_2(\bar{I}_4 - 1)^2 + C_3(\bar{I}_4 - 1)^4, & \bar{I}_4 > 1 \end{cases} \quad (4)$$

The viscous isochoric component ψ_{iso}^v is associated with both the matrix, and the fibers, characterized by the material constants η_1 , η_2 , respectively. The contributions from these terms are added according to the method proposed by^{30,34,35}:

$$\psi_{iso}^v(\bar{I}_1, \bar{J}_2, \bar{I}_4, \bar{J}_5) = \psi_m^v(\bar{I}_1, \bar{J}_2) + \psi_f^v(\bar{I}_4, \bar{J}_5), \quad (5)$$

$$\psi_{iso}^v(\bar{I}_1, \bar{J}_2, \bar{I}_4, \bar{J}_5) = \begin{cases} \eta_1 \bar{J}_2 (\bar{I}_1 - 3), & \bar{I}_4 \leq 1 \\ \eta_1 \bar{J}_2 (\bar{I}_1 - 3) + \frac{1}{2} \eta_2 \bar{J}_5 (\bar{I}_4 - 1)^2, & \bar{I}_4 > 1 \end{cases} \quad (6)$$

where $\bar{J}_2 = \frac{1}{2} \text{tr}(\dot{\bar{\mathbf{C}}})$ and $\bar{J}_5 = \mathbf{A}_0 : \dot{\bar{\mathbf{C}}}^2$ are viscous invariants of derivative of the right Cauchy-Green tensor $\dot{\bar{\mathbf{C}}} = \dot{\mathbf{F}}^T \mathbf{F} + \mathbf{F}^T \dot{\mathbf{F}}$. The terms are influenced by the square of $\dot{\bar{\mathbf{C}}}$, guaranteeing a dissipation potential that is positive-definite and responds to the magnitude of the strain rate, independent of its direction^{30,35}.

Material parameters identification for uniaxial stress state

For the considered material model, five unique material parameters (C_{10} , C_2 , C_3 , η_1 and η_2) must be established. In the present study they are identified via curve-fitting procedure by making use of the experimental data from uniaxial tensile tests up to II transition point. Denoting the displacement direction as 1, which is the fibers direction, the uniaxial stress state expressed in terms of engineering stress P_{11} yields $P_{11} \geq 0$, $P_{22} = P_{33} = 0$.

Assuming material incompressibility ($\nu \approx 0.5$, $J \equiv 1$, $\lambda_1 = \lambda$, $\lambda_2 = \lambda_3 = \frac{1}{\lambda}$) the invariants defining the energy function read:

$$I_1 = \lambda^2 + \frac{2}{\lambda}, \quad I_4 = \lambda^2, \quad (7)$$

$$J_2 = \dot{\lambda}^2 \left(2\lambda^2 + \frac{1}{\lambda^4} \right), \quad J_5 = 4\dot{\lambda}^2 \lambda^2. \quad (8)$$

The first principal value of the engineering stress P_{11} , which is used for fitting procedures can be obtained from the following chain rule³⁶:

$$P_{11} = \frac{\partial W_{iso}^e}{\partial I_1} \frac{\partial I_1}{\partial \lambda} + \frac{\partial W_{iso}^e}{\partial I_4} \frac{dI_4}{d\lambda} + \frac{\partial \psi_{iso}^v}{\partial J_2} \frac{\partial J_2}{\partial \dot{\lambda}} + \frac{\partial \psi_{iso}^v}{\partial J_5} \frac{\partial J_5}{\partial \dot{\lambda}}. \quad (9)$$

Finally, using Eq. (9) together with the energy functions Eqs. (2), (4), (6) and Eqs. (7), (8), the expression for P_{11} is obtained as follows:

$$P_{11} = 2\lambda \left[C_{10} \left(1 - \frac{1}{\lambda^3} \right) + 2C_2 (\lambda^2 - 1) + 4C_3 (\lambda^2 - 1)^3 \right] + 2\dot{\lambda} \left[\eta_1 \left(2\lambda^2 + \frac{1}{\lambda^4} \right) \left(\lambda^2 + \frac{2}{\lambda} - 3 \right) + 2\eta_2 \lambda^2 (\lambda^2 - 1)^2 \right]. \quad (10)$$

The material constants were determined by fitting the equation (Eq. (10)) through a nonlinear least-squares method (Python's *scipy.optimize* library) to the experimental data up to the II transition point stretch value (λ_{II}).

While fitting the (Eq. (10)) to the low-strain-rate data (0.5 s^{-1}) the assumption of negligible viscous effects ($\eta_1, \eta_2 \approx 0$) was made, leading to the determination of three unique material constants (C_{10} , C_2 , and C_3). Additionally following constraints were made:

1. **Bounds:** The shear modulus was assumed to be $\mu \in [0.2; 2.5] \text{ MPa}$, implying $C_{10} \in [0.1; 1.25] \text{ MPa}$ consistent with range reported in the literature^{1,35} and basing on the authors' experience that lower values than 0.2 MPa of shear modulus may lead to numerical instabilities in FEM simulations,
2. **Convexity Condition:** C_{10} , C_2 and C_3 to be positive, ensuring the convexity of the energy functions,
3. **Energy Ratio Penalty:** a penalty term to enforce $\frac{W_m^e}{W_{iso}^e} < 0.5$ at the second transition point, to maintain a fiber-dominated response at higher stretches^{1,27}. If this condition was satisfied, the penalty remained zero; otherwise, it was set to a high value (e.g., 100).

For the high-strain (50 s^{-1}) rate data viscous effects were included in the model, resulting in a set of five constants (C_{10} , C_2 , C_3 , η_1 and η_2). The following assumptions were implemented during the curve-fitting procedure:

- 1. **Parameter Penalty:** A penalty term was introduced to ensure that the mean values of C_{10} , C_2 , and C_3 remained close to those determined at the low-strain rate (0.5 s^{-1}).
- 2. **Bounds:** The minimum and maximum values of C_{10} , C_2 , and C_3 derived from the low-strain rate (0.5 s^{-1}) dataset were used as parameter bounds.
- 3. **Convexity Condition:** The parameters η_1 and η_2 were constrained to be positive, thereby maintaining the convexity of the energy functions.
- 4. **Energy Ratio Penalty:** Analogous to the low-strain-rate fitting, an additional penalty was imposed at the second transition point to enforce $\frac{W_m^e + W_m^v}{W_f^e + W_f^v} < 0.5$, where,
- 5. $W_m^v = \int_1^{\lambda_{II}} P_{11,m}^v d\lambda$ and $W_f^v = \int_1^{\lambda_{II}} P_{11,f}^v d\lambda$.

The Adj. R^2 , normalized root mean square error (NRMSE), and normalized mean absolute error (NMAE) metrics were used to evaluate the agreement between the experimental data and the fitted model.

Statistical analysis

Statistical analysis was performed using the *statsmodels* library in the Python environment³⁷. In this analysis, the results of ligament stiffness, elastic modulus, failure force, and failure stress were compared under two loading conditions – low-strain and high-strain rate. For each ligament group, the mean and standard deviation were calculated, providing an initial assessment of the measurement characteristics. To evaluate the significance of differences between the loading conditions, statistical tests were applied: if the data exhibited a normal distribution (as confirmed by the Shapiro-Wilk test), a Welch’s t-test was performed; otherwise, the non-parametric Mann-Whitney U test was employed.

Results

Experimental results and post-processing

The geometric and mechanical properties of four cervical spine ligaments under low-strain and high-strain loading conditions are presented in Table 2. The parameters include cross-sectional area A , initial length l , stiffness (slope in the linear region of the $F(\Delta u)$ curve), and elastic modulus E (slope in the linear region of the $P_{11}(\lambda_1)$ curve). Additionally, failure force F_f represents the load at ligament rupture, while failure stress corresponds to the $P_{11,f}$ value at failure. Transition points I and II, determined via the procedure outlined in Sect. 2.2.3, are reported in terms of the displacement (Δu) and force at each point. The mean length of the cervical spine ligaments ranged from 6.4 mm to 9.9 mm, while the mean failure force F_f ranged from 118.6 N to 247.9 N. Among the ligaments examined, the highest modulus of elasticity was found in the posterior longitudinal ligament (PLL) (72.81 MPa at high-strain load), while the lowest value was found in the capsular ligament (CL) (8.59 MPa at low-strain load). Sample dimensions and mechanical properties of the ligaments, expressed as medians and quartiles, are provided in the Appendix.

Statistical analysis

Statistical analysis of mechanical properties was performed using quasi-static loading conditions as the baseline. Along with the percent change, Table 3 lists the corresponding p -value and the effect size (Cohen’s d or Cliff’s δ in the nonparametric case). In the Table 3, N stands for the number of samples, whereas S denotes the low-strain rate test, and D the high-strain rate test. The percentage change was computed as $\Delta = \frac{(D-S)}{S} \times 100\%$. Welch’s t-test was applied in all comparisons except for the failure force (F_f) in the CL group, where Mann-Whitney’s U test was chosen due to non-normal data. A statistically significant effect of strain rate on stiffness

				I transition point		II transition point					
Lig.	Strain Rate	Area, mm ²	Length, mm	d, mm	F, N	d, mm	F, N	Stiffness, N/mm	E, MPa	F _p , N	P _{11,f} , MPa
ALL	Low	12.8 ± 2.3	6.4 ± 1.9	0.86 ± 0.54	41.4 ± 33.28	2.23 ± 0.66	170.15 ± 49.67	106.36 ± 22.05	52.48 ± 14.24	212.26 ± 71.90	16.37 ± 3.52
ALL	High	13.7 ± 2.3	7.8 ± 1.1	0.94 ± 0.42	45.28 ± 25.79	1.63 ± 0.56	103.16 ± 46.55	85.65 ± 28.84	50.39 ± 22.39	174.69 ± 69.11	12.86 ± 4.66
PLL	Low	13.9 ± 2.7	6.4 ± 1.5	0.95 ± 0.84	36.42 ± 26.24	2.16 ± 0.95	138.87 ± 68.26	85.06 ± 20.57	39.21 ± 10.34	151.29 ± 65.68	11.43 ± 5.52
PLL	High	14.3 ± 2.3	8.8 ± 1.6	1.28 ± 0.6	65.56 ± 41.77	2.03 ± 0.6	146.44 ± 55.13	116.56 ± 31.88	72.81 ± 25.17	247.89 ± 130.23	18.37 ± 11.32
LF	Low	49.9 ± 8.7	9.9 ± 1.6	1.63 ± 0.85	38.41 ± 19.18	2.7 ± 0.82	101.84 ± 27.57	65.96 ± 30.33	13.1 ± 5.67	135.27 ± 54.23	2.71 ± 1.03
LF	High	46.0 ± 6.9	8.9 ± 1.9	0.52 ± 0.24	25.71 ± 14.42	1.21 ± 0.3	107.83 ± 45.53	117.64 ± 31.36	22.95 ± 7.25	163.42 ± 50.11	3.58 ± 1
CL	Low	45.6 ± 8.4	6.9 ± 0.9	0.75 ± 0.69	16.35 ± 6.62	2.23 ± 1.08	90.4 ± 40.54	55.58 ± 22.05	8.59 ± 3.6	130.44 ± 52.38	2.85 ± 0.88
CL	High	47.3 ± 9.8	7.3 ± 1.1	0.75 ± 0.25	27.21 ± 8.78	1.43 ± 0.44	79.32 ± 29.9	82.34 ± 30.49	12.86 ± 5.02	118.6 ± 45.05	2.61 ± 1.21

Table 2. Geometric data and mechanical properties of ligaments expressed as the mean (±SD)

Lig.	Mechanical Property	N S/D	Δ , %	p-value	Effect size
ALL	Stiffness, N/mm	6/9	-19.47	0.14	-0.78
	E, MPa	6/9	-3.98	0.83	-0.11
	F_p , N	6/9	-17.70	0.34	-0.54
	$P_{11,f}$, MPa	6/9	-21.45	0.12	-0.82
PLL	Stiffness, N/mm	8/9	37.03	0.03*	1.16
	E, MPa	8/9	85.68	0.00*	1.71
	F_p , N	8/9	63.86	0.07	0.92
	$P_{11,f}$, MPa	8/9	60.75	0.13	0.76
LF	Stiffness, N/mm	6/7	78.35	0.01*	1.67
	E, MPa	6/7	75.13	0.02*	1.50
	F_p , N	6/7	20.81	0.36	0.54
	$P_{11,f}$, MPa	6/7	32.02	0.15	0.86
CL	Stiffness, N/mm	16/13	48.15	0.01*	1.02
	E, MPa	16/13	49.58	0.02*	0.99
	F_p , N	16/13	-9.08	0.74	-0.08
	$P_{11,f}$, MPa	16/13	-8.40	0.56	-0.23

Table 3. The results of the statistical analysis of mechanical properties *statistically significant $p < 0.05$.

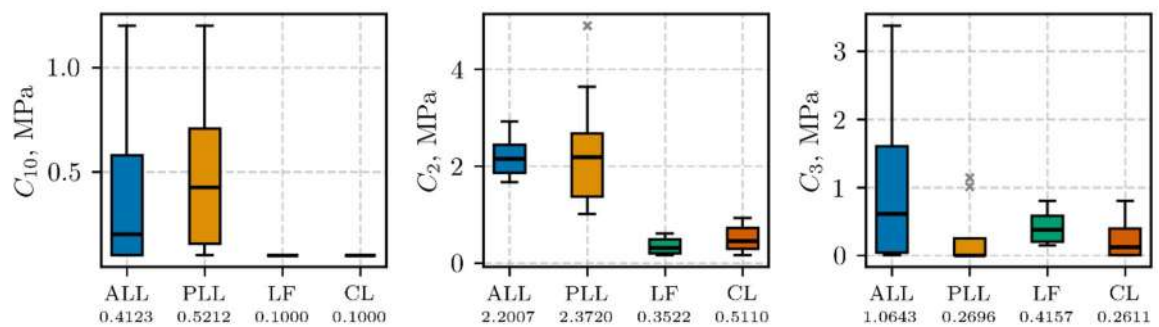


Fig. 7. Boxplots of the hyperelastic parameters (C_{10} , C_2 , and C_3) for 0.5 s^{-1} experimental data

Ligament	Adj. R^2	NRMSE	NMAE
ALL	0.9928 ± 0.0064	0.0242 ± 0.0125	0.0198 ± 0.0099
PLL	0.9902 ± 0.0086	0.0278 ± 0.0117	0.0235 ± 0.0106
LF	0.9920 ± 0.0109	0.0225 ± 0.0167	0.0197 ± 0.0151
CL	0.9852 ± 0.0125	0.0367 ± 0.0163	0.0305 ± 0.0143

Table 4. Mean $\pm$ SD goodness-of-fit metrics for the hyperelastic model fitted to the low-strain rate data for individual specimens

and elastic modulus (marked with an asterisk) was identified in the PLL, LF, and CL groups. Specifically, stiffness and elastic modulus in the PLL group rose by 37.03% and 85.68%, respectively; in the LF group, they increased by 78.35% and 75.13%; and in the CL group, both parameters increased by 48.15% and 49.58%, respectively.

Constitutive parameters

The boxplots of three hyperelastic parameters (C_{10} , C_2 , and C_3) identified from low-strain rate tests (0.5 s^{-1}) are presented in Fig. 7 for each ligament type (ALL, PLL, LF, and CL). Each boxplot shows the inter-quartile range (box), median (horizontal line), and whiskers extending to $1.5 \times \text{IQR}$; outliers are indicated by grey $\times$ symbols. The mean value for each parameter appears beneath the corresponding ligament label.

The goodness-of-fit metrics (Adj. R^2 , NRMSE, and NMAE) for the hyperelastic model fitted to experimental data for the low-strain rate tests are presented in Table 4. For all ligaments, the coefficient of determination R^2 exceeded 0.98, while the normalized root mean square error (NRMSE) and normalized mean absolute error (NMAE) remained low, ranging from approximately 0.02 to 0.03.

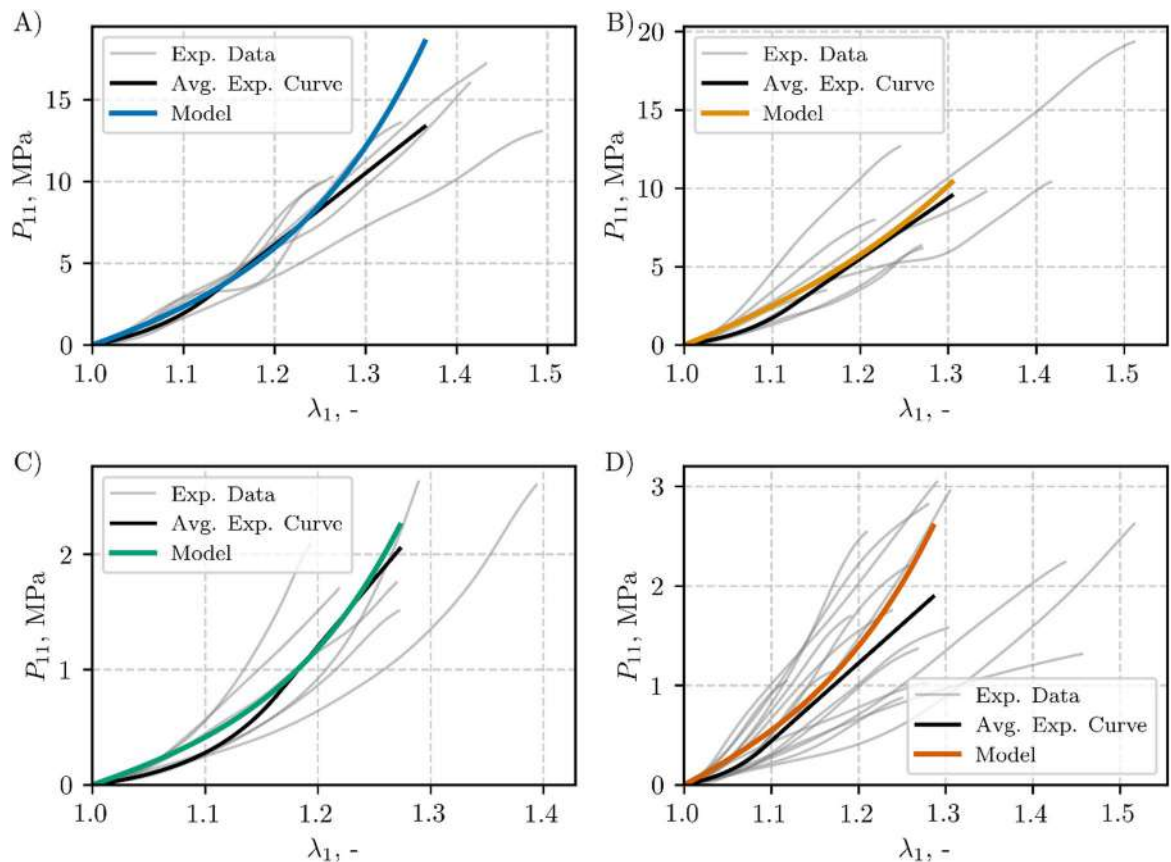


Fig. 8. Hyperelastic mean-parameter model and experimental data, plotted up to the mean II transition stretch and the II transition stretch of the individual specimens, respectively: **(A)** ALL, **(B)** PLL, **(C)** LF, and **(D)** CL

Ligament	Adj. R^2	NRMSE	NMAE
ALL	0.8323	0.1130	0.0963
PLL	0.8605	0.1063	0.0984
LF	0.9649	0.0516	0.0423
CL	0.6872	0.1561	0.1424

Table 5. Goodness-of-fit metrics for the mean-parameter hyperelastic model compared with the averaged experimental data for each ligament

The hyperelastic model obtained with the mean values of C_{10} , C_2 , and C_3 (see Fig. 7) was plotted up to each ligament's mean II transition stretch value (see Fig. 8). Figure 8 also shows the corresponding experimental data (**Exp. Data**, grey lines), and averaged experimental data (**Avg. Exp. Curve**, black line) determined according to the method described in Sect. 2.2.4. The goodness-of-fit statistics (**Avg. Exp. Curve** vs. **Model**) are presented in Table 5. The coefficient of determination R^2 ranged from 0.69 for the capsular ligament (CL) to 0.96 for the ligamentum flavum (LF). The normalized root mean square error (NRMSE) varied between 0.05 and 0.16, while the normalized mean absolute error (NMAE) ranged from 0.04 to 0.14.

The boxplots of five parameters (C_{10} , C_2 , C_3 , η_1 , and η_2) obtained from fitting the high-strain rate (50 s^{-1}) data are presented in Fig. 9, using the same boxplot conventions as described for Fig. 7. The highest median value of parameter η_1 was observed in the LF group, while the highest median value of parameter η_2 was found in the PLL group.

Table 6 presents the mean $\pm$ SD of the goodness-of-fit metrics (Adj. R^2 , NRMSE, and NMAE) for the visco-hyperelastic model calibrated to experimental data for the high-strain rate tests. The coefficient of determination R^2 exceeded 0.96. The normalized root mean square error (NRMSE) varied between 0.02 and 0.04, while the normalized mean absolute error (NMAE) ranged from 0.02 to 0.04.

The visco-hyperelastic model was derived from the mean values of C_{10} , C_2 , C_3 , η_1 , and η_2 , as shown beneath the boxplots in Fig. 9. Figure 10 presents mean-parameters visco-hyperelastic model with the corresponding experimental data (**Exp. Data**, grey lines), and averaged experimental curve (**Avg. Exp. Curve**, black line), see Sect. 2.2.4. The goodness-of-fit statistics (**Avg. Exp. Curve** vs. **Model**) are summarized in Table 7.

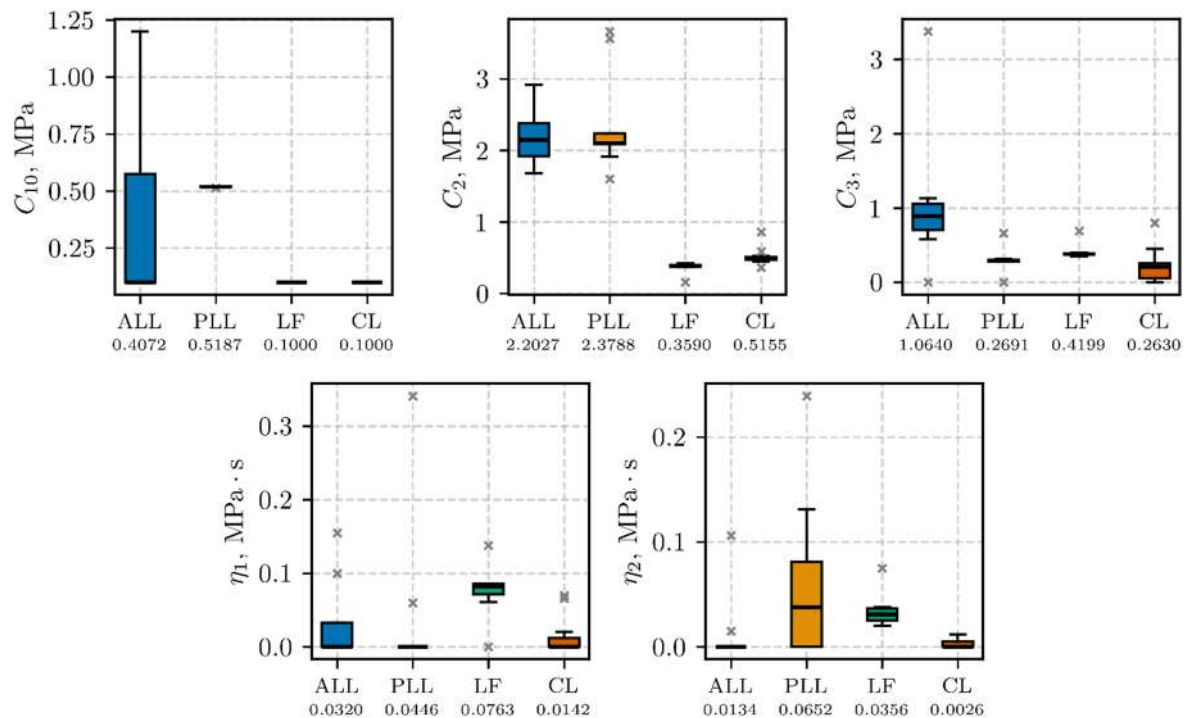


Fig. 9. Boxplots of the visco-hyperelastic properties (C_{10} , C_2 , C_3 , η_1 , and η_2) for 50 s^{-1} experimental data

Ligament	Adj. R^2	NRMSE	NMAE
ALL	0.9911 ± 0.0073	0.0234 ± 0.0116	0.0197 ± 0.0096
PLL	0.9782 ± 0.0158	0.0373 ± 0.0160	0.0313 ± 0.0130
LF	0.9719 ± 0.0206	0.0410 ± 0.0174	0.0321 ± 0.0132
CL	0.9643 ± 0.0481	0.0425 ± 0.0289	0.0358 ± 0.0256

Table 6. Mean $\pm$ SD goodness-of-fit metrics for the visco-hyperelastic model fitted to the high-strain rate data for individual specimens

The coefficient of determination R^2 exceeded 0.96. The normalized root mean square error (NRMSE) varied between 0.03 and 0.07, while the normalized mean absolute error (NMAE) ranged from 0.03 to 0.06.

Discussion

Preliminary tests on animal samples revealed a critical issue related to the assembly and positioning of unreinforced BLB complexes in the testing apparatus. Specifically, the samples tended to slip out of the resin-sand mix, undermining the reliability and validity of the experimental data. Furthermore, when the unreinforced BLB complexes were stretched, the ligament attachment often detached, or the bone fractured, rather than experiencing ligament rupture. This failure mode was likely attributed to the inherent structural weakness of the ligament–bone interface or the brittleness of the bone when subjected to tension.

To address these challenges, the BLB complexes were reinforced to prevent undesirable damage such as bone fracture or bone–ligament separation during uniaxial tensile testing^{2,10}. This reinforcement was necessary to ensure both sample integrity and the reliability of the test results^{10,11}. As a result, no premature slippage occurred in any of the reinforced BLB complexes, and ultimate failure consistently occurred within the ligament tissue itself.

It should be acknowledged that the method used to estimate the cross-sectional area of the ligaments is approximate and may not yield fully accurate values of elastic modulus and failure stress. Direct measurement of the cross-sectional area requires destructive procedures, which are not feasible in the present context. In addition, despite cleaning, the specimens often contained surrounding tissues that could not be completely removed. Moreover, the inherently complex geometry of the ligaments makes non-invasive approaches are prone to measurement inaccuracies.

A comparison of ligamentous mechanical properties obtained in the current study with those from prior literature^{1,5–12} is illustrated in Fig. 11. The failure forces and stiffness values observed in the present study generally fall within the ranges reported in previous research. The observed discrepancies are likely due to differences in

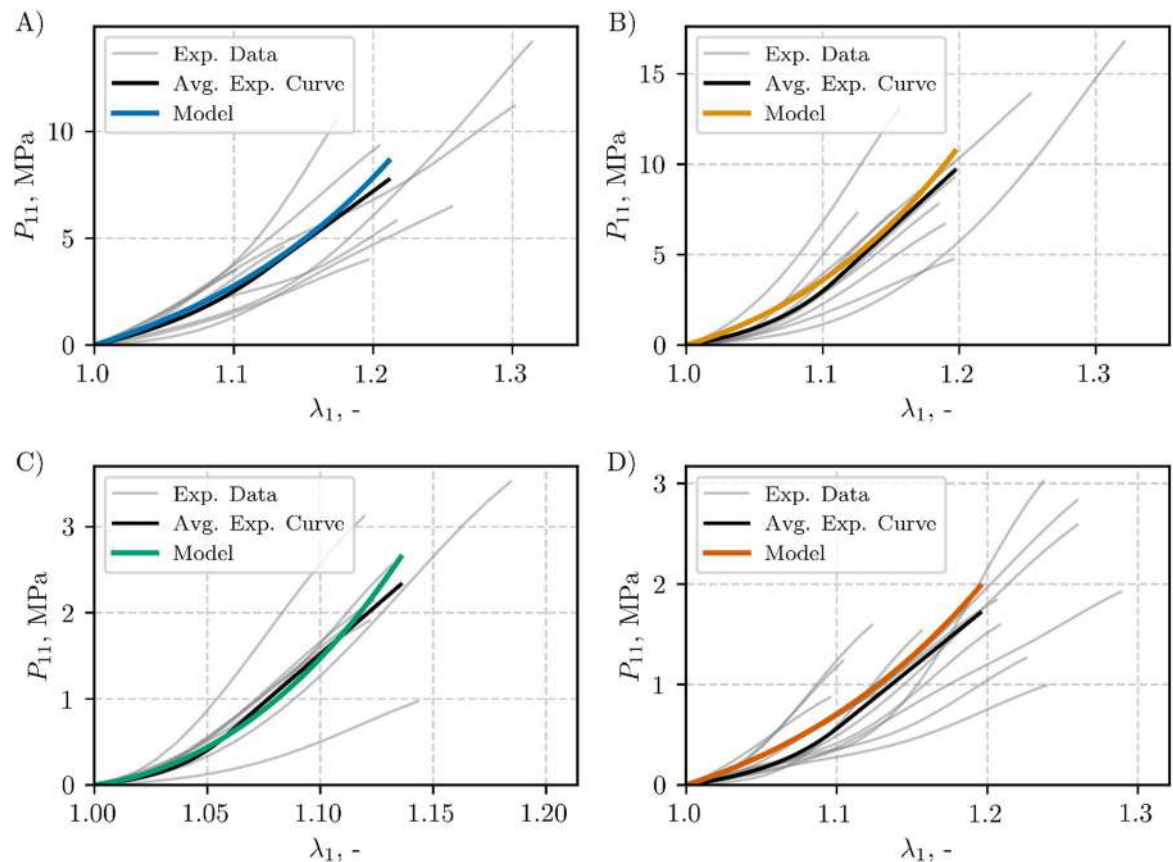


Fig. 10. Visco-hyperelastic mean-parameter model and experimental data, plotted up to the mean II transition stretch and the II transition stretch of the individual specimens, respectively: (A) ALL, (B) PLL, (C) LF, and (D) CL

Ligament	Adj. R^2	NRMSE	NMAE
ALL	0.9822	0.0408	0.0306
PLL	0.9890	0.0326	0.0250
LF	0.9653	0.0583	0.0508
CL	0.9588	0.0703	0.0640

Table 7. Goodness-of-fit metrics for the mean-parameter visco-hyperelastic model compared with the averaged experimental data for each ligament

strain rate, donor age, sample preparation technique, demographic factors, and testing methodology. It is worth mentioning that despite the use of similar test conditions as the environmental chamber (for low-strain rate) and a standardized preconditioning protocol, the current mechanical properties were lower than those obtained in¹⁰. This can be explained by the fact that the average donor age (78 ± 6.34 years) in the present study was significantly higher than in¹⁰, where 27–50 years cadavers were studied. Furthermore, in¹⁰, the strain rate used in the high-strain rate tests was 3–5 times higher than in the current work. In general, the obtained values of failure forces and stiffness are in good agreement with the mechanical properties reported in studies involving older donors, such as^{6,11} for low-strain rate testing and⁹ for the high-strain rate testing. This is particularly evident for the LF ligament, for which the mean failure force in the present study (135.27 ± 54.23 N at 0.5 s⁻¹) is within the range (118.42 ± 27.48 N) obtained in¹¹. Such consistency suggests that the mechanical properties of ligaments from older specimens converge to similar ranges under comparable testing conditions.

Younger donor populations often present ligaments with better-preserved collagen fiber orientations and less degenerative changes, thereby resulting in comparatively higher failure loads and greater stiffness^{11,38}. This difference in tissue properties between younger and older populations underscores the importance of considering donor age and associated tissue quality when interpreting biomechanical data. Extrapolating biomechanical properties derived from younger cadaveric specimens to older populations risks overlooking the complex, age-related deterioration of the ligamentous tissues^{39,40}. In the design of spinal implants, planning surgical stabilization procedures, evaluating dynamic events like sport accidents or car crashes, acknowledging

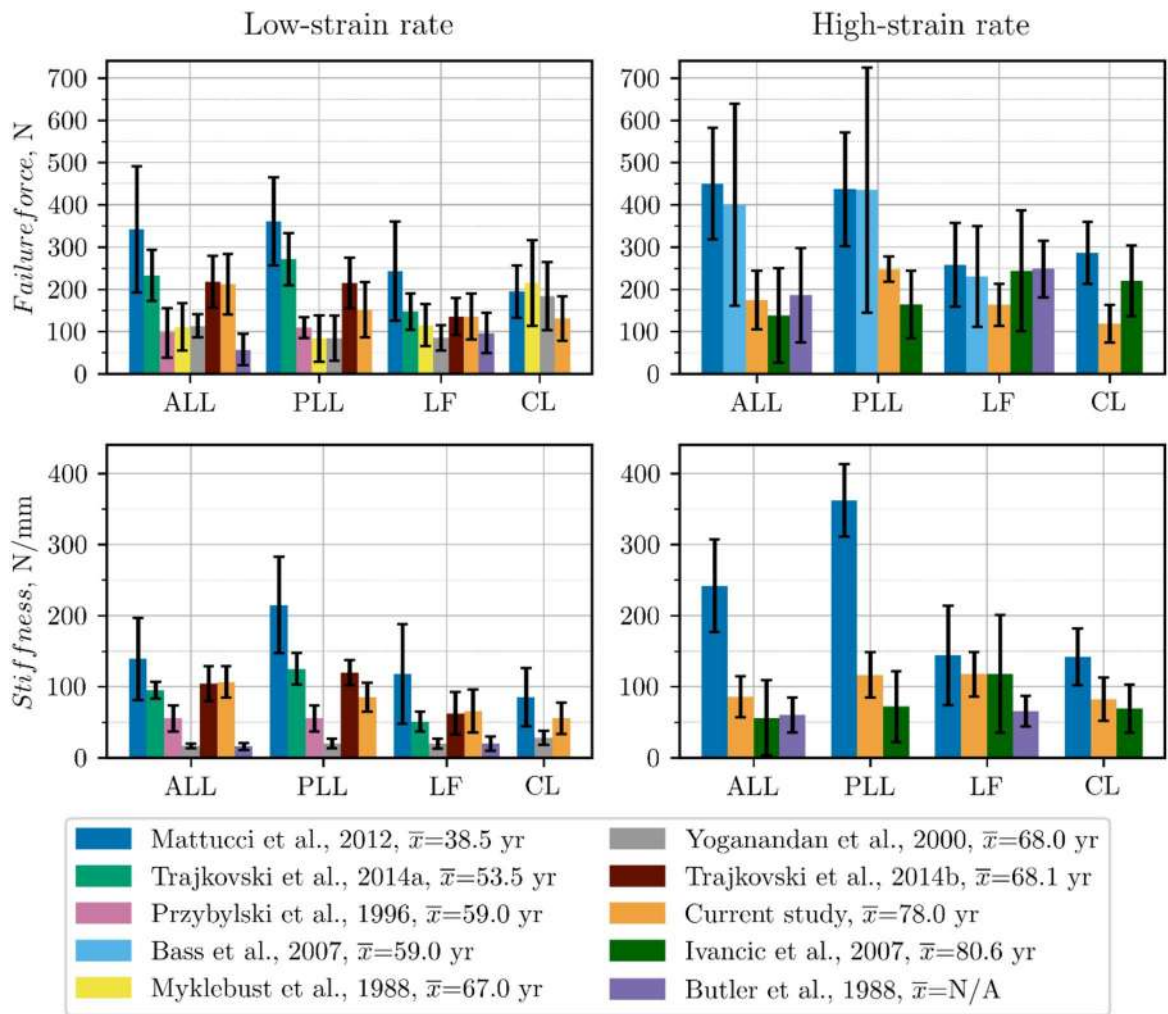


Fig. 11. Comparison of failure force, and stiffness between current and literature experimental data

Ligament	Strain rate	Mechanical prop.	Adj. R ²	p-value	Coef.
ALL	Low	stiffness	0.73	0.01	-1.88
ALL	High	failure force	0.88	0.04	-7.46
PLL	High	stiffness	0.99	0.05	-6.53
LF	High	stiffness	0.99	0.03	-0.66
CL	High	stiffness	0.98	0.05	-1.67

Table 8. Results of meta-regression

these age-related differences is essential. Degenerative changes in the vertebrae and intervertebral joints may contribute to weakening of the ligament-bone interface, thereby reducing the overall load-bearing capacity and energy absorption potential of the vertebral column^{41–43}, increasing the risk of injury and impaired function^{39,40}. A Weighted Least Squares (WLS) Meta-Regression was performed on data presented in Fig. 11. The effect of age on stiffness and failure force parameters for each ligament type was studied. High-strain and low-strain rates were considered separately. In each case, a negative regression coefficient value was obtained. However, the statistical significance and effectiveness of the regression model of this relationship were demonstrated only for the cases shown in Table 8. For the other cases, the proposed model did not perform well enough, and the *p*-value was greater than 0.05. The reason could be an insufficient amount of data. The negative coefficients in Table 8 suggest that specimens harvested from significantly older donors have reduced stiffness if compared to cadaveric specimens from younger donors^{44,45}. Over the human lifespan, the ligamentous tissues, comprising collagen and elastin, undergo progressive modifications at both the micro- and macrostructural levels, which are further intensified in the course of ageing^{46,47}. Cumulative microdamage, such

as microscopic tears and disruptions, along with collagen fiber disorganization and the infiltration of fibrotic and sclerotic processes, can render the tissue more fragile.

¹⁰ conducted a comprehensive study of the strain rate effect on the mechanical properties of cervical spine ligaments collected from a younger donor population. Their study revealed a significant stiffness dependency on the strain rate of all ligaments except the LF. In contrast, in our study, the LF exhibited the greatest increase in stiffness with the strain rate increase (78%), which was essentially greater than in¹⁰ (22%) and lower than in¹² (265%). Our result corresponds well to¹ under low-strain rate and to⁹ under high-strain rate, see Fig. 11. The stiffness increase observed for the strain rate of 50 s⁻¹ for the PLL and CL (Table 3) was slightly greater than the increase reported for the medium strain rate (20 s⁻¹) in¹⁰ (37% vs. 34% for the PLL and 48% vs. 43% for the CL)¹⁰. observed about two times greater strain rate effect for the high-strain rate (150–250 s⁻¹) than for the medium-strain rate. Generally, in the current study, a significant stiffness increase with the strain rate growth was obtained for all ligaments except ALL (Table 3), which exhibited approximately 19% lower stiffness at high-strain rate compared to quasi-static loading (Table 3). A 4% decrease in Young's modulus, compared to a 19% decrease in stiffness, suggests that this decrease can be partially explained by the shorter length of the ligament samples used in the low-strain rate tests. Moreover, while in other studies^{1,7,10} the stiffness of the PLL was found to be greater than that of the ALL, in our low-strain rate tests the stiffness of the ALL was 25% greater than that of the PLL (Table 2). This suggests that relatively strong samples were used in the low-strain rate tests, which, combined with the small sample size and high biodiversity of the samples, may have resulted in the observed decrease in stiffness at higher strain rate in the ALL group. Furthermore, whereas in the other ligament groups the force at the second transition point was comparable for both strain rates, in the ALL group a 39% lower force was obtained in the high-strain rate tests compared to the low-strain rate tests (Table 2). The visco-hyperelastic constitutive model (10), which showed very good agreement with the experimental data (Table 7), predicts that the stiffness of the ligament increases during loading. Therefore, the significantly lower force at the second transition point may have reduced the stiffness of the ALL obtained in the high-strain rate tests due to the premature failure of some samples.

In the current study, a statistically insignificant increase in the failure force was observed only for the PLL and LF ligaments at high-strain rate tests (Table 3). Similarly, a smaller strain rate effect on the failure force than on stiffness was observed in¹⁰, where a significant increase was reported only for the CL. The greatest effect of strain rate on the failure force was obtained for the PLL (64%) and was greater than that reported for the medium strain rate (20 s⁻¹) in¹⁰ (46%). This result may be the effect of the relatively low failure load obtained for the PLL in the quasi-static tests compared to that obtained in¹. In summary, comparison of our results with the rate dependence of mechanical properties documented by others^{8–10,12} indicates a smaller strain rate effect on the stiffness and failure load in the elderly population.

Direct comparison of the mechanical properties of spinal ligaments obtained at different strain rates is difficult. Therefore, in the current study, the visco-hyperelastic model taking into account the influence of collagen fiber reinforcement was proposed to describe rate-dependent, viscous mechanisms. In this formulation, the viscous component is adapted from approaches developed for collagenous tissues integrating a hyperelastic framework to capture the pronounced nonlinear response of ligament structures^{30,35}. This approach contrasts with simplified linear-elastic models used in some HBMs, which do not account for fibrous tissues anisotropy or viscous effects¹⁵. Consistent with the strategy adopted in previous studies on soft tissues³⁵. The material parameters are identified through a two-step curve-fitting process. First, hyperelastic parameters (C_{10} , C_2 , and C_3) are extracted from quasi-static (0.5 s⁻¹) tests to represent the rate-independent behavior. Then, the viscous parameters (η_1 , and η_2) are derived under high-strain-rate conditions (50 s⁻¹), capturing additional time-dependent effects. This division ensures that both the elastic and the viscous contributions are separated and accurately quantified.

The high coefficients of determination (Adj. R^2) and the low error metrics (NRMSE, NMAE) reported in Table 4–Table 7 and results illustrated in Fig. 7–Fig. 10 confirm that the present visco-hyperelastic model accurately characterizes the nonlinear and time-dependent behavior of the tested ligaments. The worst goodness-of-fit metrics were obtained for the mean-parameter hyperelastic model for the CL and ALL (Table 5), which may overestimate the static ligament response at stretches greater than 1.2 and 1.25, respectively (see Fig. 8). However, this had no effect on the goodness-of-fit for the visco-hyperelastic mean-parameter model, since the stretch for the second transition point was approximately 1.2 in the dynamic tests. It is worth noting that the second transition point usually serves as the onset of the collagen fiber failure process¹. The elevated goodness-of-fit metrics indicate that the model captures both the initial low-strain response (largely governed by the matrix) and the subsequent, more pronounced fiber-dominated regime.

Although the present results extend the knowledge of cervical spinal ligament behavior at both quasi-static and dynamic strain rates, certain limitations should be noted. First, all tests were carried out under uniaxial tension, reflecting the dominant loading mode of these ligaments but not necessarily replicating the full complexity of in vivo conditions. In practice, conducting multi-axial or off-axis tests for such small spinal ligaments is exceedingly difficult or infeasible, primarily due to geometric and mechanical constraints. Second, the study's sample size could be expanded to improve statistical power and capture inter-individual variability more comprehensively. Third, the donor cohort ranged from 70 to 90 years of age, so extrapolating these results to younger populations or pathological cases should be done with caution. Finally, future work might involve exploring loading rates faster than 50 s⁻¹ to further clarify ligament behavior under severe dynamic conditions, such as those experienced during high-speed impacts. Furthermore, extending the visco-hyperelastic model to the sub-failure region would allow describing ligament behavior up to the failure point. Addressing these issues would help refine and validate the visco-hyperelastic model for broader applications in cervical spine biomechanics and injury prevention.

Lig.	Strain Rate	Area, mm ²			Length, mm			Width, mm		
		Median	Q1	Q3	Median	Q1	Q3	Median	Q1	Q3
ALL	Low	13.4	11.2	14.4	7.2	5.1	7.6	14.7	13.4	15.7
ALL	High	14	13.5	14.6	7.9	7.7	8.7	20.1	19.2	21.2
PLL	Low	14.2	12.5	15	6	5.3	7.4	14.5	13.7	15.1
PLL	High	15.4	12.7	16	9.5	7.2	10.2	17.7	17.7	19.1
LF	Low	49.4	49.1	54	9.7	9	10.8	13.6	11.4	13.8
LF	High	48.3	46.8	51	8.9	8.6	11	18.2	18	20
CL	Low	46	41.6	50.4	6.9	6.7	7.5	29	27.9	32.4
CL	High	48.6	42.7	53.7	7.3	7	8.2	23.6	22.1	24.3

Table 9. Geometry of ligaments expressed as medians and quartiles (Q1 - 25%, Q3- 75%)

Lig.	Strain Rate	Stiffness, N/mm			E, MPa			F _p N			P _(11,f) , MPa		
		Median	Q1	Q3	Median	Q1	Q3	Median	Q1	Q3	Median	Q1	Q3
ALL	Low	101.4	91.3	116.2	54.2	46.1	61.8	201.8	153.9	250.2	14.9	13.8	19
ALL	High	80	64.2	106.3	43.3	40.2	53.6	146.2	134	207.5	14.2	9.3	15.2
PLL	Low	82.3	67.6	104.3	40.3	32.4	41.8	140.4	119.5	173.4	11.2	7.4	14.4
PLL	High	126	94.8	140.9	68.4	60.3	93.1	216.5	157.3	264.3	13.5	11.4	20.9
LF	Low	52	48.6	71.3	9.5	8.9	15.4	108.2	85.1	167.9	2.1	1.8	3.2
LF	High	113	83.2	132	20.8	15.3	26.8	151.7	123.3	179.4	3.2	2.8	4.2
CL	Low	55.1	38.1	70.7	8.4	6.3	11.6	113.1	93.5	162.6	2.8	2.1	3.6
CL	High	70.3	59.1	93.6	11.5	8.8	15.3	111.2	79.7	139.2	2.4	1.6	3

Table 10. Mechanical properties of ligaments expressed as medians and quartiles

Conclusions

This study investigated the mechanical behavior of four human cervical spine ligaments (ALL, PLL, LF, and CL) from older adult donors (70–90 years) under both low-strain (0.5 s⁻¹) and high-strain (50 s⁻¹) rate loading. Key conclusions can be summarized as follows:

- **Strain-rate sensitivity:** Ligaments such as the PLL, LF, and CL showed statistically significant increases in stiffness and elastic modulus under rapid loading. Conversely, the ALL in this study presented slightly lower stiffness at 50 s⁻¹ than at 0.5 s⁻¹. An increase in the failure force was observed only for the PLL and LF at 50 s⁻¹.
- **Age-related variations:** Meta-regression indicated negative coefficients for stiffness and failure force with increasing donor age in certain cases. This finding reinforces the need to incorporate age-specific data into both clinical practice and computational models, particularly for geriatric populations.
- **Constitutive modeling:** The two-step fitting protocol, extracting hyperelastic parameters from quasi-static experiments and viscous parameters from high-strain rate tests, was shown to be effective, with mean-parameter models accurately describing the average ligament response up to the second transition point.
- **Applications and future work:** The presented stress–stretch data and material parameters can enhance FE and HBMs, potentially improving injury prediction in scenarios such as automotive crashes. Future research should focus on larger sample sizes, a broader range of donor demographics, and higher loading rates (> 50 s⁻¹) to further refine constitutive models and better capture ligament behavior under extreme conditions.

Appendix

Table 9 and 10

Data availability

The datasets used and/or analyzed during the current study are available from the corresponding author upon reasonable request. Raw data contain identifiable donor information and are therefore not publicly deposited to protect participant confidentiality.

Received: 15 May 2025; Accepted: 9 October 2025

Published online: 17 November 2025

References

1. Trajkovski, A., Omerović, S., Hribernik, M. & Prebil, I. Failure properties and damage of cervical spine Ligaments, experiments and modeling. *J. Biomech. Eng.* **136**, 031002, (2014).

2. Trajkovski, A., Hribnik, M., Kunc, R., Kranjec, M. & Krašna, S. Analysis of the mechanical response of damaged human cervical spine ligaments. *Clin. Biomech. Elsevier Ltd.* **75**, 105012 (2020).
3. Ito, S., Ivancic, P. C., Panjabi, M. M. & Cunningham, B. W. Soft tissue injury threshold during simulated whiplash. *Spine (Phila Pa. 1976)*. **29**, 979–987 (2004).
4. Pachocki, L., Daszkiewicz, K., Łuczkiwicz, P. & Witkowski, W. Biomechanics of lumbar spine injury in road barrier Collision–Finite element study. *Front Bioeng. Biotechnol* **9**, 760498 (2021).
5. Przybylski, D., Gregory, J. C., Prakash, R. P. & Savio, L. Y. W. Human anterior and posterior cervical longitudinal ligaments possess similar tensile properties. *J. Orthop. Res.* **14**, 1005–1008 (1996).
6. Myklebust, J. B. et al. Tensile strength of spinal ligaments. *Spine (Phila Pa. 1976)*. **5**, 526–531 (1988).
7. Yoganandan, N., Kumaresan, S. & Pintar, F. A. Geometric and mechanical properties of human cervical spine ligaments. *J. Biomech. Eng.* **122**, 623–629 (2000).
8. Bass, C. R. et al. Failure properties of cervical spinal ligaments under fast strain rate deformations. *Spine (Phila Pa. 1976)*. **32**, 7–13 (2007).
9. Ivancic, P. C. et al. Dynamic mechanical properties of intact human cervical spine ligaments. *Spine J.* **7**, 659–665 (2007).
10. Mattucci, S. F. E., Moulton, J. A., Chandrashekar, N. & Cronin, D. S. Strain rate dependent properties of younger human cervical spine ligaments. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* **10**, 216–226 (2012).
11. Trajkovski, A., Omerovic, S., Krasna, S. & Prebil, I. Loading rate effect on mechanical properties of cervical spine ligaments. *Acta Bioeng. Biomech.* **16**, 13–20 (2014).
12. Butler, F. et al. Static and Dynamic Comparison of Human Cervical Spinal Ligaments. in *IEEE Engineering In Medicine & Biology Society 10th Annual International Conference* (1988).
13. Cowin, S. C. & Doty, S. B. *Tissue Mechanics* (Springer, 2007).
14. Östh, J., Brolin, K., Svensson, M. Y. & Linder, A. A female ligamentous cervical spine finite element model validated for physiological loads. *J. Biomech. Eng.* **138**, 061005 (2016).
15. Dreischarf, M. et al. Comparison of eight published static finite element models of the intact lumbar spine: predictive power of models improves when combined together. *J. Biomech.* **47**, 1757–1766 (2014).
16. John, J. et al. world! VIVA+: A human body model lineup to evaluate sex-differences in crash protection. *Front. Bioeng. Biotechnol.* **10**, 1–19 (2022).
17. Cameron, M. W., Schemitsch, E. H., Zdero, R. & Quenneville, C. E. Biomechanical impact testing of synthetic versus human cadaveric tibias for predicting injury risk during pedestrian-vehicle collisions. *Traffic Inj Prev.* **21**, 163–168 (2020).
18. Corrales, M. A., Cronin, D. S. & Sex Age and stature affects neck Biomechanical responses in frontal and Rear impacts assessed using finite element head and neck models. *Front. Bioeng. Biotechnol.* **9**, 681134 (2021).
19. Bass, C. R., Lucas, S. R. & Salzar, R. S. Injury biomechanics of the cervical spine. *J. Biomech.* **39**, S195–S202 (2006).
20. Woo, S. L. Y., Hollis, J. M., Adams, D. J., Lyon, R. M. & Takai, S. Tensile properties of the human femur-anterior cruciate ligament-tibia complex. *Am. J. Sports Med.* **19**, 217–225 (1991).
21. Wiczenbach, T., Pachocki, L., Daszkiewicz, K., Łuczkiwicz, P. & Witkowski, W. Development and validation of lumbar spine finite element model. *PeerJ* **11**, 15805 (2023).
22. Östh, J., Brolin, K. & Bråse, D. A. Human body model with active muscles for simulation of pretensioned restraints in autonomous braking interventions. *Traffic Inj Prev.* **16**, 304–313 (2015).
23. Iwanaga, J. et al. Acknowledging the use of human cadaveric tissues in research papers: recommendations from anatomical journal editors. *Clin. Anat.* **34**, 2–4 (2021).
24. Wolny, R., Wiczenbach, T., Andrzejewska, A. J. & Spodnik, J. H. Mechanical response of human thoracic spine ligaments under quasi-static loading: an experimental study. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* **106404** <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2024.106404> (2024).
25. Wolny, R., Wiczenbach, T., Pachocki, L., Wilde, K. & Rucka, M. The role of sand filler in enhancing the mechanical properties of polymethylmethacrylate composites. *Archives Mech.* **77**, 53–66 (2025).
26. Cheng, S., Clarke, E. C. & Bilston, L. E. The effects of preconditioning strain on measured tissue properties. *J. Biomech.* **42**, 1360–1362 (2009).
27. Mattucci, S. F. E. & Cronin, D. S. A method to characterize average cervical spine ligament response based on Raw data sets for implementation into injury biomechanics models. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* **41**, 251–260 (2015).
28. Fazlali, H., Sadeghi, H., Sadeghi, S., Ojaghi, M. & Allard, P. Comparison of four methods for determining the cut-off frequency of accelerometer signals in able-bodied individuals and ACL ruptured subjects. *Gait Posture*. **80**, 217–222 (2020).
29. Society of Automotive Engineers. Instrumentation for Impact Test - Part 1 - Electronic Instrumentation. SAE J211-1 Preprint at. (1995).
30. Limbert, G. & Middleton, J. A transversely isotropic viscohyperelastic material: application to the modeling of biological soft connective tissues. *Int. J. Solids Struct.* **41**, 4237–4260 (2004).
31. Sabik, A. & Witkowski, W. On implementation of fibrous connective tissues' damage in Abaqus software. *J. Biomech.* **111736** <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2023.111736> (2023).
32. Martins, J. A. C., Pires, E. B., Salvado, R. & Dinis, P. B. A numerical model of passive and active behavior of skeletal muscles. *Comput. Methods Appl. Mech. Eng.* **151**, 419–433 (1998).
33. Abaqus Dassault Systèmes Simulia Corp. Abaqus Theory Guide. (2023).
34. Zhurov, A. I., Limbert, G., Aeschlimann, D. P. & Middleton, J. A constitutive model for the periodontal ligament as a compressible transversely isotropic visco-hyperelastic tissue A constitutive model for the periodontal ligament as a compressible transverse. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.* 37–41. <https://doi.org/10.1080/13639080701314894> (2007).
35. Jiang, Y., Wang, Y. & Peng, X. A. Visco-Hyperelastic constitutive model for human spine ligaments. *Cell. Biochem. Biophys.* **71**, 1147–1156 (2015).
36. Holzapfel, G. A. *Nonlinear Solid Mechanics: A Continuum Approach for Engineering* (Wiley, 2000).
37. Seabold, S., Perktold, J. & statsmodels Econometric and statistical modeling with python. at < www.statsmodels.org > (2010).
38. Mattucci, S. F. E. Biomechanical characterization of cervical spine ligaments in young populations. *J. Biomech.* **47**, 3251–3256 (2014).
39. Kalichman, L. & Hunter, D. J. Lumbar facet joint osteoarthritis: A review. *Semin Arthritis Rheum.* **37**, 69–80 (2007).
40. Fujiwara, A. et al. Orientation and osteoarthritis of the lumbar facet joint. *Clin. Orthop. Relat. Res.* **385**, 88–94 (2001).
41. Koeller, W., Muehlhaus, S., Meier, W. & Hartmann, F. Biomechanical properties of human intervertebral discs subjected to axial dynamic compression—Influence of age and degeneration. *J. Biomech.* **19**, 807–816 (1986).
42. Schleifenbaum, S. et al. Tensile properties of the hip joint ligaments are largely variable and age-dependent – An in-vitro analysis in an age range of 14–93 years. *J. Biomech.* **49**, 3437–3443 (2016).
43. Barros, E. M. K. P. et al. Aging of the elastic and collagen fibers in the human cervical interspinous ligaments. *Spine J.* **2**, 57–62 (2002).
44. Hulme, P. A., Boyd, S. K. & Ferguson, S. J. Regional variation in vertebral bone morphology and its contribution to vertebral fracture strength. *Bone* **41**, 946–957 (2007).
45. Belavý, D. L., Armbricht, G., Richardson, C. A., Felsenberg, D. & Hides, J. A. Muscle atrophy and changes in spinal morphology. *Spine (Phila Pa. 1976)*. **36**, 137–145 (2011).
46. Bogduk, N. Degenerative joint disease of the spine. *Radiol. Clin. North. Am.* **50**, 613–628 (2012).

47. Lee, S. H. et al. The sagittal balance of cervical spine: comprehensive review of recent update. *J. Korean Neurosurg. Soc.* **66**, 611–617 (2023).

Acknowledgements

The authors express their deepest gratitude to the individuals who selflessly donated their bodies to science and to their families for supporting this invaluable gift. Such generosity enables anatomical research that advances medical knowledge and ultimately improves patient care.

Author contributions

RW, TW: Conceptualisation, Data Curation, Investigation, Methodology, Software, Formal analysis, Visualisation, Writing - Original Draft. LP, AA-S, AS, KD: Conceptualisation, Investigation, Methodology, Formal analysis, Writing - Review and Editing. BM: Conceptualisation, Methodology. MR, WW: Formal analysis, Supervision, Writing - Review and Editing. KW: Funding Acquisition. ES, JHS, IK, PL: Conceptualisation, Investigation, Methodology.

Funding

This work was supported by the National Science Centre Poland under grant number 2020/37/B/ST8/03231.

Declarations

Ethics approval

All procedures involving human specimens were performed in compliance with the ethical standards of the Institutional Ethics Committee of the Medical University of Gdańsk (Ordinance No. 26/2016). The specimens were obtained through a body donation program with appropriate donor consent for scientific use.

Competing interests

The authors declare no competing interests.

Additional information

Correspondence and requests for materials should be addressed to T.W.

Reprints and permissions information is available at www.nature.com/reprints.

Publisher's note Springer Nature remains neutral with regard to jurisdictional claims in published maps and institutional affiliations.

Open Access This article is licensed under a Creative Commons Attribution 4.0 International License, which permits use, sharing, adaptation, distribution and reproduction in any medium or format, as long as you give appropriate credit to the original author(s) and the source, provide a link to the Creative Commons licence, and indicate if changes were made. The images or other third party material in this article are included in the article's Creative Commons licence, unless indicated otherwise in a credit line to the material. If material is not included in the article's Creative Commons licence and your intended use is not permitted by statutory regulation or exceeds the permitted use, you will need to obtain permission directly from the copyright holder. To view a copy of this licence, visit <http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>.

© The Author(s) 2025

ORIGINAL ARTICLE

Exploring the mechanical behavior of the spinal dura mater: experimental insights and measurement dilemmas

Radosław Wolny · Tomasz Wiczenbach  · Magdalena Rucka · Wojciech Witkowski · Jan Henryk Spodnik · Edyta Spodnik · Lukasz Pachocki

Received: 10 August 2025 / Revised: 19 November 2025 / Accepted: 2 December 2025
© The Author(s) 2026

Abstract

Spinal dura mater provides essential structural protection for the spinal cord and helps maintain cerebrospinal fluid pressure, yet its mechanical characterization remains challenging because of its thinness and anisotropy. This study investigated the uniaxial tensile behavior of spinal dura mater and examined how speckle-paint application, the strain-measurement method (Digital Image Correlation (DIC)-derived strain vs. crosshead displacement), preconditioning, and donor demographics affect measured mechanical parameters. Samples were harvested postmortem from seven donors and assigned to three groups: painted & not preconditioned, unpainted & preconditioned, and unpainted & not preconditioned. A 3D-printed adapter was used to standardize sample geometry. Tests were conducted at a crosshead displacement rate of $5 \text{ mm} \cdot \text{min}^{-1}$ (strain rate of 0.0042 s^{-1}), with some specimens undergoing cyclic preloading. Speckle paint increased stiffness but did not affect failure stress or stretch. DIC-derived elastic moduli were higher than those from crosshead displacement. After correcting for paint- and method-induced effects, the mean elastic moduli in the longitudinal and circumferential directions were $\sim 283 \text{ MPa}$ and $\sim 16 \text{ MPa}$, respectively. Both orientations exhibited a failure stretch of ~ 1.10 – 1.12 . The apparent Poisson function (Hencky form) ranged from 1.57 to 4.84 (longitudinal) and 2.91 to 6.29 (circumferential), indicating volumetric changes that challenge near-incompressibility assumptions. These findings emphasize the importance of standardized protocols and data normalization when investigating soft tissue mechanics. The higher DIC-based moduli arise primarily from local, gauge-region strain measurement and stiffening induced by the acrylic speckle coating, while the elevated apparent Poisson's ratios likely reflect fluid redistribution and collagen-fiber reorientation under tensile loading in this highly anisotropic tissue.

Keywords Human spinal dura mater · Spinal biomechanics · Digital image correlation · Apparent poisson function · Mechanical properties



1 Introduction

The spinal cord has been described as enclosed by three meningeal layers and plays a key role in transmitting nerve impulses between the brain and the peripheral regions of the body [1]. A comprehensive knowledge of the meningeal anatomy has been provided in Gray's Anatomy [2]. The dura mater is the outermost and toughest layer, which provides mechanical protection to neural structures [3]. Additionally, it helps maintain cerebrospinal fluid pressure and stabilizes the spinal cord within the vertebral canal [4]. The importance of reliable dura properties for modeling has been emphasized in a systematic review and meta-analysis focused on head models [5]. Clinical studies have shown that material selection for duraplasty can affect outcomes [6], that management strategies for dural defects require attention to tissue behavior [7], and that failures of the dura can have serious neurological consequences [8]. These reports together motivate careful mechanical testing of the spinal dura mater [9].

A range of mechanical test methods has been used. Early uniaxial tests on human dura with attention to storage effects were reported by van Noort et al. [10]. Uniaxial testing on rat cranial and spinal dura was carried out to show species- and region-specific differences [9]. Tensile tests across a wide human age range were presented with age-related trends [11]. Rate dependency behavior was observed for human dura mater [12]. Biaxial responses of ovine spinal dura were measured to capture anisotropy [13], and asymmetric, load-controlled biaxial stretching was used to show direction-dependent behavior [14]. Bulge inflation was applied to cerebral meninges to study membrane-type responses [15]. Indentation was used to probe local behavior in adolescent brain tissues [16], and region-specific dynamic measurements were reported for spinal tissues to illustrate rate effects [17]. These complementary methods indicate that different loading modes have been investigated.

Several factors that complicate comparability have been noted. The thin and anisotropic nature of dura introduces challenges for specimen preparation and gripping [18]. Orientation- and region-specific tensile properties in elderly donors have been reported, highlighting the role of sampling location and geometry [19]. Early lumbar studies provided benchmark values but also showed protocol-dependent variability [20]. Data placed in a thoracolumbar injury context were reported to link mechanics with spine loading scenarios [21]. Additional lumbar measurements showed dispersion influenced by small cohorts and methodological differences [22]. These findings indicate that testing conditions, orientation, hydration and temperature control, and donor characteristics (e.g., age, sex, and body mass) can shift reported parameters and hinder direct pooling of results.

Optical methods have been introduced to improve strain measurement. Good practices for Digital Image Correlation (DIC) have been summarized, including speckle quality, subset size and step selection, and out-of-plane motion control [23]. Methods to reduce out-of-plane effects during optical extensometers have been discussed [24], and multi-view configurations for soft tissues have been reviewed [25]. Within civil/mechanical applications, DIC has been paired with infrared thermography to recover coupled thermo-mechanical fields [26], and stress fields have been obtained directly from DIC-measured displacement gradients [27]. The technique has also been applied to early-age cementitious materials, where the procedure for speckle preparation on wet, rough surfaces and its influence on measurement quality were detailed [28], and to composite laminates for damage detection under shear [29]. It has been shown that surface coating for speckle patterns may not change mechanical response in some collagenous tissues [30]. However, possible coating-related stiffening must be considered when very thin tissues such as dura are tested. At the same time, reliance on crosshead displacement has been noted to misrepresent local strain and to bias modulus estimates when compared with local DIC-based measurements [11]. These observations indicate that both the measurement method and specimen surface treatment should be controlled and reported.

Preconditioning has been used to stabilize mechanical response, but uniform practice has not been established. Cyclic loading has been applied to reduce hysteresis and improve repeatability in human dura [11] and in other soft tissues such as skin [31] and cervical ligaments [32]. In contrast, minimal or no preconditioning has been recommended for planar tissues to avoid shifting the in-vivo-like state [33]. For cervical

dura, protocols have been adapted to reduce the risk of clamp-related damage in very thin samples [34]. These differences show that protocol selection can affect measured parameters and should be evaluated explicitly.

Given these considerations, the present study offers a comprehensive investigation of the mechanical properties of spinal dura mater obtained postmortem. The primary goals are as follows:

- *Standardizing specimen geometry*: using a 3D-printed forming and fastening adapter to ensure repeatable specimen shapes and minimize damage during mounting.
- *Comparing strain measurement methods*: contrasting crosshead-derived data with DIC-based measurements to evaluate the influence of paint coating and to distinguish between global (machine-based) and local (DIC-based) parameters.
- *Evaluating preconditioning effects*: applying cyclic loading to selected samples to determine whether, and to what extent, it alters the mechanical attributes of the dura mater.
- *Analyzing anthropometric and demographic factors*: assessing potential correlations between dura mater mechanical properties and donor characteristics such as age, sex, height, and body mass.
- *Determining an apparent Poisson function (Hencky form)*: employing DIC data to characterize the relationship between transverse and longitudinal deformation during tensile testing [35, 36].

These investigations underscore the measurement sensitivity of dura mater mechanics and provide a foundation for minimizing some of the related uncertainties. By integrating multiple measurement techniques and incorporating demographic considerations, the study offers a protocol that may improve data comparability and reliability. Although not a definitive solution, this combined approach advances our understanding of the heterogeneous nature of the tissue and moves the field closer to developing more robust biomechanical models.

2 Materials and methods

2.1 Donor information

Spinal dura mater was procured from seven donors (aged 70 to 90 years, mean 78, standard deviation (SD) of 6.35) through a body donation program approved by the Institutional Ethics Committee (Ordinance No. 26/2016, Medical University of Gdańsk, Poland). All donors provided their bodies for scientific use under ethically supervised protocols. The vertebral columns showed no soft tissue pathologies, and demographic data were documented for each donor. Table 1 presents the demographic and anthropometric details. Weight and height values were rounded to the nearest multiple of five.

Table 1 Cadaver demographic and anthropometric data

Cadaver	Sex	Age, years	Weight, kg	Height, cm	Number of samples
1	M	90	90	190	14
2	M	73	80	180	13
3	F	70	90	175	6
4	F	75	90	175	12
5	F	78	75	170	20
6	F	84	70	165	19
7	F	76	60	150	24

2.2 Specimen harvesting

Each vertebral column was extracted using a posterior approach. Two sagittal skin incisions were made approximately 30–40 mm lateral to the posterior midline, extending from the occipital bone to the sacrum. The resulting skin flap, together with underlying subcutaneous tissue, was dissected and excised. Dorsal muscles were detached from their cranial attachments at the skull, and the spinous processes were systematically cleared of dorsal extensor musculature. Subsequently, the atlanto-occipital and sacroiliac joints were resected. The ribs were severed about 10 mm lateral to the transverse processes, and the sacrum was transversely sectioned at the S2/S3 level. The quadratus lumborum muscles were also removed. The entire vertebral column was then extracted and inspected from the ventral (abdominal) aspect.

After extraction, each vertebral column was rinsed three times with chilled ($\sim 6^\circ\text{C}$) 0.9% saline for 15 min per rinse. Residual short muscles and rib remnants at the costovertebral joints were excised, after which the vertebral column was divided into cervical, thoracic, and lumbar segments. Next, the dural cuffs at each intervertebral foramen, together with their associated spinal nerve roots, were trimmed. A MacDonald dissector was introduced to detach the dura mater from the walls of the vertebral canal. The dura was rinsed in physiological saline and opened longitudinally along the stumps of the left nerve roots. Each of the obtained samples was wrapped in multiple layers of gauze soaked in isotonic saline solution, then placed in a string bag and frozen at -20°C . The procedure was adapted from Zwirner et al. [11, 37], Zarzur et al. [22]

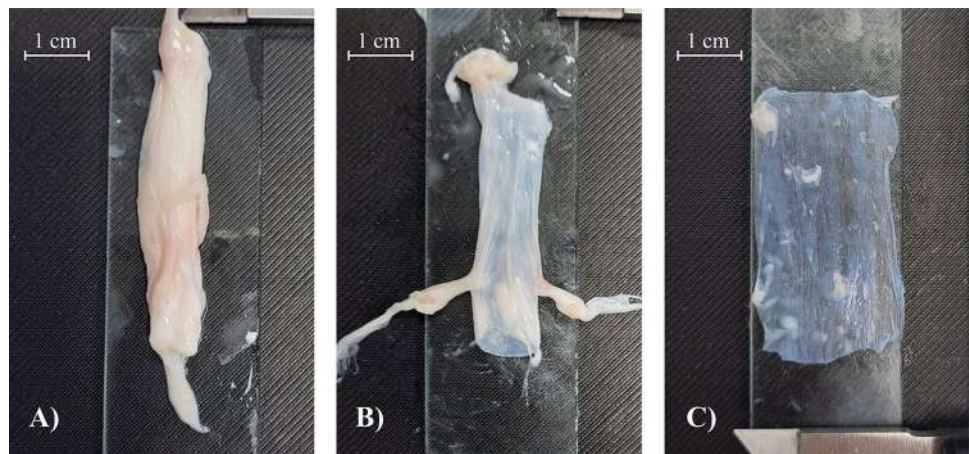
On the day of the main study, the samples were thawed at room temperature, then the spinal cord, together with the pia mater and arachnoid mater, was removed. The resulting dural sheet was trimmed into rectangular specimens ($\sim 10 \times 35$ mm) obtained from anterior, posterior, lateral, and circumferential regions of the canal. Figure 1 illustrates the final steps in preparing the tissue samples. Figure 1A shows the dura mater with surrounding tissues, Fig. 1B presents the dura mater after cleaning, Fig. 1C depicts the cut-out rectangular segment.

2.3 Sample preparation and geometry

A custom stereolithography 3D-printed forming and mounting adapter (utility model application no. W.132878) was developed to standardize sample geometry and ensure reliable gripping in the testing apparatus. As shown in Fig. 2, the adapter comprises two parts: one with convex pyramids (see Fig. 2A) and the other with corresponding concave pyramids (see Fig. 2B). A top-view schematic with key dimensions is provided in Fig. 2C.

For specimen preparation, each excised dural segment was placed on the lower half of the adapter and bonded with cyanoacrylate. The upper, adhesive-coated half was then aligned and pressed onto the tissue.

Fig. 1 Dura mater sample preparation process: **A** with accompanying tissues, **B** without spinal cord, **C** cleaned and cut. (Example shown is from an animal model.) [19, 34]



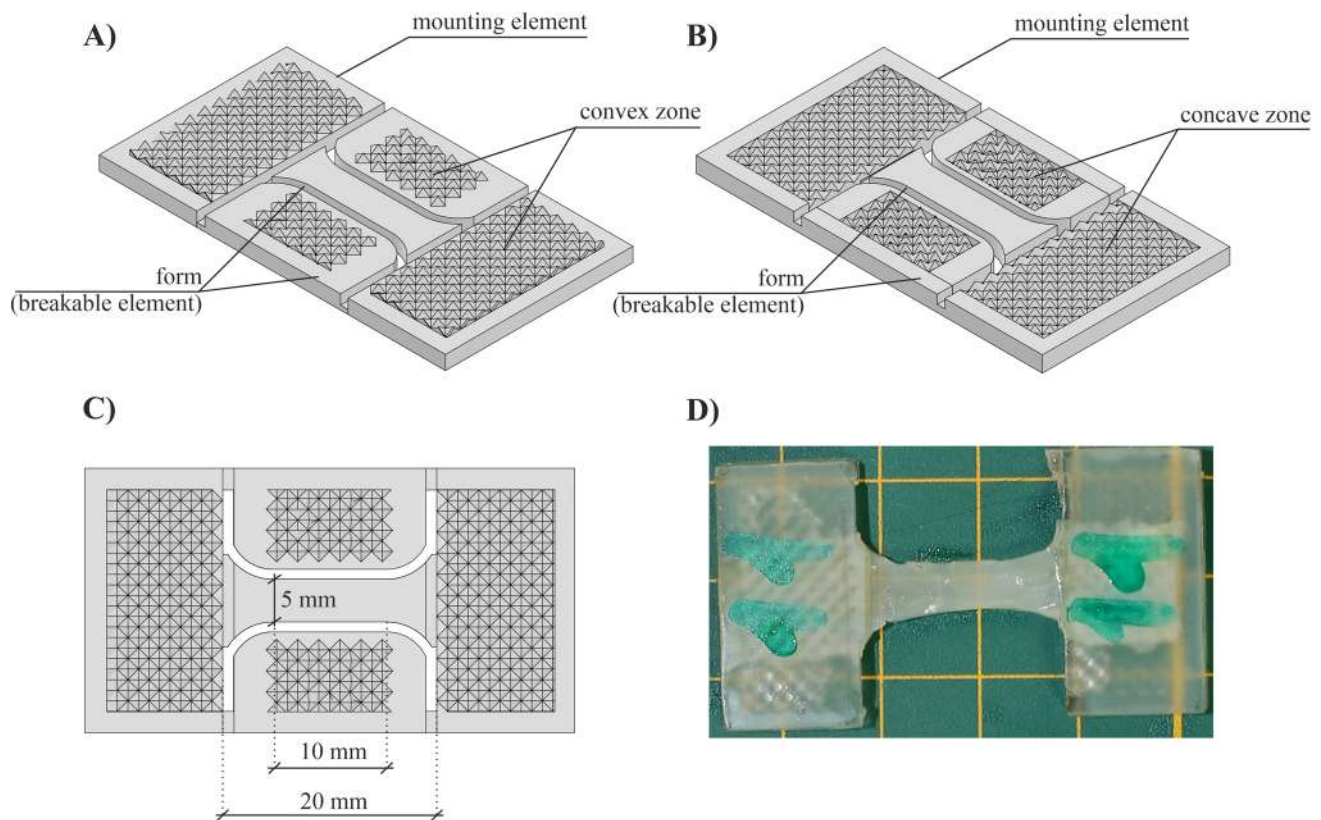


Fig. 2 3D-printed adapter: **A** convex form, **B** concave form, **C** form top view, **D** the final sample

Table 2 Division of samples into groups

Group	Description	Longitudinal, N	Circumferential, N
G1	Painted, not preconditioned	30	12
G2	Unpainted, preconditioned	24	0
G3	Unpainted, not preconditioned	29	13

After the adhesive cured, a scalpel was guided along the outline of the adapter to trim the specimen to its final shape, and the central section holding the mounted sample was detached without damaging the sample. The procedure was adapted following the methodology described by Zwirner et al. [11].

Figure 2D shows a specimen mounted in the adapter, ready for tensile testing. The thickness (t_0) of each prepared sample was measured in triplicate with an electronic caliper (precision ± 0.01 mm), and the readings were averaged. Width (w_0) and length (L_0) were determined using photographs with a metric scale, analyzed in AutoCAD (Autodesk, USA). The mean ($\pm$ SD) gauge-region width and grip-to-grip length were 4.88 ± 0.80 and 20.45 ± 0.78 mm, respectively.

2.4 Design of experiment

Specimens were assigned to three groups for quasi-static uniaxial tensile testing (see Table 2).

- *Group 1 (G1, painted, not preconditioned)* — specimens were speckle-painted for DIC; strain was recorded directly by DIC and calculated based on crosshead displacement.
- *Group 2 (G2, unpainted, preconditioned)* — specimens underwent cyclic preconditioning before the main test; strain was obtained from crosshead displacement only.

- *Group 3 (G3, unpainted, not preconditioned)* — specimens received no preconditioning, and strain was obtained from crosshead displacement only.

2.5 Mechanical testing protocol

All specimens were tested on a Zwick/Roell Z10 universal testing machine (screw grips, type 8133; Zwick/Roell GmbH & Co. KG, Ulm, Germany). For DIC measurements, high-resolution stereo images of each specimen's surface were captured using an ARAMIS MC 3D 12 M system (GOM GmbH, Braunschweig, Germany) equipped with twin 4096 × 3000-pixel cameras. The resulting image series were processed in Aramis Professional (GOM GmbH) to obtain full-field deformation data throughout the tensile test. Immediately prior to testing, samples were immersed in 0.9% saline heated to 36.6 °C.

G1 specimens were prepared for DIC by first applying an acrylic white base coat (DECO COLOR Decoration RAL9010), followed by black speckles (DECO COLOR Decoration RAL9005) to create a stochastic pattern. Samples were tested within 10 min of painting. The samples were clamped into the testing machine grips by their mounting elements (see Fig. 3A).

A preload of 0.5 N was applied to longitudinal and 0.1 N to circumferential specimens, after which displacement was imposed at a constant rate of 5 mm·min⁻¹ (0.0833 mm·s⁻¹) until failure. Force and crosshead displacement were recorded at frequency of 50 Hz, while DIC images were captured at frequency of 4 Hz. Two virtual extensometers (see Fig. 3B) aligned with the axial and transverse directions were used to measure strains in both directions. G2 specimens were preconditioned by cyclic loading to ~4 N (which was ≈ 10% of the estimated failure load) at 1 Hz for 60 s, followed by a 10 s rest period before the main test.

2.6 Data processing and analysis

2.6.1 Post-processing of stress–stretch data

In the first step, the recorded force–displacement data were converted to first-Piola–Kirchhoff (PK₁) stress–stretch curves [38, 39]. Stress was computed as $P = \frac{F}{A_0}$, where F is the recorded force and $A_0 = w_0 t_0$ is the

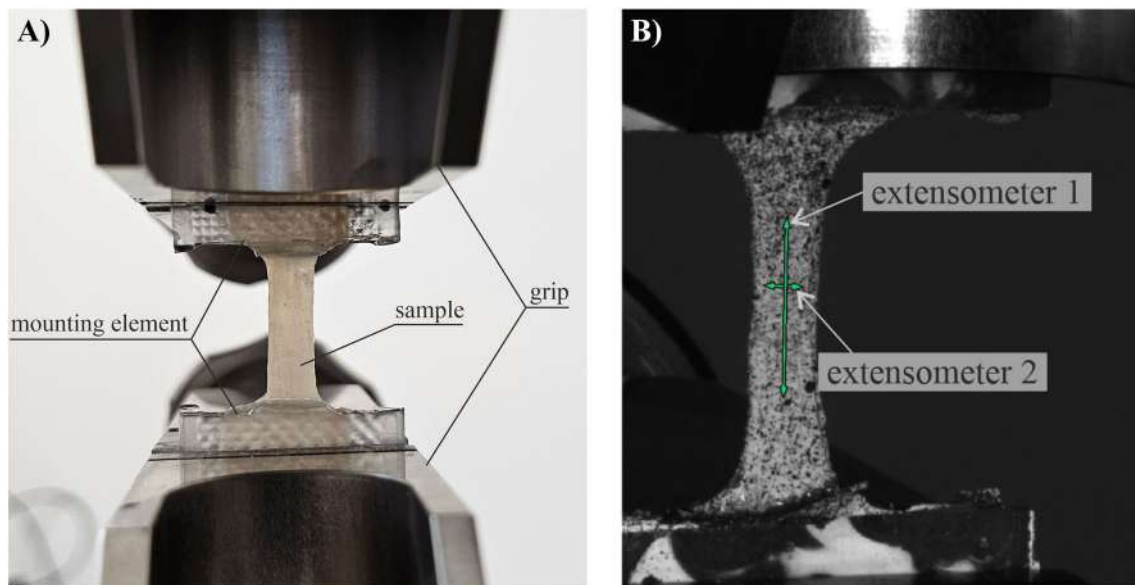


Fig. 3 Sample: **A** mounted in the testing machine, and **B** with virtual extensometers marked

undeformed cross-sectional area. Stretch was defined as $\lambda = \frac{L_0+u}{L_0}$, with u representing crosshead displacement. For specimens tracked by DIC, stretch was defined as $\lambda = \frac{e_1}{e_{10}}$, where e_1 and e_{10} are the instantaneous and initial lengths of the longitudinal virtual extensometer 1 (see Fig. 3B), respectively.

Each dura mater tensile curve can be divided into three characteristic regions: toe, linear, and subfailure with four key points: the initial, the I transition, the II transition, and the failure (peak stress) (see Fig. 4) [40, 41]. This was accomplished by fitting a polynomial to the raw $P(\lambda)$ data with the normalized root-mean-square error (NRMSE) constrained to ≤ 0.005 . Inflection points were identified from the second derivative of this polynomial [42, 43]. Around each inflection point, a local linear regression was applied; the range in which the normalized absolute error (NMAE) remained $< 1\%$ was deemed the linear region. The first and last points of this span were I and II transition points, respectively. The elastic modulus (E) was taken as the slope of this linear region (Best Linear Fit, see Fig. 4).

2.6.2 Averaging the stress-stretch curves

To generate an averaged $P(\lambda)$ response for the dura mater, the curve was represented by three consecutive functions, f_1 , f_2 , and f_3 , corresponding to the toe, linear, and sub-failure regions, respectively:

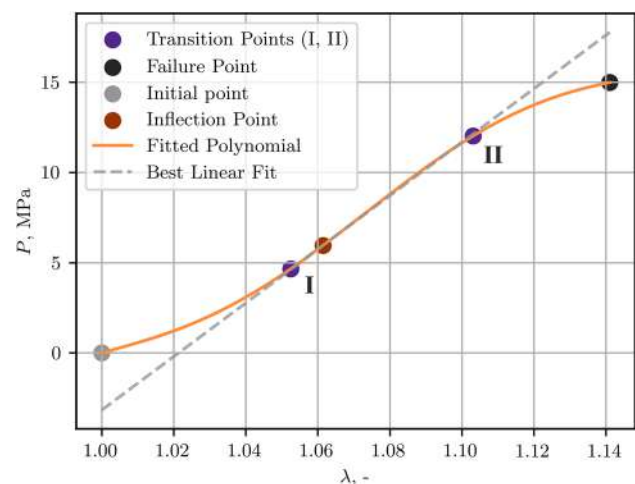
- f_1 (quadratic) passes through the initial and the I transition points, remains monotonically increasing and convex at this interval, and shares a common tangent point with f_2 at the I transition point.
- f_2 (linear) connects I and II transition points.
- f_3 (quadratic) spans from II transition to the failure points, remains monotonically increasing and concave throughout this interval, and matches the tangent of f_2 at II transition point.

Stretch and stress at each characteristic point were taken as the across-specimen means within the group. Piecewise assembly of f_1 , f_2 , and f_3 generates a smooth, group-averaged $P(\lambda)$ curve with C^1 continuity.

2.6.3 Statistical analysis

Linear regression models were fitted to relate DIC-based strain measurements (dependent variable) to crosshead-based measurements (independent variable). Each model reported the slope with its standard error (SE), t -statistic, p -value, and 95% confidence interval (CI), along with the intercept. Model performance was summarized by the adjusted coefficient of determination (R^2), reflecting the proportion of variance explained after penalizing for model complexity, and by the root-mean-square error (RMSE), indicating the typical prediction error in the

Fig. 4 Typical region and points of stress-stretch curve



outcome's units. A five-fold ($k = 5$) cross-validation procedure generated mean cross-validated R^2 and mean cross-validated RMSE to evaluate out-of-sample predictive capability.

Welch's t -tests were used for group comparisons involving paint application (painted vs. unpainted), cadaver identity, sampling location, and sex. The mean $\pm$ SD of each group was provided to represent the distribution of the raw data. For differences in means, the t -statistic and p -value from Welch's t -test were presented, together with either the SE or the 95% CI of that difference. Cohen's d was calculated to indicate the effect size of group differences.

Multiple regression analyses were performed to evaluate how covariates (including sex, height, mass, or the height-to-mass ratio) predicted mechanical parameters such as elastic modulus and failure stress. The overall significance of each model was assessed using the F -statistic and its corresponding p -value, and the adjusted R^2 was reported to indicate the proportion of variance explained. For each predictor, the slope, SE, t -statistic, p -value, and 95% CI were specified, along with the intercept of the model.

All statistical tests used a significance level of $p = 0.05$. The Shapiro-Wilk test was applied where relevant to assess the normality of data distributions [44].

2.7 Determining the apparent Poisson function (Hencky form)

Two methods were employed to estimate the apparent Poisson's function:

1. *Direct Stepwise Calculation.* Only for the linear region of all G1 samples, the apparent Poisson functions were computed at each measurement step as $\nu_{12}^a = -\frac{\ln(\lambda_2)}{\ln(\lambda_1)}$ for longitudinal samples, and $\nu_{21}^a = -\frac{\ln(\lambda_1)}{\ln(\lambda_2)}$ for circumferential samples [35, 45], where $\lambda_2 = \frac{e_2}{e_{20}}$ is the stretch in circumferential direction and $\lambda_1 = \frac{e_1}{e_{10}}$ is the stretch in the longitudinal direction, both measured exclusively by DIC. Anomalous values were removed by excluding points deviating from the initial mean by more than one SD.

2. *Curve Fitting Method.* The model $\lambda_2 = \lambda_1^{-\nu_{12}^a}$ was fitted to the G1 longitudinal samples data (λ_2 to λ_1 relation) only in the linear region using an iterative optimization algorithm (Levenberg–Marquardt). The parameter was estimated by minimizing the sum of squared differences between the observed data and the model predictions. The analogous model was used for the circumferential samples.

3 Results

3.1 Comparison of strain-measurement methods

Within G1, the strain-measurement technique exerted a statistically significant influence on both specimen stiffness and failure stretch ($p < 0.05$). Under longitudinal loading, the elastic modulus obtained by DIC exceeded the crosshead-derived value by an average of 70%, whereas the corresponding failure stretch was 35% lower. For transverse loading, the stiffness discrepancy was 10%, and the failure-stretch difference reached 63%. Mechanical parameters for G1 specimens are summarized in Table 3, and raw stress–stretch traces stratified by measurement technique are shown in Figs. 5 and 6.

Table 3 Mechanical properties of G1 (mean $\pm$ SD) comparing the two strain-measurement methods

	Failure stretch, -		Failure stress, MPa		Elastic modulus, MPa	
	Crosshead	DIC	Crosshead	DIC	Crosshead	DIC
G1, Longitudinal	1.17 ± 0.05	1.11 ± 0.03	26.96 ± 9.43	26.96 ± 9.43	204.41 ± 56.57	350.97 ± 123.85
G1, Circumferential	1.19 ± 0.06	1.07 ± 0.06	1.92 ± 0.41	1.92 ± 0.41	14.17 ± 3.01	14.55 ± 3.72

Fig. 5 Stress–stretch curves for G1 longitudinal samples, separated by strain-measurement method

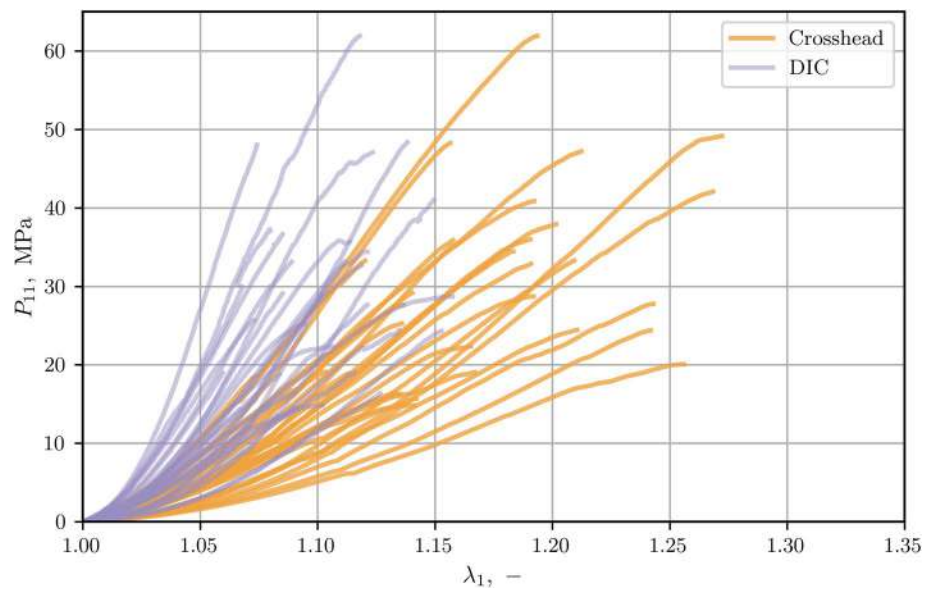
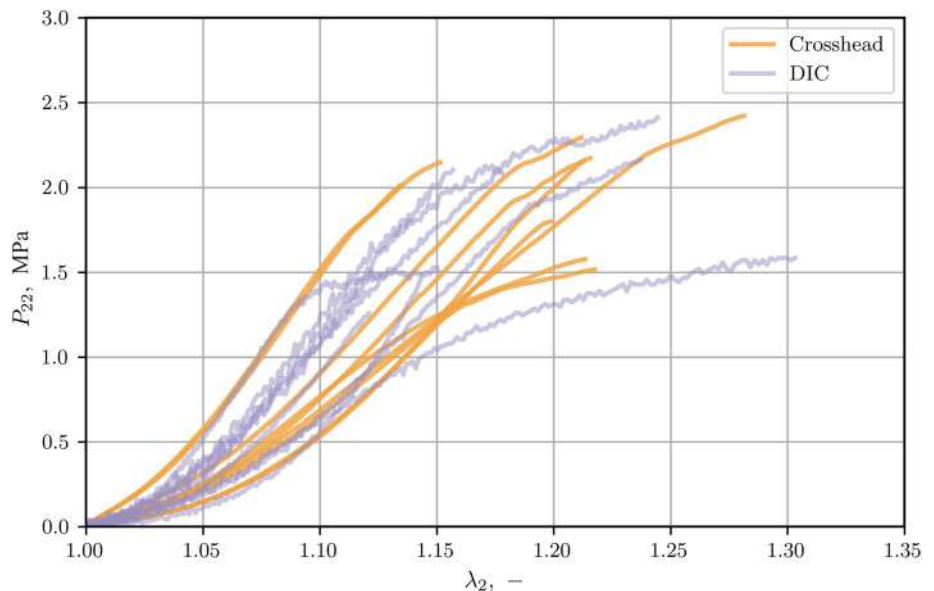


Fig. 6 Stress–stretch curves for G1 circumferential samples, separated by strain-measurement method



In the longitudinal orientation (see Fig. 7A), regression of the DIC-derived elastic modulus on the crosshead-derived modulus yielded a slope of 1.83 ($SE = 0.199$, $t = 9.18$, $p < 0.001$; 95% CI [1.42–2.24]) and an intercept of -24.4 MPa. The model explained 77.6% of the variance (adjusted $R^2 = 0.776$) with an RMSE of 52.9 MPa. For the failure-stretch model (see Fig. 7B), the slope was 0.47 ($SE = 0.073$, $t = 6.39$, $p < 0.001$; 95% CI [0.32–0.62]) with an intercept of 0.56, giving an adjusted R^2 of 0.624 and an RMSE of 0.016. Part of the remaining discrepancy in failure stretch likely reflects loss of speckle contrast as specimens elongated excessively just before rupture.

In the circumferential orientation, no statistically significant differences emerged ($p > 0.05$). Additionally, the adjusted R^2 for circumferential samples was below 0.25, suggesting that this model explained insufficient variance to draw strong conclusions in this orientation.

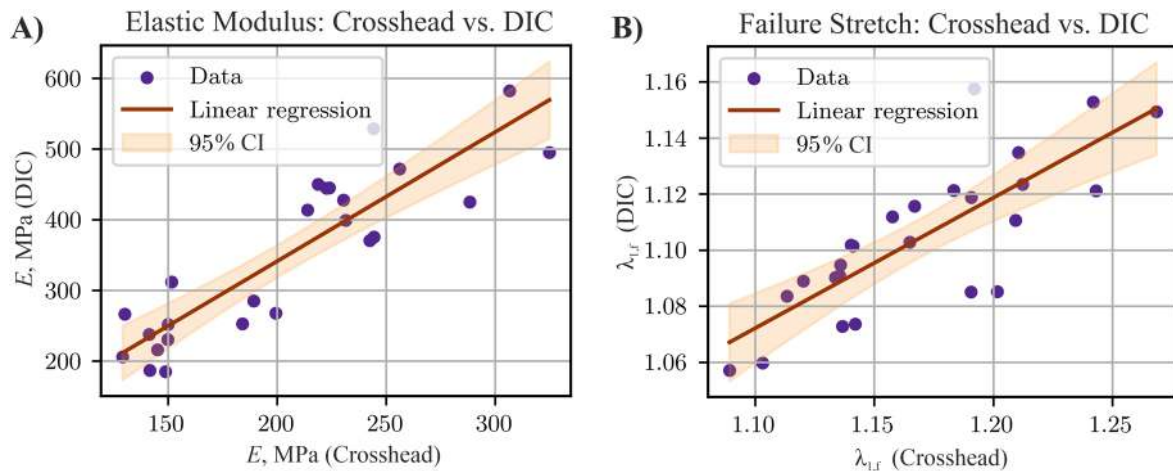
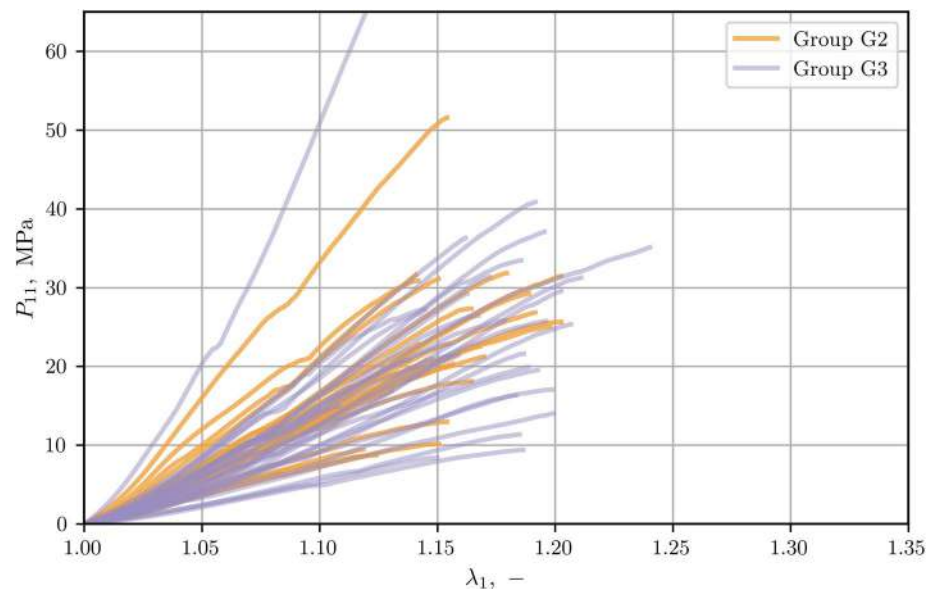


Fig. 7 Effect of strain-measurement approach on **A** the elastic modulus and **B** the failure stretch in G1 longitudinal samples

Fig. 8 Stress-stretch curves for G2 and G3 longitudinal samples



3.2 Effect of preconditioning and paint application

Figure 8 presents the raw stress-stretch curves for Groups G2 and G3. No statistically significant differences emerged between G2 and G3 for failure stretch and stress, or elastic modulus ($p < 0.05$). Consequently, G2 and G3 were combined into a single “not painted” group for subsequent analyses.

Table 4 presents the crosshead-based mechanical properties of G1 (painted), and G2+G3 (unpainted) specimens. The painted samples exhibited a significantly higher mean elastic modulus (204.4 MPa) than unpainted samples (159.0 MPa), an absolute increase of 45.5 MPa (SE = 13.8 MPa; $t = 3.29$; $p = 0.0019$; 95% CI [17.6–73.3]; Cohen’s $d = 0.80$). After logarithmic transformation the mean difference was 0.285 (SE = 0.078; $t = 3.65$; $p = 0.0005$), corresponding to a 1.33-fold increase ($d = 0.79$).

Shapiro–Wilk tests indicated a moderate alignment with a normal distribution for both painted ($W = 0.930$, $p = 0.088$) and unpainted ($W = 0.971$, $p = 0.236$) samples, and the log-transformed data did not substantially improve normality ($W = 0.931$, $p = 0.094$ for painted; $W = 0.957$, $p = 0.058$ in unpainted). These results suggest a statistically significant difference in stiffness between painted and unpainted specimens; however, whether

Table 4 Mechanical properties (mean±SD) of G1, G2 and G3 samples, measured via crosshead

Group	Failure stretch, -	Failure stress, MPa	Elastic modulus, MPa
G1 Long.	1.17±0.05	26.96±9.43	204.41±56.57
G2 Long.	1.16±0.02	23.56±9.26	160.45±58.80
G3 Long.	1.18±0.03	23.90±8.62	157.67±57.23
G1 Circ.	1.19±0.06	1.92±0.41	14.17±3.01
G3 Circ.	1.13±0.03	1.39±0.64	15.07±9.13

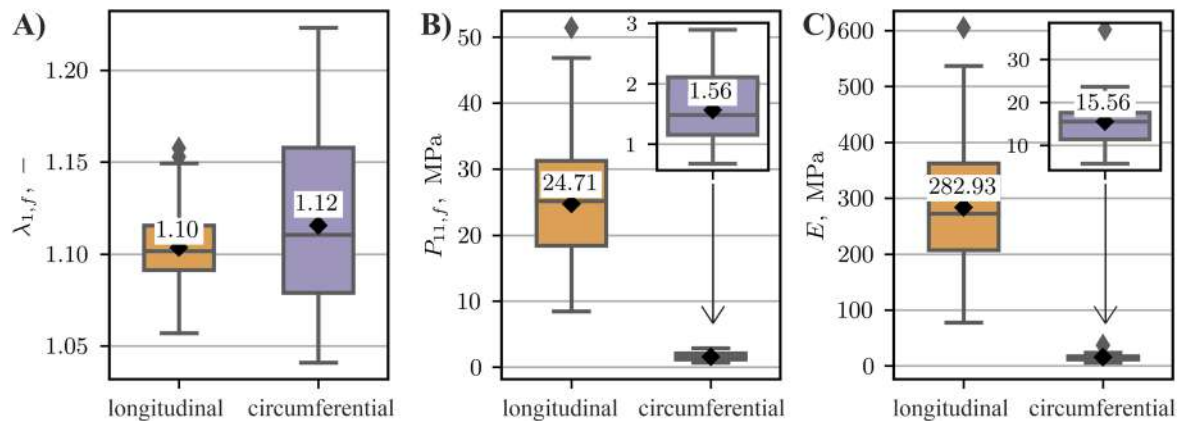


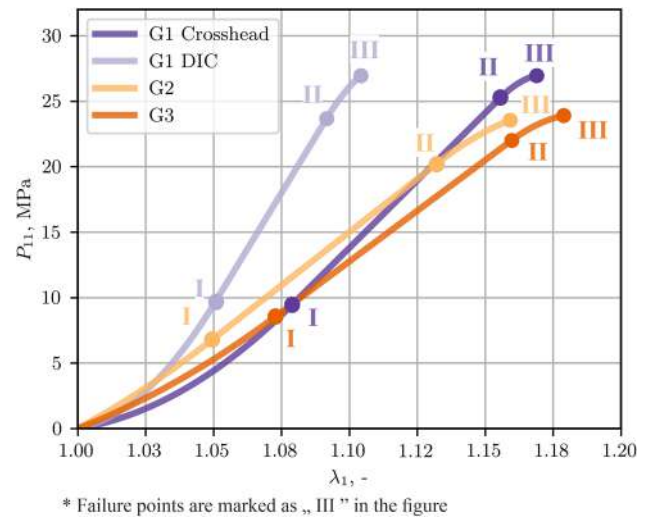
Fig. 9 Corrected mechanical properties of dura mater by sample orientation: **A** failure stretch, **B** failure stress, and **C** elastic modulus

an additive or multiplicative model better describes dura mater properties remains inconclusive. The additive approach may be more straightforward to interpret, as it can be viewed analogously to connecting springs in parallel, wherein adding paint effectively contributes an additional portion of stiffness. No significant differences ($p > 0.05$) in failure stretch or failure stress were detected (mean differences of 0.09% and 12%, respectively), which further supports the notion that the “parallel” (i.e., additive) paint effect primarily manifests in stiffness. Likewise, no statistically significant differences were found between painted and unpainted samples tested in the circumferential direction ($p > 0.05$).

3.3 Corrected mechanical properties

Longitudinal samples tested without DIC were corrected for paint and measurement effects. First, the elastic modulus was recalculated using $E = 1.83 \times E_0 - 24.42$ (see Fig. 7A), then 45.46 MPa was subtracted to account for the additive effect of the paint. Figure 9 shows the resulting mechanical properties of dura mater categorized by loading orientation. The mean values of failure stretch (Fig. 9A) differ by about 0.02 between longitudinal and circumferential directions, although circumferential samples exhibit wider variability. In contrast, the mean values of failure stress and elastic modulus differ much more substantially: longitudinal samples had failure stress ~16 times higher than (Fig. 9B) and elastic modulus more than 18 times higher (Fig. 9C) relative to circumferential samples. With the exception of failure stretch, all of these differences are statistically significant ($p < 0.05$).

Using the proposed curve-averaging approach, mean characteristic points (I, II, and failure) were computed for each group and fitted with piecewise functions representing the toe, linear, and subfailure regions. Figure 10 presents the assembled polynomial curves for longitudinal samples in G1 (crosshead and DIC), G2, and G3. The specific function coefficients were summarized in Tables 5 and 6, and Table 7 for toe, linear and sub-failure region, respectively.

Fig. 10 Piecewise averaged stress-stretch curves for longitudinal dura mater in G1, G2, and G3**Table 5** Toe-region quadratic functions of averaged stress-stretch curves

Group	Polynomial
G1 (Crosshead)	$P_{11}(\lambda_1) = 1095.23 \times \lambda_1^2 - 2157.13 \times \lambda_1 + 1061.89$
G1 (DIC)	$P_{11}(\lambda_1) = 2967.36 \times \lambda_1^2 - 5894.15 \times \lambda_1 + 2926.79$
G2	$P_{11}(\lambda_1) = 514.36 \times \lambda_1^2 - 919.02 \times \lambda_1 + 402.67$
G3	$P_{11}(\lambda_1) = 512.64 \times \lambda_1^2 - 954.17 \times \lambda_1 + 432.53$

Table 6 Linear functions of averaged stress-stretch curves

Group	Polynomial
G1 (Crosshead)	$P_{11}(\lambda_1) = 206.07 \times \lambda_1 - 212.88$
G1 (DIC)	$P_{11}(\lambda_1) = 341.79 \times \lambda_1 - 349.43$
G2	$P_{11}(\lambda_1) = 162.59 \times \lambda_1 - 163.84$
G3	$P_{11}(\lambda_1) = 154.77 \times \lambda_1 - 157.48$

Table 7 Subfailure region quadratic functions of averaged stress-stretch curves

Group	Polynomial
G1 (Crosshead)	$P_{11}(\lambda_1) = -5950.79 \times \lambda_1^2 + 13960.65 \times \lambda_1 - 8160.92$
G1 (DIC)	$P_{11}(\lambda_1) = -6385.24 \times \lambda_1^2 + 14282.39 \times \lambda_1 - 7958.40$
G2	$P_{11}(\lambda_1) = -1460.65 \times \lambda_1^2 - 3470.04 \times \lambda_1 - 2036.17$
G3	$P_{11}(\lambda_1) = -2921.40 \times \lambda_1^2 + 6930.94 \times \lambda_1 - 4086.81$

3.4 Apparent Poisson function

Using the direct stepwise method, an apparent Poisson function was computed for 1,631 measurements in longitudinal samples and 370 measurements in circumferential samples. The mean apparent Poisson function for the longitudinal samples was 3.30, whereas for the circumferential samples it was 4.29. The stepwise method further allows the construction of a histogram showing the distribution of apparent Poisson function, as presented in Fig. 11. In contrast, the curve-fitting method yielded mean apparent Poisson's functions of 3.47 for longitudinal

Fig. 11 Distribution of apparent Poisson's ratio from the direct stepwise method, **A** longitudinal samples, **B** circumferential samples

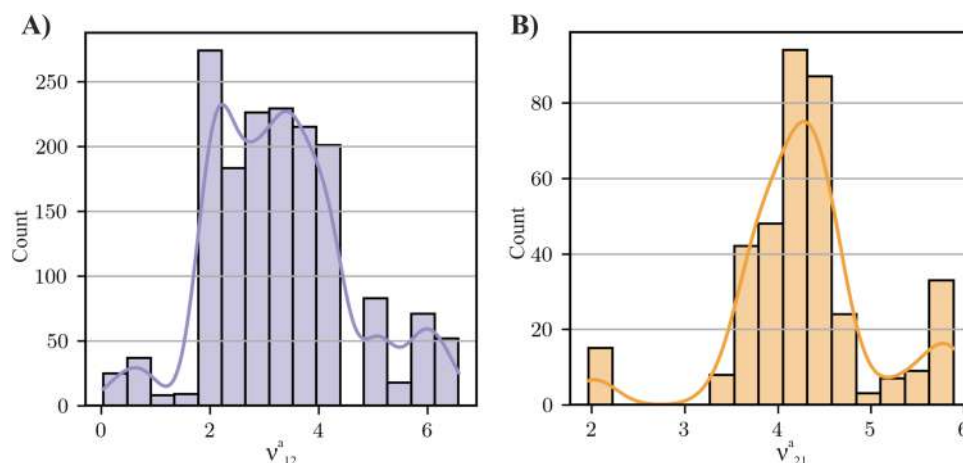
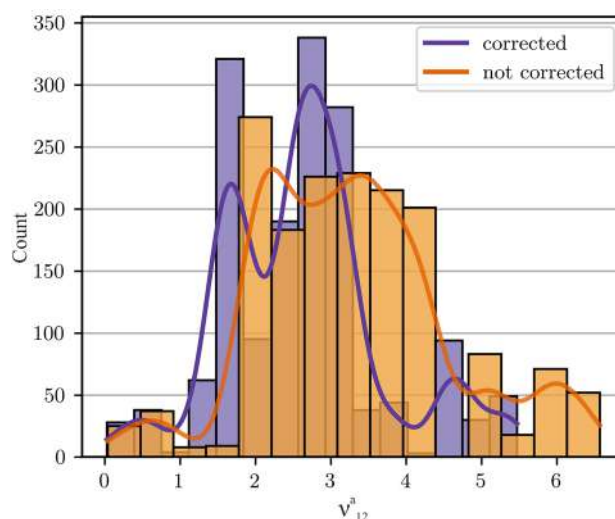


Table 8 Mean apparent poisson's ratio ($\pm$ SD) for longitudinal and circumferential samples, comparing direct Stepwise and curve-fitting methods

	Direct Stepwise Calculation	Curve fitting method
Longitudinal	3.30 ± 1.29	3.47 ± 1.37
Circumferential	4.29 ± 0.76	4.60 ± 1.69

Fig. 12 Histogram of apparent Poisson function from the direct stepwise method (longitudinal samples), before and after correcting for paint-related effects



samples and 4.60 for circumferential samples. Table 8 compares the mean ($\pm$ SD) apparent Poisson function values obtained by these two methods.

Next, an additive correction of 45.46 MPa was applied to the longitudinal modulus of elasticity to account for the effects of paint, in accordance with Sect. 3.3. This correction lowered the apparent Poisson function in both the direct stepwise and curve-fitting calculations. For example, in the direct stepwise approach, the mean $\pm$ SD value decreased from 3.30 ± 1.29 to 2.64 ± 1.07 . Similarly, the curve-fitting method revealed a reduction from 3.47 ± 1.37 to 2.84 ± 1.22 .

Applying the correction factor also altered the distribution of apparent Poisson function for longitudinally stretched samples, as illustrated in Fig. 12. The SD decreased, suggesting that the correction reduced the variability in the results.

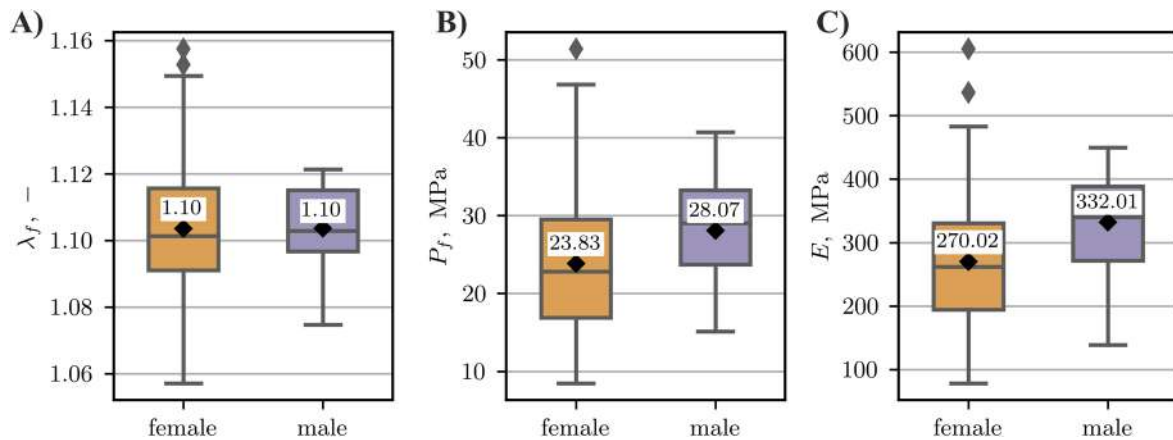


Fig. 13 Thickness of anterior versus posterior dura mater samples

3.5 Additional observations: anterior vs. Posterior thickness

Lastly, the posterior dura mater was ~29% thicker than the anterior region (see Fig. 13), which was a statistically significant difference. However, this variation did not correspond to divergent elastic modulus or failure stress within those groups. Although thicker posterior sections might point to region-specific adaptations or load-bearing differences, our data suggest that local thickness changes alone do not necessarily translate into altered mechanical properties under the tested conditions.

4 Discussion

4.1 Physical interpretations of observed responses

4.1.1 DIC vs. crosshead (see Table 3)

Differences between DIC- and crosshead-based measurement systems arise from how axial strain is defined in the loaded system. Crosshead displacement also includes movement from the grips, adapters, and end regions of the samples. This overestimates axial strain and makes the stress–stretch curve look less steep. In contrast, DIC measures strain locally within the measurement region, excluding these undesirable deformations and yielding higher modulus. The true gauge strain is smaller than the global strain value measured using the crosshead. This mechanism aligns with the limitations of the method outlined in Sect. 4.2 and with the observed measurements trends showed in Fig. 7.

4.1.2 Speckle paint (see Table 4)

The paint layer behaves as a thin, coating bonded to a tissue membrane. During in-plane tension, part of the axial load is carried by the coating, while failure still starts in the tissue. This is consistent with the simple “springs in parallel” view noted in Sect. 3.2. The exact influence depends on the coating thickness and modulus, which were not measured in this study. The exact influence depends on coating thickness and its modulus, which were not quantified with the present study.

4.1.3 Preconditioning effect (see Fig. 8)

Under the applied protocol, preconditioning is expected mainly to close the hysteresis loop of the tissue rather than to activate fiber response or redistribute fluid content. Consequently, linear-region stiffness and failure metrics remained unchanged. Combining groups G2 and G3 for further analyses using low-amplitude, short-duration cycles is therefore justified. Further analysis could investigate the effect of increasing the load amplitude during preconditioning.

4.1.4 Fiber alignment (see Fig. 9)

The pronounced contrast between longitudinal and circumferential loading reflects fiber dominance along the spine's long axis [46]. Under longitudinal loading, collagen bundles that are already aligned straighten at low stretch, producing a rapid increase in stiffness. Under circumferential loading, fewer bundles are aligned with the load axis, which reduces the modulus and strength. This microstructural view complements the corrected inter-orientation contrasts are reported in Sect. 3.

4.1.5 Identifying curve regions (see Fig. 4)

The three-region representation of the averaged () curves corresponds to distinct microstructural processes rather than to arbitrary fitting. The toe region reflects straightening of crimped collagen bundles; the linear region is governed by load bearing in aligned, straightened fibers; and the sub-failure region captures progressive fiber failure, which ends with rupture. This representation provides a physical interpretation of the averaging algorithm described in Sect. 2.6.2 and used in Fig. 10. Presented curve division is common in the literature related to the biomechanics of soft tissues [32, 40, 47–49].

4.2 Sample mounting and geometry standardization

A key challenge in mechanical testing of biological tissues is to ensure consistent and secure gripping in the testing machine. Preliminary tests on animal samples revealed frequent slippage from the clamps, underscoring the difficulty in achieving adequate adherence and preventing specimen fracture in the gripping area. Additionally, it is crucial to standardize geometry as much as possible, because biological tissues inherently exhibit high geometric variability [11]. In this study, a 3D-printed forming and mounting adapter, combined with cyanoacrylate adhesive, effectively minimized these issues. None of the samples tested slipped out or fractured outside the intended gauge region. Nevertheless, a discrepancy between the nominal sample size (5 mm width, 20 mm length) and the final measured dimensions (4.88 ± 0.80 mm width, 20.45 ± 0.78 mm length) indicates that measuring the actual geometry remains essential.

4.3 Measurement methods and parameter adjustments

External optical extensometers, such as DIC-based systems, generally provide the most realistic deformation measurements for biological tissues [11, 24, 25, 50]. However, they require specialized paint or speckle patterns that can alter the mechanical properties of the specimen. The present analysis indicates that the acrylic speckle coating applied here significantly affected certain mechanical parameters, whereas Zwirner et al. [30] reported no measurable influence of painting on the mechanical properties of the human iliotibial tract. Each measurement method introduced some limitations: crosshead-based displacement lacks local detail and overestimates strain, while DIC-based measurement demands surface coating that may stiffen the sample.

The thickness of the acrylic coating could not be measured with the current setup, leaving its exact role in the observed stiffening uncertain. Targeted studies that quantify layer thickness and composition and relate them to microstructural changes in the tissue are therefore warranted.

The proposed multi-method approach addresses potential biases by testing the same samples using both crosshead and DIC measurements; nonetheless, extracting the paint effect remains challenging, as painted and unpainted specimens come from different groups. The inherent variability of human tissues may mask or confound this effect, highlighting the importance of sufficient sample size and balanced group distribution [51]. Although post hoc corrections produced an approximate “realistic, averaged” dura mater response, each successive adjustment broadened CIs, weakening the statistical power of subsequent analyses.

A streamlined approach to averaging stress-strain (stress-stretch) curves was also introduced, potentially assisting in the derivation of constitutive laws for dura mater [52]. However, any curve-fitting or averaging strategy must account for individual variability and potential group imbalances [41].

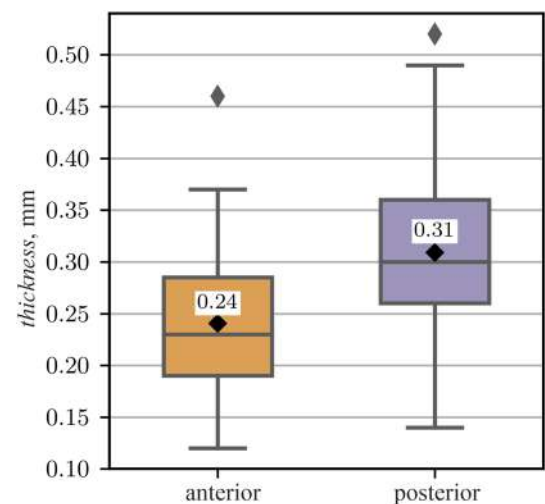
4.4 Population-based analysis of sample groups

To compare all samples across Groups G1, G2, and G3 in a consistent manner, the mechanical parameters were normalized to remove the confounding influences of measurement method and paint application. This final normalization converted every sample to the equivalent of a DIC measurement without paint. Although this strategy removes extraneous effects and allows for direct comparisons, it also widens the CIs, reducing statistical sensitivity.

A pronounced imbalance was observed between the numbers of male ($N = 27$) and female ($N = 81$) donors. Cadaver 3 (see Table 1) contributed only 6 samples, whereas all other cadavers provided ≥ 12 samples. A preliminary analysis indicated that the mechanical properties of cadaver 3 samples were significantly different from those of the other donors. Investigations of sampling location (cervical, thoracic, lumbar regions and anterior, posterior, lateral sides) did not show significant effects on dura mater mechanics ($f > 0.05$). Repeating these tests on unmodified parameters within each group also yielded no statistically significant differences.

A Welch’s t -test comparing the mean normalized elastic modulus of male and female donors indicated a difference of 61.99 MPa ($SE = 26.35$; $t = 2.35$; $p = 0.0257$; 95% CI: [8.09, 115.90]), with Cohen’s $d = 0.58$ reflecting a medium-to-large effect size. The difference in failure stress of 4.24 MPa approached significance ($SE = 2.24$; $t = 1.89$, $p = 0.069$; 95% CI: [-0.36, 8.84]), with Cohen’s $d = 0.47$ suggesting slightly higher values in male donors. No statistically significant differences in failure stretch emerged with respect to donor sex. Boxplots for these comparisons appear in Fig. 14.

Fig. 14 Normalized mechanical properties of dura mater divided by donor sex: **A** failure stretch, **B** failure stress, **C** elastic modulus



Moderate correlations emerged between cadaver height or mass and both elastic modulus and failure stress. The correlation coefficient between height and elastic modulus was 0.397, and between mass and elastic modulus it was 0.402. The correlation between height and failure stress was 0.338, while the correlation between mass and failure stress was 0.363. Given the statistically significant influence of donor sex, along with these moderate correlations of height and mass, multiple-regression models were constructed using two independent variables: sex (female=0, male=1) and a height-to-mass ratio (cm/kg) to avert collinearity.

For elastic modulus, the model yielded an adjusted R^2 of 0.154 and an overall F of 7.653 ($p=0.001$). Sex had a positive slope of 72.50 (SE=34.48; $t=2.10$; $p=0.039$; 95% CI: [3.76, 141.24]), while the height-to-mass ratio had a negative slope of -214.71 (SE=72.15; $t=2.98$; $p<0.004$; 95% CI: [-358.57, -70.85]). The intercept was 762.43 MPa. For failure stress, the adjusted R^2 was 0.111 ($F=5.567$, $p=0.006$). In that model, sex had a slope of 3.73 (SE=2.77; $t=1.35$; $p=0.182$; 95% CI: [-1.79, 9.25]) and height-to-mass ratio had a slope of -16.44 (SE=5.79; $t=2.84$; $p=0.006$; 95% CI: [-27.99, -4.88]), with an intercept of 61.70 MPa. Although these models did not adequately predict dura mater properties, they suggest that a larger height-to-mass ratio may negatively affect elastic modulus and failure stress, an outcome that is somewhat counterintuitive.

Finally, the influence of sex, height, and mass suggests potential heterogeneity within the donor population. No statistically significant associations ($p>0.05$) were found between donor age (70–90 years) and mechanical properties, although the narrow age range likely limited the detection of any age-related trends.

4.5 Apparent Poisson function analysis

Two different methods, stepwise calculation and curve fitting, were used to estimate the apparent Poisson's ratio from DIC data. The stepwise approach calculates the Poisson's ratio at each step in the linear region, with outlier points discarded. This can reduce random noise but may introduce bias in shorter tests with fewer data points. In contrast, the curve-fitting method sought to match the Hencky-type function $\lambda_2 = \lambda_1^{-\nu_{i2}^a}$. This approach may be less flexible if the actual deformation of the tissue differs significantly from the assumed form.

Despite corrections for paint-induced stiffening, both methods yielded similar mean values for the apparent Poisson function: 2.64 for the stepwise approach and 2.84 for the curve-fitting approach. These values are much higher than the Poisson's ratio of 0.5, typical for isotropic, nearly incompressible materials [53, 54]. Full-field DIC strain maps confirmed accurate measurements, with no evidence of sample twisting or image-capture errors. The high apparent Poisson function observed here may reflect complex microstructural mechanisms that are homogenized into a single continuum parameter at the macroscale. Although dura mater is often modeled as a homogeneous material, in reality it comprises water, collagen fibers, and other microstructures [20, 55–57]. These features can undergo fluid redistribution or structural reconfiguration under load, resulting in greater transverse contraction relative to axial extension than would be expected in a simple, near-incompressible solid. Comparable findings in other collagen-rich, anisotropic tissues indicate that significant volumetric changes occur under loading [58, 59]. Consequently, the conventional assumption of near-incompressibility may not be fully appropriate for dura mater, underscoring the need for further research into material models that capture its complex biomechanical behavior [36].

4.6 Comparisons with literature

Table 9 compares the mechanical parameters of spinal dura mater from the present study with previously reported data [19–22]. While the current cohort and Cavelier et al.'s [19] work focused on older donors, other studies encompassed wider or younger age ranges, which may partly explain observed disparities in failure stretch, stress, and elastic modulus. The comparison also shows significant variability in methodological factors, such as sample dimensions and strain rate.

Generally, our longitudinal results align well with those of Cavelier et al. [19] and Tencer et al. [21] in terms of crosshead-based failure stress and modulus, though our absolute values are slightly higher, potentially reflecting

Table 9 Mean $\pm$ SD or range comparison of age, region/orientation, number of samples, strain rate failure stretch and stress, and elastic modulus

Study	Age, years	Region/ Orientation	N	Strain Rate, s^{-1}	Failure Point		Elastic Modulus, MPa
					λ , -	P, MPa	
Current study, DIC	78 $\pm$ 6.86	C/C	9	~ 0.0042	1.10 $\pm$ 0.06	1.78 $\pm$ 0.39	16.16 $\pm$ 3.94
		Th/C	11		1.13 $\pm$ 0.03	1.39 $\pm$ 0.64	15.07 $\pm$ 9.13
		C/L	23		1.11 $\pm$ 0.03	26.96 $\pm$ 9.41	311.87 $\pm$ 122.23
		Th/L	38		1.10 $\pm$ 0.02	23.31 $\pm$ 7.15	272.06 $\pm$ 84.35
		L/L	15		1.11 $\pm$ 0.02	25.43 $\pm$ 12.55	273.83 $\pm$ 145.91
Current study, Crosshead		C/C	9		1.20 $\pm$ 0.04	2.01 $\pm$ 0.31	13.98 $\pm$ 3.14
		Th/C	14		1.13 $\pm$ 0.03	1.39 $\pm$ 0.64	15.07 $\pm$ 9.13
		C/L	23		1.18 $\pm$ 0.05	27.86 $\pm$ 9.77	158.54 $\pm$ 58.23
		Th/L	38		1.16 $\pm$ 0.03	23.33 $\pm$ 7.15	161.38 $\pm$ 46.14
		L/L	15		1.18 $\pm$ 0.03	25.43 $\pm$ 12.55	163.47 $\pm$ 79.75
Cavelier et al. (2022), [19] ^a	81 $\pm$ 10.7	C/C	9	~ 0.0007	1.40 $\pm$ 0.17	1.71 $\pm$ 0.51	10.13 $\pm$ 3.77
		Th/C	17		1.39 $\pm$ 0.13	1.91 $\pm$ 0.95	14.18 $\pm$ 13.62
		L/C	10		1.83 $\pm$ 0.54	2.21 $\pm$ 2.17	15.11 $\pm$ 21.16
		C/L	19		1.33 $\pm$ 0.07	23.58 $\pm$ 9.20	141.91 $\pm$ 141.91
		Th/L	39		1.26 $\pm$ 0.07	26.38 $\pm$ 10.08	172.08 $\pm$ 75.20
Runza et al. (1999), [20] ^b	39–86	L/L	18	~ 0.008	1.27 $\pm$ 0.06	18.96 $\pm$ 5.62	128.28 $\pm$ 41.96
		L/C	NA		1.38–1.57	3.14–4.41	4.15–6.83
Zarzur et al. (1996), [22] ^c	55.67 $\pm$ 18.61	L/L	NA	~ 0.017	1.15–1.61	8.14–20.28	42.20–143.41
		L/C	3		1.47 $\pm$ 0.06	5.90 $\pm$ 6.89	20.01 $\pm$ 22.18
Tencer et al. (1985), [21] ^a	Up to 65	L/L	3	NA	1.43 $\pm$ 0.08	16.07 $\pm$ 9.41	99.38 $\pm$ 86.06
		C/L	10		1.34 $\pm$ 0.13	24.11 $\pm$ 13.22	120.25 $\pm$ 41.34
		Th/L	20		1.37 $\pm$ 0.20	27.42 $\pm$ 13.41	144.75 $\pm$ 73.88
		L/L	10		1.28 $\pm$ 0.05	28.19 $\pm$ 8.17	171.19 $\pm$ 63.45

Region: C – Cervical, Th – Thoracic, L – Lumbar, Orientation: C – Circumferential, L – Longitudinal

NA - not available

^aThe mean and SD were extracted from graphs and/or tabulated data. Then, a weighted mean and a pooled SD were determined.

^bRanges were obtained from graphical representations.

^cThe force–displacement curves were digitized. All parameters listed in the table were derived using the same methodology as in the present study

older donors or the faster strain rate ($0.005 s^{-1}$). The results from Runza et al. [20] and Zarzur et al. [22] differ from the current study, which might be attributed to small or unknown sample sizes and different testing/processing protocols.

This study follows a methodological shift by employing DIC in place of the traditionally used crosshead displacement approach. On average, the use of DIC resulted in an elastic modulus that was 1.79 times higher than that obtained from crosshead measurements. This significant discrepancy highlights the critical role of advanced techniques in accurately estimating tissue deformation. Moreover, it emphasizes the need for standardized protocols and careful interpretation when comparing results across studies involving varying donor attributes and measurement methods.

5 Conclusions

After unifying and correcting the results for measurement methods (DIC vs. crosshead) and paint effects, the following average mechanical parameters were obtained for tensile tests of the spinal dura mater:

- *Longitudinal*: Elastic modulus ~ 282.93 MPa, failure stretch ~ 1.10 , failure stress ~ 24.71 MPa.
- *Circumferential*: Elastic modulus ~ 15.56 MPa, failure stretch ~ 1.12 , failure stress ~ 1.56 MPa.

These findings confirm that measurement technique has a significant impact on the estimated mechanical parameters. Even after accounting for paint-induced stiffening in DIC-based methods, the elastic modulus remained higher than values obtained from crosshead displacement, highlighting the need for harmonized protocols across laboratories. The unification approach employed here enables data reconciliation from multiple methods but increases measurement uncertainty and requires careful statistical interpretation.

A notably wide range of apparent Poisson function was observed. Two methods (stepwise and curve-fitting) were used to calculate the ratio, and the final ranges were derived by combining the minimum mean minus its SD and the maximum mean plus its SD for both longitudinal and circumferential orientations. For the longitudinal specimens, Poisson function ranged approximately from 1.57 to 4.84; for the circumferential specimens, from 2.91 to 6.29. These elevated values underscore the anisotropic and volumetrically variable nature of dura mater, suggesting that common near-incompressibility assumptions may not apply. Additional standardization, expanded datasets, and careful demographic documentation are recommended for future studies, particularly when incorporating dura mater parameters into computational models or comparing datasets obtained under different protocols and donor characteristics.

Author contributions RW, TW: Conceptualization, Data Curation, Investigation, Methodology, Software, Formal analysis, Visualisation, Writing - Original Draft. MR, WW: Conceptualization, Investigation, Methodology, Writing – Review and Editing. JHS, ES: Conceptualization, Investigation, Methodology. LP: Conceptualization, Investigation, Methodology, Formal analysis, Writing – Review and Editing, Funding Acquisition.

Funding This work was financially supported by Gdańsk University of Technology (Poland) under grant 27/1/2022/IDUB/13b/Ag (Argentum Triggering Research Grants Programme), project title: *Development of anisotropic, visco-hyper-elastic constitutive law for modeling spinal dura mater of humans*.

Data availability The datasets used and/or analyzed during the current study are available from the corresponding author upon reasonable request. Raw data contain identifiable donor information and are therefore not publicly deposited to protect participant confidentiality.

Declarations

Conflict of interest The authors declare no competing interests.

Ethical approval All procedures involving human specimens were performed in compliance with the ethical standards of the Institutional Ethics Committee of the Medical University of Gdańsk (Ordinance No. 26/2016). The specimens were obtained through a body donation program with appropriate donor consent for scientific use.

Open Access This article is licensed under a Creative Commons Attribution 4.0 International License, which permits use, sharing, adaptation, distribution and reproduction in any medium or format, as long as you give appropriate credit to the original author(s) and the source, provide a link to the Creative Commons licence, and indicate if changes were made. The images or other third party material in this article are included in the article's Creative Commons licence, unless indicated otherwise in a credit line to the material. If material is not included in the article's Creative Commons licence and your intended use is not permitted by statutory regulation or exceeds the permitted use, you will need to obtain permission directly from the copyright holder. To view a copy of this licence, visit <http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>.

References

1. Ünal M, Sezgin AB. Dura mater: anatomy and clinical implication. J Behav Brain Sci. 2021;11:239–47. <https://doi.org/10.4236/jbbs.2021.1110019>.
2. Gray H. Gray's anatomy: the anatomical basis of clinical practice. 42nd ed. Philadelphia: Elsevier; 2020.
3. Szotek S, Dawidowicz J, Geniusz M, Kozak M, Łukomski R, Czogalla A. The Biomechanical characteristics of spinal dura mater in the context of its basic morphology Acta Bioeng Biomech 2021. <https://doi.org/10.37190/ABB-01972-2021-02>.

4. Nagel SJ, Reddy CG, Frizon LA, Chardon MK, Holland M, Machado AG, et al. Spinal dura mater: biophysical characteristics relevant to medical device development. *J Med Eng Technol.* 2018;42:128–39. <https://doi.org/10.1080/03091902.2018.1435745>.
5. Pearcy Q, Tomlinson J, Niestrawska JA, Möbius D, Zhang M, Zwirner J. Systematic review and meta-analysis of the Biomechanical properties of the human dura mater applicable in computational human head models. *Biomech Model Mechanobiol.* 2022;21:755–70. <https://doi.org/10.1007/s10237-022-01566-5>.
6. Zhang Z-D, Zhao L-Y, Liu Y-R, Zhang J-Y, Xie S-H, Lin Y-Q et al Absorbable artificial dura versus nonabsorbable artificial dura in decompressive craniectomy for severe traumatic brain injury: a retrospective cohort study in two centers. *Front Surg.* 2022. . <https://doi.org/10.3389/fsurg.2022.877038>.
7. Dong R-P, Zhang Q, Yang L-L, Cheng X-L, Zhao J-W. Clinical management of dural defects: A review. *World J Clin Cases.* 2023;11:2903–15. <https://doi.org/10.12998/wjcc.v11.i13.2903>.
8. Yudoyono F, Pebrianto A. Dural tear with multiple nerve root entrapment simultaneously after unstable spine injury. *Neurologico Spinale Medico Chirurgico.* 2021;4:7–10. <https://doi.org/10.36444/nsmc.v4i1.134>.
9. Maikos JT, Elias RAI, Shreiber DI. Mechanical properties of dura mater from the rat brain and spinal cord. *J Neurotrauma.* 2008;25:38–51. <https://doi.org/10.1089/neu.2007.0348>.
10. van Noort R, Martin TRP, Black MM, Barker AT, Montero CG. The mechanical properties of human dura mater and the effects of storage media. *Clin Phys Physiol Meas.* 1981;2:197–203. <https://doi.org/10.1088/0143-0815/2/3/003>.
11. Zwirner J, Scholze M, Waddell JN, Ondruschka B, Hammer N. Mechanical properties of human dura mater in Tension – An analysis at an age range of 2 to 94 years. *Sci Rep.* 2019;9:16655. <https://doi.org/10.1038/s41598-019-52836-9>.
12. Wiczenbach T, Wolny R, Bruski D, Daszkiewicz K, Kolczyk W, Spodnik JH et al Mechanical properties of human spinal dura mater show rate dependency *Sci Rep.* 2025. <https://doi.org/10.1038/s41598-025-08471-8>.
13. Shetye SS, Deault MM, Puttlitz CM. Biaxial response of ovine spinal cord dura mater. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2014;34:146–53. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2014.02.014>.
14. Tamura A, Nishikawa S Dural mechanical responses to Load-Controlled asymmetric biaxial stretch. *J Mech Med Biol.* 2023. <https://doi.org/10.1142/S021951942350077X>.
15. PierratB, Carroll L, Merle F, MacManus DB, Gaul R, Lally C, et al. Mechanical characterization and modeling of the Porcine cerebral meninges. *Front Bioeng Biotechnol;* 2020. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2020.00801>
16. MacManus DB, Pierrat B, Murphy JG, Gilchrist MD. Protection of cortex by overlying meninges tissue during dynamic indentation of the adolescent brain. *Acta Biomater.* 2017;57:384–94. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2017.05.022>.
17. Jin C, Yu J, Li R, Ye X Regional Biomechanical characterization of the spinal cord tissue: dynamic mechanical response. *Front Bioeng Biotechnol.* 2024. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2024.1439323>.
18. Kizmazoglu C, Aydin HE, Kaya I, Atar M, Husemoglu B, Kalemci O, et al Comparison of biomechanical properties of dura mater substitutes and cranial human dura mater: an in vitro study *J Korean Neurosurg Soc.* 2019;62:635–42. . . <https://doi.org/10.3340/jkns.2019.0122>.
19. Cavellier S, Quarrington RD, Jones CF. Tensile properties of human spinal dura mater and pericranium. *J Mater Sci Mater Med.* 2022;34:4. <https://doi.org/10.1007/s10856-022-06704-0>.
20. Runza M, Pietrabissa R, Mantero S, Albani A, Quaglini V, Contro R. Lumbar dura mater biomechanics. *Anesth Analg.* 1999;88:1317–21. <https://doi.org/10.1097/0000539-199906000-00022>.
21. Tencer AF, Allen BL, Ferguson RL. A Biomechanical study of thoracolumbar spine fractures with bone in the Canal. *Spine (Phila Pa 1976).* 1985;10:741–7. <https://doi.org/10.1097/00007632-198510000-00009>.
22. Zarzur E. Mechanical properties of the human lumbar dura mater. *Arq Neuropsiquiatr.* 1996;54:455–60. <https://doi.org/10.1590/S0004-282X1996000300015>.
23. Bigger R, Blaysat B, Boo C, Grewer M, Hu J, Jones A et al. A good practices guide for digital image correlation. 2018. <https://doi.org/10.32720/idics/gpg.ed1/print.format>.
24. Bai P, Zhu F, He X. Optical extensometer and elimination of the effect of out-of-plane motions. *Opt Lasers Eng.* 2015;65:28–37. <https://doi.org/10.1016/j.optlaseng.2014.04.010>.
25. Genovese K, Badel P, Cavinato C, Pierrat B, Bersi MR, Avril S, et al. Multi-view digital image correlation systems for in vitro testing of arteries from mice to humans. *Exp Mech.* 2021;61:1455–72. <https://doi.org/10.1007/s11340-021-00746-1>.
26. Nowak M, Maj M. Determination of coupled mechanical and thermal fields using 2D digital image correlation and infrared thermography: numerical procedures and results. *Archives Civil Mech Eng.* 2018;18:630–44. <https://doi.org/10.1016/j.acme.2017.10.005>.
27. Musiał S, Nowak M, Maj M. Stress field determination based on digital image correlation results. *Archives Civil Mech Eng.* 2019;19:1183–93. <https://doi.org/10.1016/j.acme.2019.06.007>.
28. Dzaye ED, Tsangouri E, Spiessens K, De Schutter G, Aggelis DG. Digital image correlation (DIC) on fresh cement mortar to quantify settlement and shrinkage. *Archives Civil Mech Eng.* 2019;19:205–14. <https://doi.org/10.1016/j.acme.2018.10.003>.
29. Ziaja D, Jurek M, Śliwa R, Wiater A, Kulpa M. DIC application for damage detection in FRP composite specimens based on an example of a shearing test. *Archives Civil Mech Eng.* 2024;24:47. <https://doi.org/10.1007/s43452-024-00859-z>.

30. Zwirner J, Ondruschka B, Scholze M, Hammer N. Surface coating and speckling of the human iliotibial tract does not affect its load-deformation properties. *Sci Rep.* 2020;10:20747. <https://doi.org/10.1038/s41598-020-77299-1>.
31. Liber-Kneć A, Łagan S. The effects of preconditioning on tensile properties of pig's skin. *Biomaterials in medicine and veterinary medicine: proceedings of the 27th annual conference of the polish society for biomaterials*, Vol. iii, Ryto, Poland: engineering of biomaterials; 2018, p. 15.
32. Mattucci SFE, Moulton JA, Chandrashekar N, Cronin DS. Strain rate dependent properties of younger human cervical spine ligaments. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2012;10:216–26. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2012.02.004>.
33. Tonge TK, Murienne BJ, Coudrillier B, Alexander S, Rothkopf W, Nguyen TD. Minimal preconditioning effects observed for inflation tests of planar tissues. *J Biomech Eng.* 2013. <https://doi.org/10.1115/1.4025105>.
34. Mazgajczyk E, Ścigała K, Czyż M, Jarmundowicz W, Będziński R. Mechanical properties of cervical dura mater. *Acta Bioeng Biomech.* 2012;14:51–8.
35. Mihai LA, Goriely A. How to characterize a nonlinear elastic material? A review on nonlinear constitutive parameters in isotropic finite elasticity. *Proc R Soc A: Math Phys Eng Sci.* 2017;473:20170607. <https://doi.org/10.1098/rspa.2017.0607>.
36. Maas SA, Ellis BJ, Ateshian GA, Weiss JA. FEBio: finite elements for biomechanics. *J Biomech Eng.* 2012. <https://doi.org/10.1115/1.4005694>.
37. Cavalier S, Quarrington RD, Jones CF. Tensile properties of human spinal dura mater and pericranium. *J Mater Sci Mater Med* 2023. <https://doi.org/10.1007/s10856-022-06704-0>.
38. Fung YC. Yuan-cheng). *Biomechanics: mechanical properties of living tissues*. 2nd ed. New York, NY, USA: Springer-Verlag New York, Inc.; 1993.
39. Holzapfel GA. Nonlinear solid mechanics: a continuum approach for engineering / Gerhard A. Holzapfel. 2005:489–90.
40. Wolny R, Wiczenbach T, Andrzejewska AJ, Spodnik JH. Mechanical response of human thoracic spine ligaments under quasi-static loading: an experimental study. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2024. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2024.106404>.
41. Mattucci SFE, Cronin DS. A method to characterize average cervical spine ligament response based on Raw data sets for implementation into injury biomechanics models. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2015;41:251–60. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2014.09.023>.
42. Marquardt DW. An algorithm for Least-Squares Estimation of nonlinear parameters. *J Soc Ind Appl Math.* 1963;11:431–41. <https://doi.org/10.1137/0111030>.
43. Levenberg K. A method for the solution of certain non-linear problems in least squares. *Q Appl Math.* 1944;2:164–8. <https://doi.org/10.1090/qam/10666>.
44. Altman DG. *Practical statistics for medical research*. Chapman and Hall/CRC; 1990. <https://doi.org/10.1201/9780429258589>.
45. Beatty MF, Stalnaker DO. The Poisson function of finite elasticity. *J Appl Mech.* 1986;53:807–13. <https://doi.org/10.1115/1.3171862>.
46. Morales-Avalos R, Soto-Domínguez A, García-Juárez J, Saucedo-Cardenas O, Bonilla-Galvan JR, Cardenas-Serna M, et al. Characterization and morphological comparison of human dura mater, temporalis fascia, and pericranium for the correct selection of an autograft in duraplasty procedures. *Surg Radiol Anat.* 2017;39:29–38. <https://doi.org/10.1007/s00276-016-1692-z>.
47. Wiczenbach T, Wolny R, Bruski D, Daszkiewicz K, Kolczyk W, Spodnik JH, et al. Mechanical properties of human spinal dura mater show rate dependency. *Sci Rep.* 2025;15:23511. <https://doi.org/10.1038/s41598-025-08471-8>.
48. Szotek S, Dawidowicz J, Geniusz M, Kozak M, Łukomski R, Czogalla A. The Biomechanical characteristics of spinal dura mater in the context of its basic morphology. *Acta Bioeng Biomech.* 2021;23:149–59. <https://doi.org/10.37190/AB-B-01972-2021-02>.
49. de Cassia Marqueti R, Vieira de Sousa Neto I, Reichert Barin F, Vieira Ramos G. Exercise and tendon remodeling mechanism. *Tendons*, IntechOpen; 2019. <https://doi.org/10.5772/intechopen.79729>.
50. Kim J, Gardiner SK, Ramazzotti A, Karuppanan U, Bruno L, Girkin CA, et al. Strain by virtual extensometers and video-imaging optical coherence tomography as a repeatable metric for IOP-Induced optic nerve head deformations. *Exp Eye Res.* 2021;211:108724. <https://doi.org/10.1016/j.exer.2021.108724>.
51. Hammer N, Ondruschka B, Berghold A, Kuenzer T, Pregartner G, Scholze M, et al. Sample size considerations in soft tissue biomechanics. *Acta Biomater.* 2023;169:168–78. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2023.07.036>.
52. Jiang Y, Wang Y, Peng XA. Visco-Hyperelastic. Constitutive model for human spine ligaments. *Cell Biochem Biophys.* 2015;71:1147–56. <https://doi.org/10.1007/s12013-014-0322-9>.
53. Østergaard MB, Hansen SR, Januchta K, To T, Rzoska SJ, Bockowski M, et al. Revisiting the dependence of poisson's ratio on liquid fragility and atomic packing density in oxide glasses. *Materials.* 2019;12:2439. <https://doi.org/10.3390/ma12152439>.
54. Mott PH, Roland CM. Limits to poisson's ratio in isotropic materials. *Phys Rev B.* 2009;80:132104. <https://doi.org/10.1103/PhysRevB.80.132104>.

55. Canelas HM, Aisen J, Jorge FB, De, Anghinah A. Biochemistry of the normal dura mater of the human brain determination of water, sodium, potassium, calcium, phosphorus, magnesium, copper, iron, sulfur and nitrogen contents. *Arq Neuropsiquiatr.* 1969;27:85–8. <https://doi.org/10.1590/S0004-282X1969000200001>.
56. Kohlhauser C, Hellmich C. Determination of poisson's ratios in isotropic, transversely isotropic, and orthotropic materials by means of combined ultrasonic-mechanical testing of normal stiffnesses: application to metals and wood. *Eur J Mech A Solids.* 2012;33:82–98. <https://doi.org/10.1016/j.euromechsol.2011.11.009>.
57. Vergari C, Pourcelot P, Holden L, Ravary-Plumioën B, Gerard G, Laugier P, et al. True stress and poisson's ratio of tendons during loading. *J Biomech.* 2011;44:719–24. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.10.038>.
58. Persson C, Evans S, Marsh R, Summers JL, Hall RM. Poisson's ratio and strain rate dependency of the constitutive behavior of spinal dura mater. *Ann Biomed Eng.* 2010;38:975–83. <https://doi.org/10.1007/s10439-010-9924-6>.
59. Swedberg AM, Reese SP, Maas SA, Ellis BJ, Weiss JA. Continuum description of the Poisson's ratio of ligament and tendon under finite deformation. *J Biomech.* 2014;47:3201–9. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.05.011>.

Publisher's Note Springer Nature remains neutral with regard to jurisdictional claims in published maps and institutional affiliations.

Authors and Affiliations

Radosław Wolny¹ · Tomasz Wiczenbach¹  · Magdalena Rucka¹ · Wojciech Witkowski¹ · Jan Henryk Spodnik² · Edyta Spodnik² · Lukasz Pachocki¹

✉ Tomasz Wiczenbach
tomasz.wiczenbach@pg.edu.pl

¹ Department of Mechanics of Materials and Structures, Faculty of Civil and Environmental Engineering, Gdańsk University of Technology, Narutowicza 11/12, 80-233 Gdańsk, Poland

² Division of Anatomy and Neurobiology, Department of Anatomy, Medical University of Gdańsk, 80-210 Gdańsk, Poland

Część III:
Oświadczenia

OŚWIADCZENIE

O procentowym podziale praw autorskich do publikacji:

Wolny R., Bruski D., Budzyński M., Pachocki Ł. and Wilde K. (2022).
“Influence of a Lighting Column in the Working Width of a W-Beam Barrier on TB51 Crash
Test” *Materials* 15, 4926.
DOI: 10.3390/ma15144926

Niżej podpisani współautorzy powyższej publikacji zgodnie ustalają następujący podział procentowy:

Autor	Udział procentowy	Podpis
Radosław Wolny	80%	
Dawid Bruski	5%	
Marcin Budzyński	5%	
Łukasz Pachocki	5%	
Krzysztof Wilde	5%	

OŚWIADCZENIE

O procentowym podziale praw autorskich do publikacji:

Wolny R., Wiczenbach T., Andrzejewska A.J. and Spodnik J.H. (2024). "Mechanical response of human thoracic spine ligaments under quasi-static loading: An experimental study" *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 151, 106404.

DOI:10.1016/j.jmbbm.2024.1064041-s2.0-S1751616124000365

Niżej podpisani współautorzy powyższej publikacji zgodnie ustalają następujący podział procentowy:

Autor	Udział procentowy	Podpis
Radosław Wolny	45%	
Tomasz Wiczenbach	40%	
Angela Andrzejewska-Sroka	10%	
Jan Henryk Spodnik	5%	

OŚWIADCZENIE

O procentowym podziale praw autorskich do publikacji:

Wolny R., Wiczenbach T., Pachocki Ł., Wilde K. and Rucka M. (2025). "The role of sand filler in enhancing the mechanical properties of polymethylmethacrylate composites"

Archives of Mechanics 77(1), 53–66.

DOI: 10.24423/aom.4599

Niżej podpisani współautorzy powyższej publikacji zgodnie ustalają następujący podział procentowy:

Autor	Udział procentowy	Podpis
Radosław Wolny	36%	
Tomasz Wiczenbach	34%	
Magdalena Rucka	20%	
Krzysztof Wilde	5%	
Łukasz Pachocki	5%	

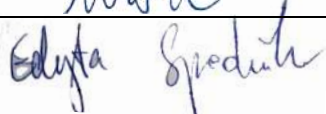
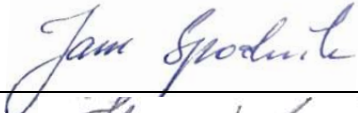
OŚWIADCZENIE

O procentowym podziale praw autorskich do publikacji:

Wolny R., Wiczenbach T., Pachocki Ł., Andrzejewska-Sroka A., Sabik A., Meronk B., Daszkiewicz K., Rucka M., Witkowski W., Spodnik E., Spodnik J.H., Krypets I., Łuczkiwicz P. and Wilde K. (2025). "Experimental evaluation and constitutive modelling of cervical spine ligaments under low and high strain rates" *Scientific Reports* 15, 40139.

DOI: 10.1038/s41598-025-23918-8

Niżej podpisani współautorzy powyższej publikacji zgodnie ustalają następujący podział procentowy:

Autor	Udział procentowy	Podpis
Radosław Wolny	23%	
Tomasz Wiczenbach	20%	
Angela Andrzejewska-Sroka	5%	
Agnieszka Sabik	5%	
Błażej Meronk	5%	
Karol Daszkiewicz	5%	
Magdalena Rucka	5%	
Wojciech Witkowski	5%	
Edyta Spodnik	5%	
Jan Henryk Spodnik	5%	
Ilia Krypets	5%	
Piotr Łuczkiwicz	5%	
Krzysztof Wilde	5%	
Łukasz Pachocki	5%	

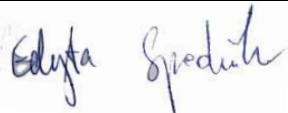
OŚWIADCZENIE

O procentowym podziale praw autorskich do publikacji:

Wolny R., Wiczenbach T., Rucka M., Witkowski W., Spodnik J.H., Spodnik E. and Pachocki Ł. (2026). "Exploring the mechanical behavior of the spinal dura mater: experimental insights and measurement dilemmas" *Archives of Civil and Mechanical Engineering* 26, 42.

DOI: 10.1007/s43452-025-01395-0

Niżej podpisani współautorzy powyższej publikacji zgodnie ustalają następujący podział procentowy:

Autor	Udział procentowy	Podpis
Radosław Wolny	33%	
Tomasz Wiczenbach	27%	
Magdalena Rucka	20%	
Wojciech Witkowski	5%	
Jan Henryk Spodnik	5%	
Edyta Spodnik	5%	
Łukasz Pachocki	5%	

