Załącznik 3a

AUTOREFERAT

(wersja w języku polskim)

Dr inż. Tomasz Klekiel

Zakład Inżynierii Biomedycznej
Wydział Mechaniczny
Uniwersytet Zielonogórski

Autoreferat – propozycja treści i układu autoreferatu

1. Imię i Nazwisko.

Tomasz Klekiel

2. Posiadane dyplomy, stopnie naukowe/ artystyczne – z podaniem nazwy, miejsca i roku ich uzyskania oraz tytułu rozprawy doktorskiej.

a) Doktor nauk technicznych w dyscyplinie **budowa i eksploatacja maszyn**
Uniwersytet Zielonogórski, Wydział Mechaniczny
Data obrony: 9.11.2005
Zastosowanie metody rozwiązań podstawowych i algorytmów ewolucyjnych do rozwiązywania wybranych nieliniowych problemów brzegowych mechaniki
Promotor:
Prof. dr hab. inż. Jan Kołodziej
Recenzenci:
Prof. dr hab. inż. Andrzej P. Zieliński
dr hab. inż. Anna Walicka, prof. UZ, Uniwersytet Zielonogórski.

b) **Tytuł magistra inżyniera**, kierunek: Budowa i Eksploatacja Maszyn, specjalność: Automatyzacja i Organizacja Procesów Produkcyjnych, Wydział Mechaniczny, Uniwersytet Zielonogórski, 1998

c) **Tytuł inżyniera**, kierunek: Informatyka, specjalność: Przemysłowe Systemy Informatyczne, Wydział Elektrotechniki, Informatyki i Telekomunikacji, Uniwersytet Zielonogórski, 2000

3. Informacje o dotychczasowym zatrudnieniu w jednostkach naukowych/ artystycznych.

1998 - 2007 Asystent w Instytucie Budowy i Eksploatacji Maszyn Wydziału Mechanicznego Uniwersytetu Zielonogórskiego.

2007 – obecnie Adiunkt w Zakładzie Inżynierii Biomedycznej Wydziału

Mechanicznego Uniwersytetu Zielonogórskiego.

2015 - 2016 Starszy Wykładowca w Zakładzie Edukacji Techniczno-Informatycznej Wydziału Przyrodniczo-Technicznego Karkonoskiej Państwowej Szkoły Wyższej w Jeleniej Górze.

4. Wskazanie osiągnięcia[1] wynikającego z art. 16 ust. 2 ustawy z dnia 14 marca 2003 r. o stopniach naukowych i tytule naukowym oraz o stopniach i tytule w zakresie sztuki (Dz. U. 2017 r. poz. 1789):

a) tytuł osiągnięcia naukowego/artystycznego,

W rozumieniu ustawy o stopniach naukowych i tytule naukowym oraz o stopniach i tytule w zakresie sztuki (Dz. U. 2017 r. poz. 1789) moje osiągnięcie naukowe stanowi autorska monografia habilitacyjna nt.

OCENA SKUTKÓW ODDZIAŁYWANIA OBCIĄŻEN IMPULSOWYCH NA WYBRANE ELEMENTY UKŁADU RUCHU CZŁOWIEKA

Monografia stanowi podsumowanie kilkuletnich badań dotyczących skutków oddziaływania obciążeń dynamicznych na układ ruchu człowieka. W pracy przedstawiono metodę modelowania zjawisk towarzyszących silnym obciążeniom impulsowym tkanek i prognozowania ich uszkodzenia. Analiza złożonych struktur zawierających elementy o zdecydowanie odmiennej charakterystyce sztywności pozwoliła określić mechanizm pojawiania się złamań kości, uszkodzeń powierzchni stawowych stawu skokowego czy krytycznych wytężeń kolumny kręgosłupa prowadzących do dyskopatii czy kompresyjnego złamania kręgów.

Uzupełnieniem dla wyników badań przedstawionych w monografii są publikacje, które zawierają obliczenia i analizy nie ujęte bezpośrednio w monografii. Podjęta tematyka jest nowym ujęciem zagadnienia modelowania struktur tkankowych o zróżnicowanej charakterystyce mechanicznej, złożonej geometrii i silnej niejednorodności materiałów. Zawarte w monografii wyniki badań numerycznych pozwoliły wyjaśnić przyczyny urazów kończyn dolnych, w tym stawu skokowego, kręgosłupa oraz pasa miednicy pod działaniem obciążenia wywołanego falą wybuchu.

klekiel

b) (autor/autorzy, tytuł/tytuły publikacji, rok wydania, nazwa wydawnictwa, recenzenci wydawniczy),

Publikacje z listy MNiSW

[A1] Katarzyna Arkusz, **Tomasz Klekiel**, Grzegorz Sławiński, Romuald Będziński, (2019), *Influence of energy absorbers on Malgaigne fracture mechanism in lumbar-pelvic system under vertical impact load*, Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, s. 1-11

[A2] Katarzyna Arkusz, **Tomasz Klekiel**, Tadeusz Marian Niezgoda, Romuald Będziński, (2018), *The influence of osteoporotic bone structures of the pelvic-hip complex on stress distribution under impact load*, Acta of Bioengineering and Biomechanics, Vol. 20, no. 1, s. 29-38.

[A3] **Tomasz Klekiel**, Romuald Będziński, (2015), *Finite element analysis of large deformation of articular cartilage in upper ankle joint of occupant in military vehicles during explosion*, Archives of Metallurgy and Materials, Vol. 60, no. 3, s. 2115-2121

[A4] ***Tomasz Klekiel**, (2017), Metoda pozycjonowania powierzchni stawowych w modelowaniu MES, Aktualne Problemy Biomechaniki, no 12, s. 41-50*

Monografie i rozdziały w monografiach

[B1] **Tomasz Klekiel**, (2019), *Ocena skutków oddziaływania obciążeń impulsowych na wybrane elementy układu ruchu człowieka*, Monografia, Oficyna Wydawnicza Uniwersytetu Zielonogórskiego.

[B2] Katarzyna Arkusz, **Tomasz Klekiel**, Grzegorz Sławiński, Romuald Będziński, (2019), *Pelvic vertical shear fractures: The damping properties of ligaments depending on the velocity of vertical impact load*, American Institute of Physics - Conference Proceedings 2078, 020077

[B3] **Tomasz Klekiel,** Grzegorz Sławiński, Marek Świerczewski, Paweł Bogusz, Romuald Będziński, (2019), *Risk of injury in lumbar spine during explosion of low-mass charge under vehicle*, American Institute of Physics - Conference Proceedings 2078, 020078

[B4] **Tomasz Klekiel**, Katarzyna Arkusz, Grzegorz Sławiński, Romuald (2019), *Prediction of the Segmental Pelvic Ring Fractures Under Impact Loadings During Car Crash*, Biomechanics in Medicine and Biology : Proceedings of the International Conference of the Polish Society of Biomechanics, eds. K. Arkusz, R. Będziński, T. Klekiel, S. Piszczatowski .- Cham : Springer Nature Switzerland. Advances in Intelligent Systems and Computing ; 831) - s. 138-149

c) **Omówienie celu naukowego/artystycznego ww. pracy/prac i osiągniętych wyników wraz z omówieniem ich ewentualnego wykorzystania.**

Monografia jak i pozostały dorobek naukowy zawiera wyniki badań i analizy

przyczyn oraz skutków powstawania urazów układu ruchu człowieka. Nowoczesne metody modelowania i symulacji zastosowano do określenia mechanizmu powstawania urazów ciała człowieka, wskutek działania obciążenia impulsowego pochodzącego od fali uderzeniowej. Na drodze modelowania, opracowano modele wybranych struktur tkankowych tj. kończyny dolnej, kręgosłupa, stawów biodrowego, kolanowego, skokowego i miednicy, co pozwoliło zdefiniować warunki skutecznej ich ochrony. Skoncentrowano się na silnych obciążeniach wynikających z propagacji fali uderzeniowej wewnątrz pojazdu wojskowego generowanej podczas wybuchu ładunku IED (*ang. improvised explosive device*) pod nim. Pasażerowie znajdujący się wewnątrz narażeni są na oddziaływania impulsu siły o bardzo dużej amplitudzie i stosunkowo krótkim czasie trwania impulsu. Badania miały na celu określenie możliwości poprawy ochrony przed skutkami tego oddziaływania.

Cel naukowy pracy

Głównym celem badań była szczegółowa analiza oddziaływania obciążeń impulsowych na tkanki układu ruchu człowieka, w tym wyjaśnienie mechanizmu transmisji energii wewnątrz struktur tkankowych kończyny dolnej jako układu mięśniowo-szkieletowego ze szczególnym uwzględnieniem funkcji tkanek miękkich i roli jaką pełnią w dyssypacji energii generowanej w wyniku propagacji fali uderzeniowej. **Dodatkowym celem pracy** była analiza stopnia rozproszenia energii działającej na kręgosłup i kończyny przez stosowanie elementów ochrony tj. elementy konstrukcyjne pojazdów, obuwie, gorsety, siedziska.

Omówienie zakresu pracy

Jednym z istotnych elementów zapewnienia bezpieczeństwa pasażerów w pojeździe opancerzonym jest ich ochrona przed skutkami wybuchu min i ładunków IED znajdujących się w otoczeniu pojazdu. Zwykle, gdy dochodzi do wybuchu ładunku pod pojazdem, fala uderzeniowa przenosi się na konstrukcję i oddziałuje na te elementy ludzkiego ciała, które pozostają w bezpośrednim kontakcie z elementami konstrukcyjnymi pojazdu takimi jak podłoga czy siedzisko. Z danych statystycznych wynika, że znaczna część urazów dotyczy kończyn dolnych, z czego ok. 25% wszystkich urazów dotyczy stawu skokowego i stopy.

Z uwagi na złożoną strukturę i budowę stawu skokowego, ułożenie stopy ma istotne znaczenie dla propagacji energii odkształcenia. Analiza propagacji odkształcenia struktur tkankowych stawu skokowego pozwala określić na ile dany wariant obciążenia jest niebezpieczny. W takich sytuacjach pojawiające się maksymalne naprężenia mogą prowadzić do złamań kości czy zerwań więzadeł lub ścięgien. Z dostępnych danych statystycznych z pola walki wynika, że w większości przypadków poszkodowani w wyniku wybuchu żołnierze odczuwają ból w okolicach stawu skokowego, o ile nie nastąpiło jawne zwichnięcie lub złamanie w jego okolicy. Świadczy to o tym, że z jednej strony rozmiar uszkodzeń może wynikać z ułożenia kończyny, z drugiej zaś strony pochodzą z przeciążenia struktur miękkich odpowiedzialnych za stabilność układu.

Eksperymenty, polegające na detonacji ładunku pod pojazdem z udziałem zwłok lub manekinów oddają realistyczne warunki oddziaływania fali wybuchu na pasażerów. W warunkach laboratoryjnych możliwy jest dokładny pomiar skutków przejścia fali uderzeniowej a badania takie obejmują m. in. odkształcenia podłogi mierzone za pomocą przetworników wyporowych, przyspieszenia w wybranych punktach czy poprzez pomiar sił i przyspieszeń za pomocą czujników rozmieszczonych wewnątrz manekina. Eksperymenty z użyciem ładunków wybuchowych charakteryzują się istotnym zróżnicowaniem wyników. Stosowanie manekinów tj. Hybrid III do analizy skutków oddziaływania fali wybuchu pozwala wyznaczyć wartości obciążeń m. in. w kończynach czy poszczególnych odcinkach kręgosłupa. Na podstawie norm i opracowanych wartości granicznych można ustalić czy są przekroczone niebezpieczne, graniczne wartości sił i przyspieszeń.

Trudność w analizie skutków oddziaływania tkanek na drodze modelowania wynika również z faktu, że poziom wytrzymałości struktur biologicznych układu ruchu człowieka jest dość zróżnicowany, niejednorodny i zwykle silnie nieliniowy. W badaniach numerycznych bazuje się na wartościach średnich wytrzymałości. Tkanki miękkie mają naturalną zdolność do pochłaniania energii wynikającą z faktu, że wewnątrz ich struktury znajdują się włókna kolagenowe, które pod wpływem rozciągania powodują, że wraz z wydłużeniem nieliniowo wzrasta naprężenie. Początkowo naprężenie wzrasta w niewielkim stopniu. Przy większych odkształceniach, kiedy włókna kolagenowe są „wyprostowane",

klekiel

sztywność tkanki wzrasta. Mechaniczna wytrzymałość tkanek zależy m. in. od topografii czy wieku, ale również ważną rolę odgrywają aspekty chemiczne i fizyczne, co prowadzi do dużej rozpiętości danych. Jednak, jak wykazano w badaniach empirycznych, poziom sił pochodzących od tych zjawisk w mięśniach jest dużo mniejszy w porównaniu z siłami generowanymi w kończynie podczas wybuchu. Uwzględnienie napięcia mięśni w badaniach modelowych jest znacznie łatwiejsze. W badaniach nad bezpieczeństwem ludzi w pojeździe, istotne znaczenie ma dokładne określenie związku między obrażeniami a parametrami biomechanicznymi struktur kostno-mięśniowych czy kostno-więzadłowych. W tych badaniach ważne jest również opracowanie modelu kończyny tak, aby umożliwić dokładne odwzorowanie warunków obciążenia struktur kostnych, więzadłowych oraz mięśniowych, zwłaszcza w otoczeniu stawów.

W związku z tym wydaje się zasadne stosowanie metod symulacyjnych do odwzorowania obciążeń bezpiecznych dla ludzkiego ciała i przyrządów. Badania numeryczne można prowadzić dla dowolnych warunków, co rozszerza możliwości poszukiwania przyczyn uszkodzeń oraz analizy skuteczności stosowanych metod ochrony. Metody komputerowe dają możliwość prowadzenia badań m. in. nad wrażliwością na zmiany parametrów materiałowych oraz zmiany kierunku i wartości obciążeń tkanek. Jak wykazano, szczegółowe analizy zachowania się tkanek podczas obciążeń wymagają dokładnego określenia warunków, tj. szczegóły geometryczne, zróżnicowane parametry materiałowe, wzajemne oddziaływanie oraz funkcje organów: więzadła, mięśnie, chrząstka itd., co stało się **motywacją do podjęcia opisanej tematyki badawczej i dzięki temu uzyskano szczegółowe informacje nt. zjawisk i wzajemnych oddziaływań tkanek wewnątrz układu ruchu wywołujących dysfunkcje i urazy.** Badania prowadzone na przestrzeni ostatnich lat pozwoliły uzupełnić stan wiedzy w zakresie szczegółowo opisanym poniżej. Szczególny nacisk został położony na wyjaśnienie roli i funkcji tkanek miękkich tj. więzadła, ścięgna i mięśnie a także chrząstki stawowej w powstawaniu urazów zarówno bezpośrednio pod obciążeniem, jak i w średnio i w długoterminowym czasie po incydencie.

Omówienie badań przedstawionych w monografii

klekiel

Trzonem prezentowanego dorobku naukowego jest autorska monografia [**B1**] w której przeanalizowano główne części ciała pasażerów pojazdów wojskowych pod kątem oceny skutków odziaływania obciążeń impulsowych, w tym oceny wpływu tego obciążenia na patologiczne zmiany zachodzące w strukturach tkankowych. Modelowanie urazów wymaga uwzględnia wielu czynników, gdzie znaczną trudność stanowi modelowanie fali wybuchu. W związku z tym stosowane są uproszczone modele w których wymuszenie przyjmuje się w postaci założonej prędkości nadawanej pojazdowi lub określonym jego elementom takim jak siedzisko czy podłoga. Niebagatelną trudność stanowi odpowiednie określenie wartości prędkości wymuszenia układu. Do odtworzenia warunków oddziaływania, w tym sił w strukturach kończyn i kręgosłupie opracowano dwuwymiarowy model wieloczłonowy ciała człowieka zawierających tułów, kończyny dolne, a także elementy pojazdu. *Wyprowadzono równania różniczkowe ruchu służące opisowi zachowania się poszczególnych struktur po wpływem wymuszenia detonowanym ładunkiem pod pojazdem.* Model wymuszenia wynikającego z detonacji ładunku opracowano na podstawie równania Friedlandera. Model zakładał zmianę ciśnienia w funkcji odległości od środka wybuchu oraz zmianę położenia pojazdu, wskutek działania ciśnienia czoła kulistej fali. Na podstawie badań doświadczalnych przyjmuje się, że w warunkach eksplozji pod pojazdem, prędkość impulsu odkształcenia wynosi od 3.4 do 7.6 m/s. W praktyce ta wartość zależy od wielkości ładunku. W przypadku ładunków o znacznej masie, prędkości wymuszenia mogą być znacznie większe i wynosić 12-20 m/s. Uzyskane na drodze symulacji wartości sił oddziaływania oraz ich przebieg w czasie pozwoliły określić, jakie obciążenia działają na poszczególne segmenty ciała pasażera. Badania doświadczalne i numeryczne wskazują, że przy dużych prędkościach odkształceń istnieje wysokie prawdopodobieństwo powstawania rozległych obrażeń u żołnierzy znajdujących się w pojeździe. Opracowany model pojazdu pozwolił uzależnić obciążenie ciała człowieka od takich parametrów jak amplituda siły i czas trwania impulsu, uwzględniając fakt, że fala impulsu pochodząca od fali uderzeniowej pojawia się na długo przed pojawieniem się obciążeń wynikających z przemieszczania się pojazdu.

Jednym z powodów uszkodzeń kończyny dolnej jest oddziaływanie osiowego

obciążenia działającego wzdłuż kości długich. Szczególną formę urazów stanowi transmisja energii przez podłogę do nóg żołnierzy znajdujących się pojeździe pozostającym w zasięgu działania ładunku IED. Badania statystyczne dowodzą, że w wyniku tego rodzaju obciążenia dochodzi zwykle do dyslokacyjnych załamań kości piętowej, kości skokowej, śródstopia i innych. *Analiza wykazała, siły oddziaływania występujące w kończynach dolnych powodują występowanie silnych obciążeń struktur tkankowych kończyn dolnych, prowadzących do uszkodzeń przede wszystkim w okolicy stawów.* Wynika to z faktu, że kończyna dolna jest umieszczona w pozycji siedzącej oraz że wypadkowa siła uderzenia generuje naprężenia ścinające w chrząstce stawowej. Analizując statystyki urazów z udziałem ładunków IED pod pojazdem na uwagę zasługuje fakt, że przy niewielkich siłach wybuchu częstym urazem są stłuczenia w okolicy stawu kolanowego i skokowego. Wynika to przede wszystkim z faktu, że kończyna podczas ruchu pojazdu porusza się bezwiednie. Siły mięśniowe kończyn i wywoływane przez nie momenty sił, stanowiły opór dla ruchu w stawach, lecz nie są w stanie przeciwdziałać siłom bezwładności powstającym w trakcie występowania fali uderzeniowej pochodzącej od wybuchu oraz w trakcie ruchu pionowego pojazdu. W rezultacie pasażerowie nie są w stanie przeciwdziałać tym przeciążeniom i narażeni są na urazy w kontakcie z elementami wyposażenia pojazdu. Przeprowadzone obliczenia i analizy pozwoliły wykazać, że generowane w stawach obciążenia przekraczają wytrzymałość mechaniczną tkanek wskutek czego dochodzi do powstawania groźnych urazów, od prostych stłuczeń do wieloodłamowych złamań kości. Przeciwdziałanie tym urazom może polegać na wprowadzeniu materiałów tłumiących zarówno w konstrukcji pojazdu, jak i bezpośrednio w umundurowaniu pasażerów. Jest to jednak o tyle trudne, że wszelkie zmiany w umundurowaniu zarówno niekorzystnie wpływają na wzrost wagi, jak również mogą prowadzić do ograniczenia ruchomości żołnierza w trakcie realizacji zadań bojowych. Podjęto zatem badania nad doborem parametrów mechanicznych materiałów, które w tych samych warunkach były by zdolne do większego pochłaniania energii uderzenia, a tym samym zmniejszenia obciążeń ciała.

W badaniach empirycznych nad skutkami obciążenia dynamicznego kończyn

należy również zwrócić uwagę na aspekt prawdopodobieństwa pojawiania się urazów pod wpływem zmian wartości sił obciążających kończynę. Prawdopodobieństwo 50% powstania urazu w kończynie dolnej może wystąpić już przy sile 6-8kN. *Ponieważ nie są znane jednoznaczne przyczyny powstawania rozbieżności w pojawianiu się różnych złamań w takich samych warunkach obciążenia, przeprowadzono badania mające na celu wyznaczenie wrażliwości modelu na zmiany własności mechanicznych tkanek.* Wykazano, że na wytężenie struktur kostnych istotny wpływ ma chrząstka stawowa. Zwykle w modelach globalnych kończyn tworzonych na potrzeby analiz dynamicznych pomija się chrząstkę, jako tkankę, która z uwagi na niewielką grubość, nie ma istotnego wpływu na przebieg powstawania obciążeń w tkankach kostnych. *Powstanie szczegółowego modelu kończyny stanowi wkład w lepsze wyjaśnienie skutków oddziaływania na chrząstkę, silnych obciążeń impulsowych.*

Jednym z etapów prac nad wyjaśnieniem mechanizmu odpowiedzi tkanek na obciążenia impulsowe było opracowanie modelu kończyny dolnej służącego do określenia warunków kontaktu powierzchni stawowych, jak i relacji pomiędzy poszczególnymi kośćmi stopy. Wyniki uzyskane z modelu pod obciążeniem dynamicznym, dotyczyły poziomu wartości sił reakcji, naprężeń oraz pola powierzchni kontaktu w stawie skokowym. Otrzymane wielkości naprężeń i odkształceń struktur tkankowych wskazują na podobieństwo do danych literaturowych uzyskanych doświadczalnie w podobnych warunkach obciążenia. *Utworzony model pozwolił odtworzyć zachowanie się stawu w warunkach obciążenia dynamicznego. Na szczególną uwagę zasługuje przyjęte założenie, że w czasie trwania obciążenia kończyna może wykonywać ruchy w stawach.* Powyższe założenie jest oczywiste z uwagi na wyniki badań eksperymentalnych, przy czym zarówno w badaniach prowadzonych na zwłokach jak i manekinach, sztywne ułożenie kończyny podczas zadawania obciążeń, bez możliwości ruchu w stawie, nie oddaje w pełni rzeczywistych warunków funkcjonowania stawu pod obciążeniem. Modelowanie ruchu w stawach wymaga przyjęcia odpowiedniego rodzaju kontaktu oraz dokładnego odwzorowania powierzchni stawowych. Również powierzchnia stawowa musi zostać odpowiednio przygotowana tak, aby lokalne artefakty nie generowały odkształceń zaburzających ruch w stawie pod

obciążeniem. Takie założenie pozwoliło na uzyskanie cennych informacji na temat wytężenia poszczególnych struktur więzadłowych i chrzęstnych, jako tych miejsc, gdzie koncentrują się największe deformacje. Analizowano różne, możliwe warianty obciążenia, co umożliwiło obserwację jak stopa, czy staw kolanowy zachowuje się przy różnych kierunkach działania obciążenia. Obciążenia generowane w stawie skokowym wskazują na możliwość tworzenia się urazów obrębie chrząstki z uwagi na lokalną koncentrację naprężeń. W wyniku analiz numerycznych wskazano warunki obciążeń najmniej i najbardziej korzystnych z punktu widzenia powstawania urazów. *Przeprowadzono eksperymenty numeryczne mające na celu określenie stopnia bezpieczeństwa struktury kostno-mięśniowej kończyny dolnej w warunkach wybuchu pod pojazdem.* W szczególności sprawdzono rozkład naprężeń w strukturach kostnych podudzia i stopy pod kątem powstawania uszkodzeń w wyniku przekroczenia dopuszczalnych wartości naprężeń. Typowe uszkodzenia dla takiego obciążenia obejmują kości śródstopia, staw skokowy i w dalszej kolejności kością piszczelową i strzałkową. Przeprowadzone analizy wykazały zmniejszenie ryzyka powstania urazu w przypadku gdy stopa oparta jest na podnóżku. Jednocześnie sztywność obuwia może wpłynąć na poziom wytężenia struktur kostnych, powodując mniejsze urazy i przeciążenia.

Analiza na podstawie autorskich modeli numerycznych pozwoliła na lepsze zrozumienie biomechaniki stawu, które było niezbędne zarówno w analizie przyczyn powstawania urazów, jak i w badaniach nad skutecznymi środkami ochrony zapobiegających takim urazom. W literaturze znanych jest wiele opracowań na temat kinematyki i biomechaniki stawu kolanowego, choć póki co fenomen jego działania nie został jeszcze w pełni rozpoznany. Analiza numeryczna opracowanego modelu pozwoliła na precyzyjne określenie wpływu własności mechanicznych poszczególnych tkanek na wytrzymałość narządów ruchu. Odpowiednio opracowany model okazał się skutecznym narzędziem do przewidywania skutków różnych przypadków obciążenia, ponieważ spełnia dwa ważne założenia. Po pierwsze staw kolanowy jest ruchomy i kości udowa i piszczelowa mogą wzajemnie się przemieszczać, a po drugie uwzględniono napięcie wywołane przez mięśnie stabilizujące i realizujące ruch w stawie.

Modelowanie wzajemnego ruchu w stawie kolanowym nie może być przedstawione w postaci żadnej ze znanych par kinematycznych, ponieważ zarówno toczenie jak i poślizg, pojawiający się w trakcie ruchu wzajemnego kości stawu kolanowego nie daje się w łatwy sposób zamodelować, wykorzystując klasyczne połączenia i metody znane z teorii mechanizmów i maszyn. Znacznym utrudnieniem jest modelowanie chrząstek, więzadeł i mięśni, gdyż ich zachowanie podczas obciążenia silnie zależy od właściwości mechanicznych. Odpowiedni dobór parametrów materiałowych, w tym sztywności więzadeł stawu kolanowego, pozwolił na odtworzenie fizjologicznego ruchu w modelowanym stawie.

Modele MES powstają zwykle na podstawie obrazów tomograficznych, na których zobrazowane są kształty kości, możliwe do odczytu grubości i powierzchnie współpracujących chrząstek. Jednak zwykle materiały i dane obrazowe zawierają geometrię kończyn dolnych w pozycji wyprostowanej. Zaproponowano metodę służącą do wzajemnego ułożenia elementów kostnych stawu kolanowego przy różnych kątach zgięcia kolana[**A4**]. Przedstawioną metodę użyto m. in. do wzajemnego ułożenia kości udowej i piszczelowej. Analizowana dokładność pozycjonowania brył wskazuje na wysoką skuteczność i dokładność proponowanej metody. Dokładność przedstawionej metody ściśle zależy od wyboru punktów należących do powierzchni kontaktu. Prawidłowy ich wybór gwarantuje uzyskanie oczekiwanego ułożenia kości w numerycznych modelach kończyn.

W celu określenia mechanizmu uszkodzenia w kończynach dolnych opisano układ pojazd-pasażer za pomocą dynamicznych równań ruchu, z wykorzystaniem równania Lagrange'a. Jako przedmiot analizy wybrano pasażera pojazdu KTO ROSOMAK. Przeanalizowano obciążenie kończyn dolnych, przyjmując stan początkowy jako eksplozję ładunku umieszczonego pod pojazdem. Badania koncentrowały się na opracowaniu modelu propagacji wybuchu działającego na pojazd, który uwzględnia zarówno wymuszony ruch pojazdu, jak i lokalne odkształcenia kadłuba powodujące niebezpieczne obciążenia w kończynach dolnych. Utworzono model ciała znajdującego się w pojeździe, gdzie symulowano detonację ładunku pod pojazdem. Model posłużył do analizy skutków wytężenia tkanek w obrębie stawów biodrowym, kolanowym i skokowym. Uzyskane wartości

wskazują, że każdy kontakt stopy z przeszkodą powoduje generowanie impulsu siły w stawie skokowym o znacznych wartościach. Tak duże obciążenie stawu może prowadzić do jego uszkodzenia, jak również do pęknięcia lub złamania głowy dalszej kości piszczelowej. Nie zaobserwowano istotnych zmian w wartościach sił reakcji w stawie biodrowym. Wskazuje to na brak związku między sztywnością podłogi a urazami w obrębie pierścienia miednicy. Znacznie większe siły oddziaływania w stawach kolanowym i skokowym stwierdzono w chwili upadku pojazdu, gdzie stopa ma możliwość uderzyć o przeszkodę. Wynika to głównie z faktu, iż nadanie znacznej prędkości początkowej stopie, a tym samym całej kończynie powoduje, że w chwili upadku pojazdu, kończyna znajduje się w powietrzu. W przypadku braku możliwości uderzenia stopy o elementy pojazdu, uderzenie o podłoże nie wpływa na przeniesienie obciążeń na stopę. Podobna sytuacja może występować w przypadku obciążeń stawu biodrowego. Zakładając ograniczoną, choć występującą, podatność pasów bezpieczeństwa, energia przekazana od podłogi do kończyny może powodować, że w chwili opadania pojazdu prędkość ciała względem pojazdu zmniejsza się. W momencie kontaktu pojazdu z ziemią gromadzona energia będzie rozpraszana a uderzenie zamortyzowane. Wyniki przeprowadzonych obliczeń dowodzą, że obciążenia w stawach są w takim przypadku znacznie mniejsze.

Urazy kończyn dolnych stanowią od 26% do 48% wszystkich obrażeń odniesionych podczas działań zbrojnych. Zwykle najczęstszymi ranami kończyn są urazy tkanek miękkich, ale jednocześnie znaczny odsetek przypadków charakteryzuje się złamaniami w obrębie stawu skokowego, śródstopia i palców. Stopa jest najbardziej złożoną strukturą ludzkiego ciała, która jest podatna na obrażenia ze względu na jej budowę i sposób obciążania. W porównaniu ze wszystkimi innymi strukturami szkieletu, stopa jest jednym z najbardziej złożonych układów kinematycznych ze względu na połączenie małych kości w tym kości stępu i śródstopia, które charakteryzują się złożoną geometrią i siecią wzajemnych powiązań realizowanych poprzez ścięgna, więzadła i liczne torebki stawowe. Ponadto odległość między stopą a źródłem fali uderzeniowej jest zwykle bardzo mała i zależy od umiejscowienia pasażera w pojeździe względem źródła wybuchu, a to sprawia że ten element ciała jest w istocie wyjątkowo silnie narażony na uszkodzenia podczas wybuchu.

Na bazie geometrii kości piszczelowej i skokowej opracowano model stawu, którego zadaniem było odzwierciedlenie mechanizmu odkształceń chrząstki pod wpływem obciążeń impulsowych**[A3]**. Opracowano model numeryczny stawu, przyjmując za istotny stosunek powierzchni kontaktu do powierzchni całego stawu. Model kości zawiera strukturę kości korowej zewnątrz, powierzchnie stawowe stawu skokowego oraz fazę kości gąbczastej wewnątrz. Na podstawie modelu odtworzono warunki powstawania pęknięcia kostki przyśrodkowej wskutek obciążenia stawu osiową siłą impulsową. Przeprowadzone analizy numeryczne pozwoliły określić mechanizm powstawania uszkodzenia, oraz określić wpływ ułożenia kończyny na wytężenie kości piszczelowej. Przeanalizowano 2 rodzaje obciążeń stawu skokowego wywołanych siłami pochodzącymi od podłogi, a działającymi na kość piętową zakładając, że całe obciążenie przekazywane jest na staw skokowy. Na podstawie uzyskanych wyników ustalono, że w przypadku obciążeń impulsowych kontakt powierzchni stawowych ma charakter bardziej punktowy niż powierzchniowy. Oddziaływanie pomiędzy powierzchniami stawowymi odbywa się na małej przestrzeni, co dowodzi dużej koncentracji naprężeń przy dość niewielkich nawet siłach. Z analizy rozkładu naprężeń dla trzech przypadków położeń kończyny wynika, że prawdopodobieństwo wystąpienia urazu jest największe w przypadku gdy kończyna jest ustawiona pionowo względem podłoża. W pozostałych przypadkach siły oddziaływania skierowane normalnie do powierzchni kostki przyśrodkowej zmniejszały poziom naprężeń tym samym dowodząc, że takie ułożenie kończyny jest bezpieczniejsze.

Z punktu widzenia ochrony przed dużymi przeciążeniami impulsowymi, ważna jest analiza skutków oddziaływania sił o znacznej amplitudzie. W badaniach brano pod uwagę interakcję pomiędzy butem i stopą dla znacznych prędkości odkształceń. Analizowano poziom bezpieczeństwa stopy na podstawie oceny wytężenia struktur tkankowych oraz badano możliwości poprawy bezpieczeństwa poprzez zmianę charakterystyki obuwia. *Analiza wyników wskazuje, że w przypadku małych prędkości, różnice pomiędzy rodzajami obuwia są niewielkie. Duża prędkość odkształcenia powoduje, że towarzyszy temu większa ilość przepływającej energii. Bardziej sztywna podeszwa sprawia, że występują większe odkształcenia w strukturach tkanek.* Z uwagi na mniejszą sztywność podeszwy

z miękką wkładką, np. poliuretanową, powstają większe odkształcenia, narażając tkanki kostne na uszkodzenie. Drugim istotnym parametrem determinującym bezpieczeństwo stopy w obuwiu jest wpływ sztywności obuwia w obrębie stawu skokowego. Przeanalizowano różne sztywności obuwia w celu wyznaczenia warunków prawidłowego usztywnienia kończyny w stawie. Analizie poddano interakcję stopy z butem pod kątem generowanych naprężeń w strukturach kostnych i możliwości pojawienia się urazów struktur więzadłowych. W przypadku usztywnienia stawu skokowego występuje istotne zmniejszenie naprężeń w kości piętowej i kości skokowej. *Na podstawie analizy wyników stwierdzono, że sztywniejszy but lepiej stabilizuje staw skokowy, a tym samym chroni kość skokową przed przeciążeniem. Jednak sztywność ta jednocześnie powoduje wzrost naprężeń w obrębie kości piętowej, gdyż usztywnienie to utrudnia przemieszczenia, które przenosiły by energię ze struktur kości na struktury więzadłowe*. W efekcie przez podudzie przenoszona jest podobna ilość energii z tą różnicą, że w mniejszym stopniu obciążane są kości stawu skokowego. Na podstawie analizy wyników stwierdzono, ze zarówno budowa podeszwy buta, jak isztywność w obrębie stawu skokowego w istotny sposób wpływa na bezpieczeństwo stopy. W przypadku małych prędkości i energii odkształcenia podeszwa buta może bardzo skutecznie ograniczać rozległość urazów z uwagi na możliwość pochłaniania energii. Większa energia obciążenia, generująca znacznie większe amplitudy sił wymuszających powoduje, że ograniczenia konstrukcyjne podeszwy obuwia rzutują na niedostateczną ochronę stopy przed urazem. W przypadku dużych prędkości ważne jest ograniczenie odkształcalności podeszwy, chroniąc stopę przed penetracją elementami konstrukcyjnymi pojazdów. Urazy podudzia są nadal częste w zderzeniach czołowych pojazdów cywilnych, a najcięższe obrażenia dotyczą stawu skokowego, w tym złamania stawu skokowego, skokowo-piętowego i piętowego. Obrażenia te mają nie tylko wysoki status urazowości, ale są również związane z długotrwałym upośledzeniem funkcji, co znacząco wpływa na koszty społeczne związane z leczeniem skutków.

Istotne znaczenie dla propagacji i rozkładu naprężeń w stawie ma także chrząstka stawowa, której jednym z podstawowych zadań jest równomiernie rozłożenie obciążenia. Analiza wpływu chrząstki na rozkład obciążeń jest

zagadnieniem stosunkowo trudnym. Jak wiadomo elastyczność chrząstki umożliwia amortyzację obciążeń dynamicznych. Dzięki tej elastyczności zmienia się również geometria styku powierzchni stawowych. Analiza naprężeń występujących w chrząstce stawowej stawu skokowego, pozwala na badania funkcji chrząstki w zależności od jej własności. Jako modele materiałowe dla chrząstki stawowej przyjęto: liniowy, Neo-Hookean oraz Mooney-Rivlina. Analizowano wartości naprężeń dla poszczególnych modeli przy takich samych obciążeniach. Na podstawie uzyskanych wyników stwierdzono znaczące różnice w rozkładzie i miejscach koncentracji naprężeń w chrząstce. Zatem równie istotny jest, oprócz geometrii stawów, właściwy dobór parametrów materiałowych tak aby uzyskać zachowanie się chrząstki pod obciążeniem podobnie do warunków eksperymentalnych. Z drugiej strony, zmiany własności materiału chrząstki np. w skutek jej uwodnienia ma istotny wpływ na zmianę obciążeń w stawie. Analiza pozwoliła na określenie granicznych wartości obciążeń chrząstki, w wyniku których, na powierzchni występują odkształcenia trwałe. Początek odkształceń plastycznych dla chrząstki następuje w zakresie siły, dla której prawdopodobieństwo wystąpienia urazu wynosi 50%. Zakładając, że odkształcenia chrząstki są nieodwracalne, należy założyć, że w podobnych warunkach obciążenia, pacjenci będą odczuwać dolegliwości bólowe. Wyniki prowadzonych badań dowodzą znaczenia chrząstki w transporcie energii w układach kostno-mięśniowych człowieka. W wielu pracach badania dynamiczne odbywały się na modelu pozbawionym warstwy chrząstki, jako struktury o niewielkim znaczeniu ze względu na grubość, w tłumieniu impulsu siły, a stwarzającej znaczne problemy numeryczne. Modele uwzględniające warstwę chrząstki, różnią się znacząco pod względem sztywności. Z punktu widzenia odporności kończyny na dynamiczne obciążenia osiowe, ważne jest uwzględnienie wszystkich czynników tj. rola więzadeł, charakterystyka kości, powierzchni stawowych i mięśni. W zależności od przyjętych właściwości mechanicznych chrząstki stawu skokowego, układ kończyny dolnej wykazywał różne zachowanie. Analizy numeryczne potwierdziły, że w przypadku chrząstki o większej sztywności występują znacznie większe siły reakcji w stawie kolanowym. W przypadku modeli chrząstki o mniejszej sztywności, wyniki wskazują na znaczne zmniejszenie sił osiowych w kości piszczelowej.

Przeanalizowano wpływ powierzchni kontaktu na energię przekazywaną do kości piszczelowej. Wykazano, że bez względu na wielkość powierzchni kontaktu, energia wewnętrzna generowana w kości piszczelowej pozostała na podobnym poziomie. Należy jednak podkreślić, że naprężenia występujące na powierzchni chrząstki są zdecydowanie różne. Dla niewielkiej powierzchni początkowej kontaktu w stawie skokowym pod wpływem obciążenia, obserwuje się wzrost naprężeń przekraczających umowną granicę plastyczności dla chrząstki, co z uwagi na znaczne odkształcenia rzutuje na trwałą degenerację i patologię stawu.

Mechanizm rozpraszania energii przez chrząstkę stawu skokowego człowieka przebiega poprzez zjawisko znacznej odkształcalności chrząstki pod wpływem obciążenia. Analiza prawdopodobieństwa powstawania urazu powierzchni stawowej pod wpływem silnego obciążenia impulsowego wykazuje, że nawet nieznaczne przekroczenie granicznych obciążeń dla chrząstki może prowadzić do jej degeneracji. W celu zbadania tego zjawiska, opracowano model numeryczny stawu uwzględniający kość piszczelową, kość skokową, powierzchnie stawowe oraz więzadła. Sztywność układu uzyskano uwzględniając więzadła w postaci elementów sprężystych. Na podstawie opracowanego modelu, dokonano analizy wpływu zmian właściwości chrząstki i więzadeł na stopień tłumienia energii obciążenia. Wyniki badań numerycznych wykazały podatność struktury chrząstki na lokalne przeciążenia, i tym samym uszkodzenia. Badanie numeryczne przeprowadzono uwzględniając zarówno zmiany sztywności poszczególnych struktur, jak również zmiany modeli konstytutywnych materiałów użytych do opisu materiału tkanek opracowywanego modelu. Wyznaczono zależność pomiędzy strukturą geometryczną chrząstki, a jej zdolnością do rozpraszania energii. Na drodze eksperymentów numerycznych wyznaczono warunki, przy których wystąpi uraz powierzchni stawowej.

Szczegółowa analiza urazowości stopy i stawu skokowego wpływa na ogólne bezpieczeństwo żołnierzy z uwagi na częstotliwość występowania urazów. Opracowano szczegółowy model stopy zawierający obuwie. Przeprowadzono analizę, która pozwoliła określić warunki skutecznej ochrony stawu skokowego pod działaniem obciążeń impulsowych o różnych kierunkach. Założono, że w zależności od kierunku uderzenia w stopę dochodzi do jednego z pięciu

typowych zachowań stawu skokowego a mianowicie: osiowa kompresja, zgięcie grzbietowe, zgięcie podeszwowe, rotacja wewnętrzna i zewnętrzna. Analiza wyników pozwoliła na ocenę bezpieczeństwa pod kątem ryzyka uszkodzenia chrząstki stawowej oraz ścięgien stabilizujących staw skokowy. Wskazano na istotny czynnik w ochronie stopy, jakim jest sposób noszenia obuwia. Badania numeryczne wykazały, że obuwie powinno być mocno zasznurowane, ponieważ tylko taki stan poprawia bezpieczeństwo i ochroni staw. Impulsowe obciążenie stóp było badane dla modelu, w którym więzadła stabilizujące staw skokowy oraz ścięgno Achillesa modelowano wykorzystując elementy powłokowe. Taki sposób modelowania umożliwił uzyskanie sił stycznych wpływających na stabilność stawu. Kości zamodelowano jako sztywne powierzchnie. Wyniki obliczeń numerycznych porównano z danymi pochodzącymi z badań eksperymentalnych ludzkich zwłok, gdzie stopy poddano osiowemu obciążeniu a kończyna miała usztywnioną kość piszczelową. Przyjęto wymuszenie w postaci uderzenia w podbicie stopy, które powodowało ruchy przemieszczenia i rotacji. Numeryczne i doświadczalne dane kinematyczne dawały zgodne dane z pomiarów obciążenia i momentu obrotowego, lecz sztywne modele kości i niepełne struktury więzadłowe nie pozwalały na dokładną analizę mechanizmu przenoszenia sił. Ten sam model został uzupełniony o deformowalne struktury kości piszczelowej, strzałkowej, piętowej i skokowej. Dokonano analizy obciążeń kończyn pod kątem ochrony tkanek przed przeciążeniem spowodowanym przez siły osiowe lub osiowo-skrętne o charakterystyce impulsowej. *Wyniki wskazują na znaczne zmniejszenie naprężeń w przypadku, gdy staw jest odpowiednio usztywniony.* Przeprowadzona analiza poszerzyła wiedzę na temat ochrony stopy przez obuwie. Na podstawie otrzymanych wyników symulacji stwierdzono, że w przypadku obciążenia osiowego, staw skokowy narażony jest na znaczne uszkodzenia z powodu koncentracji naprężeń występujących na powierzchnia stawu. W przypadku zmiany kierunku oddziaływania sił działających na kość piętową, zmniejszeniu ulegały maksymalne naprężenia w kości piszczelowej, a obciążenia koncentrowały się wokół połączeń mięśni i więzadeł. Analiza pokazała, że we wszystkich przypadkach podeszwa zmniejsza energię przenoszoną na tkanki stopy, a ryzyko urazu kończyn silnie zależy od charakteru obciążenia. Wyniki wyraźnie wskazują, że najlepiej chroniona jest stopa w sytuacji w której obciążenie jest równomierne

na całej powierzchni podeszwy obuwia.

Kolejnym segmentem ciała, któremu poświęcono uwagę w monografii [**B1**] jest kręgosłup. Na podstawie opracowanego modelu kręgosłupa lędźwiowego analizowano jego zdolność do przenoszenia obciążeń pod działaniem dużych, osiowych sił impulsowych. Złamania kompresyjne kręgów można podzielić na wiele kategorii w oparciu o morfologię, ponieważ mogą pojawiać się przy okazji innych urazów (np. osteoporoza). Podczas przekroczenia dopuszczalnych obciążeń kręgosłupa, dochodzi m. in. do zgniecenia trzonów kręgów, głównie wczęści przedniej. Tego typu złamania powstają zwykle wskutek działania siły zewnętrznej w okolicy ciemieniowej czaszki w odcinku szyjnym (np. podczas wypadku komunikacyjnego) lub w następstwie upadku z wysokości na stopy lub pośladki. Czynnikiem ryzyka dla złamania kompresyjnego kręgosłupa może być m. in. guz nowotworowy, zaawansowany wiek oraz osteoporoza lub inne choroby obniżające jakość tkanki kostnej. Złamania kompresyjne kręgosłupa uznaje się za najlepiej rokujące z punktu widzenia medycznego, ponieważ nie dochodzi do przemieszczenia się kręgów i z reguły brak jest ucisku na rdzeń kręgowy. Jeśli jednak siła jest duża, to trzony kręgów mogą ulec rozkawałkowaniu lub zmiażdżeniu i w konsekwencji mogą narażać rdzeń kręgowy na uszkodzenia. Takie złamania określane są mianem "wybuchowego". Dotyczy to najczęściej odcinka szyjnego i powstaje w wyniku upadku na głowę z dużej wysokości, skoku do płytkiej wody (gdy głowa uderza o dno lub o coś twardego, co znajduje się na dnie) lub podczas wypadku motocyklowego, choć także jest częstym urazem występującym w odcinku lędźwiowym u żołnierzy w pojazdach poddanych skutkom wybuchu IED. Najczęstszym rodzajem złamania kompresyjnego jest złamanie klinowe, które wynika z dużych osiowych obciążeń i które z uwagi na fizjologiczną lordozę wywołuje efekt zginania. Złamanie klinowe charakteryzuje się utratą stateczności kręgosłupa w przedniej części, bez zmian w strukturze kostnej w tylnej. Złamanie to uważane jest za stabilne, a wiec stosunkowo bezpieczne. W cywilnych wypadkach komunikacyjnych większość złamań typu Chance powstaje podczas upadku lub poprzez działanie 3 punktowego pasa bezpieczeństwa, gdy klatka piersiowa jest silnie zginana. W warunkach bojowych, złamania tego typu występują u pasażerów pojazdów wojskowych podczas

wybuchu ładunku IED pod pojazdem. W efekcie szczegółowe mechanizmy powstawania takich urazów są wciąż przedmiotem badań i rozważań. W przypadku zjawisk trwających powyżej 100ms aktywność mięśni ma znaczący wpływ na sztywność klatki piersiowej. Badania doświadczalne na zwłokach wyłączone są z możliwości badania wpływu mięśni na konsekwencje obciążeń powstających w wyniku wypadku i w takiej sytuacji ten aspekt może być analizowany jedynie na drodze badań numerycznych. Opracowano model odcinka lędźwiowego kręgosłupa składających się z kręgów L1-L5, dysków oraz struktur więzadłowych i mięśniowych odpowiedzialnych za globalną stabilizacje kolumny. *Przeprowadzono badania symulacyjne mające na celu ustalenie urazowości dysków oraz kręgów pod wpływem obciążenia adekwatnego do obciążeń występujących podczas wybuchu IED pod pojazdem.* Główny wniosek wynikający z przeprowadzonych badań dotyczy obserwacji relacji pomiędzy własnościami mechanicznymi struktur dysku a skutecznością przenoszenia obciążeń. Na podstawie wyników ustalono, że im w lepszej kondycji jest dysk tym lepiej kompensuje on obciążenia w kolumnie. Badania wykazały, że złamania w obrębie trzonów i stawów międzywyrostkowych kręgosłupa występują w wyniku przekazania siły ściskającej wzdłuż kostno-więzadłowej osi kolumny. Jednakże badania opisujące obrażania, mechanizmy urazów oraz kinetykę kręgosłupa podczas incydentów z udziałem IED są odmienne, gdyż kierunek działania siły jest zwykle zmienny, z uwagi na ruchy względne układu człowiek - pojazd, a obciążenie może wynikać zarówno z propagacji fali przez siedzisko i miednice, jak również może być inicjowane jako siły bezwładności korpusu.

Opracowanie dokładnych, zwalidowanych modeli numerycznych pozwoliło uzyskać alternatywę dla kosztownych badań eksperymentalnych, a także umożliwić symulację wielu wariantów tworzonych poprzez zmianę parametrów wejściowych modelu, a zwłaszcza parametrów geometrycznych, materiałowych obciążeniowych i warunków brzegowych. Komputerowe modele kończyny dolnej, pierścienia miednicy i kręgosłupa, były analizowane w badaniach zachowania się tych struktur przy wysokich prędkościach odkształcenia. Opracowane modele mogą być wykorzystane na potrzeby zapewnienia bezpieczeństwa w przemyśle motoryzacyjnym umożliwiając symulacje urazów m. in. kończyn dolnych czy

kręgosłupa u pieszych lub kierowców.

Omówienie tematyki publikacji

Rozwinięciem tematyki opisanej w monografii jest przedstawiony w punkcie 4b cykl publikacji. Szczegółowym rozważaniom poddano wielowarstwową strukturę dysku kręgosłupa, która może być odkształcana w różnych kierunkach, gdzie ocenie poddano jej jedną z najważniejszych funkcji a mianowicie bezpieczna dla rdzenia rotacja kręgów[**B3**]. Zachowanie mechaniczne zmienia się dla różnych stanów dysku, który zależy od procentowej zawartość płynów. Procentowy udział wody w strukturze dysku zwiększa elastyczność, ułatwiając wzajemne przemieszczanie się kręgów. Elastyczność pierścienia włóknistego jest zmniejszona głównie poprzez oddziaływania między pierścieniami. Jeśli siła kompresyjna jest dostatecznie duża, ciśnienie jądra działa na ścianki boczne pierścieni, utrudniając wzajemną pracę pomiędzy kolejnymi pierścieniami. Wzrost sztywności powoduje, że ruchomość się zmniejsza. W przypadku obciążenia statycznego tkanka ta charakteryzuje się pełzaniem. Pierścienie są ściśnięte przez ciśnienie, które wzrasta od wewnątrz na skutek kompresji jądra miażdżystego. W rezultacie kolumna kręgosłupa jest usztywniona większymi siłami stycznymi między pierścieniami. Podczas obciążenia udarowego płyny znajdujące się wewnątrz struktur dysku nie mogą zostać od razu przepchnięte, ponieważ proces ten charakteryzuje się pewną bezwładnością, dlatego proces ów zachodzi z opóźnieniem. W badaniach doświadczalnych tkanek kręgosłupa znane jest zjawisko pełzania materiału, gdzie przestrzeń międzykręgowa ulega zmniejszeniu przy działaniu długotrwałych statycznych sił osiowych. *Na bazie tych aspektów biologicznych opracowano numeryczny model dysku międzykręgowego odwzorowując jego funkcje i zachowanie pod wpływem obciążenia.* Uzyskane wyniki eksperymentów numerycznych wskazują na silny związek pomiędzy prędkością odkształcenia a stopniem tłumienia ruchu przez dysk międzykręgowy. Badania obliczeniowe przeprowadzono dla dwóch charakterystycznych prędkości wykazując, że gwałtowne wyhamowanie w obu przypadkach odbywa się w podobnym czasie. Własności tłumiące pierścieni włóknistych zależą od zawartości i stanu elementów wewnętrznej struktury i są pochodną stanu obciążenia. W przypadku dużych prędkości odkształceń, ciśnienie jądra

miażdżystego oddziałuje na pierścienie powodując ich usztywnienie. Ruchomość pojedynczego segmentu kręgosłupa jest w tym momencie ograniczona. Jeżeli siły oddziaływania powodują zgięcie lub wyprost, pierścienie pomiędzy sobą pracują powodując absorbcję części energii. Jeden z głównych wniosków płynących z analizy wyników modelowania dotyczy kwestii utrzymania odpowiedniej kondycji dysku. Długotrwałe jego przeciążenie może znacznie zmienić jego właściwości, zmniejszając bezpieczeństwo i wytrzymałość całej kolumny kręgosłupa. *Na drodze analiz numerycznych możliwe stało się określenie zmian zachowania się kolumny kręgosłupa przy zmiennych właściwościach materiałowych dysku.* Numeryczny model kręgosłupa został wykorzystany do obliczenia naprężenia wewnątrz tkanek. Na podstawie tych wyników oszacowano potencjalne obrażenia dla małych obciążeń. Wyniki sugerują, że w przypadku sił i przyspieszeń manekina Hybrid III poniżej krytycznych wartości mogą wystąpić obrażenia i mikrourazy wewnątrz tkanek kręgosłupa. *Wartości obciążeń występujących w tkankach wskazują na zaburzenia w funkcjonowaniu krążka międzykręgowego, które niekoniecznie muszą być natychmiast ujawnione, ale w dłuższej perspektywie mogą prowadzić do zmian patologicznych i poważnych chorób zwyrodnieniowych.* Odkształcenia w kości krzyżowej wskazują na niewielkie różnice w początkowej fazie transmisji energii. Analizowano sztywne struktury, które przyłożone do pleców stanowią odciążenie kolumny kręgosłupa, przez co zwiększają sztywność układu i w ten sposób poprawiają skuteczność ochrony tkanek. Takie odciążenie w niewielkim stopniu wpływa na poziom naprężeń w strukturach kręgów, jednak wyniki wskazują, że układ charakteryzuje się większą sztywnością, co w efekcie przekłada się na zmniejszenie maksymalnych wartości odkształceń w tkankach bardziej podatnych takich jak dyski.

Złamania Malgaigne są najczęstszymi i najbardziej rozpowszechnionymi urazami miednicy wynikającymi z obciążenia siłami ścinającymi, a którego mechanizm powstawania został wyjaśniony w [**A1**]. Obciążenia pionowe pojawiające się w pozycji siedzącej, doskonale odzwierciedlają ten typ złamań miednicy. Opracowano model kompleksu lędźwiowo-miednicowego złożonego z podstawy z siedziskiem zawierającym stalową ramę, obicie siedziska i miękką tkankę. *Przeprowadzono analizę dynamiczną w celu określenia wpływu różnych*

rodzajów materiałów piankowych, tj. poliuretan, aluminium o strukturze plastra miodu i poliuretanu auksetycznego, na rozkład naprężeń i odkształceń w tkankach pod obciążeniem pionowym wywołanym wskutek ruchu siedziska.
Przeprowadzona analiza wykazała, że pierwsze złamanie wystąpiło w kręgu L5, co skutkowało zakłóceniem funkcjonowania więzadeł krzyżowo-biodrowych i wywołało koncentrację naprężeń w pierścieniu miednicznym. W efekcie wzrost naprężeń wpłynął na pojawienie się dalszych złamań skrzydła kości biodrowej, łonowej i kulszowej. Wyniki te wyjaśniły przebieg procesu powstawania wielomiejscowego urazu, które występuje w obszarze miednicy pod obciążeniem pionowym. *Zastosowana pianka pomiędzy siedziskiem a ciałem znacząco zmniejszyła naprężenia przenoszone na strukturę tkankową analizowanego modelu, tym samym unikając ryzyka złamania miednicy.* Analiza udowodniła, że izolacja w postaci materiału auksetycznego (np. pianki poliuretanowej), może być stosowana jako dobry materiał rozpraszający energię uderzenia.

Kolejnym ważnym aspektem prowadzonych analiz było określenie wpływu gęstości mineralnej kości (BMD) na rozkład naprężeń w stawie biodrowym i miednicy [**A2**]. W analizie tej uwzględniono zmiany masy kości charakterystyczne w chorobach osteoporotycznych i osteopenii. Ponadto określono zależności między kierunkiem wypadkowej siły obciążenia a rozkładem naprężeń powodującym złamania w obrębie miednicy i stawu biodrowego. Opracowano i zwalidowano szczegółowo model numeryczny. Przeanalizowano zmiany BMD w strukturach kości gąbczastej i korowej, a uzyskane dane zastosowano do budowy modelu. Zastosowano obciążenie impulsowe o szczytowej wartości 10 kN, działającej w kierunku przednim i bocznym. Model zbudowano na podstawie obrazu tomograficznego i zawiera: kości miednicy, kość krzyżową, kości udowe oraz 8 podstawowych wiązadeł. W celu walidacji porównano wyniki tego modelu z wynikami obciążeń zmierzonych w pozycji stojącej oraz danymi uzyskanymi pod wpływem wysokoenergetycznego obciążenia bocznego. Analiza obciążenia pochodzącego od uderzenia bocznego wskazała że gęstość kości jest istotną determinantą definiującą wystąpienie złamania szyjki kości udowej, chrząstki stawowej panewki i uszkodzenia w obrębie stawu krzyżowo-biodrowego. Szczegółowa analiza dotyczyła badania wytężenia tkanek miękkich, tj. chrząstka

stawowa panewki, a także spojenie łonowe przy zmianach BMD kości. *Opracowany model umożliwił skuteczne przewidywanie urazów miednicy pod wpływem wysokoenergetycznego obciążenia impulsowego, co pozwoliło określić wpływ zmian BMD na uraz miednicy w zależności od kierunku działania siły.* Określono korelację między BMD a rozkładem naprężeń powodującym wspomniane urazy.

Kolejnym istotnym osiągnieciem wynikającym z prowadzonych badań było *określenie wpływu więzadeł i tkanek miękkich na mechanizm powstawania obrażeń miednicy wynikający z sił ścinających powodowanych przez impulsowe obciążenia pionowe*. Założono obciążenie w postaci prędkości siedziska[**B2**]. Opracowany model numeryczny obręczy miednicy, zawiera dwuwarstwową strukturę kości i uwzględnia hiperelastyczny model chrząstek. Przeprowadzona analiza wskazała na dwie wartości graniczne: prędkość 5 m/s jako ograniczenie urazów kości i prędkość 3 m/s jako ograniczenie dla zniszczenia więzadeł i chrząstki. Uzyskany rozkład naprężeń w miednicy potwierdził opisany w literaturze mechanizm pęknięcia typu Malgaigne.

Z uwagi na złożoną strukturę anatomiczną obręczy miednicznej oraz licznych czynników charakteryzujących wypadki komunikacyjne, badania modelowe obręczy miednicy pod wpływem obciążeń impulsowych są przydatne w procesie opracowania nowych środków ochrony. Analizie poddano różne warianty obciążeń impulsowych działających na pasażera pojazdu podczas kolizji. Przeanalizowano wariant uderzenia bocznego. Analiza wyników pozwoliła wyjaśnić mechanizm, w tym kolejność, powstawania złożonych złamań obręczy miednicznej[**B4**]. W pracy przedstawiono problematykę modelowania układów szkieletowych poddanych obciążeniom wywołującym wielomiejscowe i wieloodłamowe złamania obręczy miednicy. Przedstawiona metodologia postępowania zakładała zmianę sztywności układu wskutek zmiany własności fizycznych wybranych fragmentów struktur kostnych. Wyboru fragmentów o zmienionej charakterystyce dokonano na podstawie analizy koncentracji naprężeń, które z uwagi zarówno na wartość, jak i główne kierunki działania, świadczą o pojawieniu się pęknięć i złamań. W przedstawionej analizie przyjęto, że powstające złamania są zamknięte bez utraty ciągłości materiału. Fakt powstania pęknięć kości korowej zamodelowano poprzez

zmianę własności materiału. Podobnego podejścia do problematyki modelowania miednicy w literaturze nie znaleziono. Z analizy doniesieniach literaturowych wynika, że skupiano się głównie na wytężeniu poszczególnych struktur oraz wskazaniu miejsc koncentracji największych naprężeń. Z uwagi na to, że często w praktyce klinicznej występują złamania wielomiejscowe oraz wieloodłamowe, proponowane podejście wydaje się niewystarczające do jednoznacznego opisu mechanizmu powstawania urazów. Jako przykład obliczeniowy wybrano przypadek kliniczny z wielomiejscowymi i wieloodłamowymi złamaniami obręczy miednicy powstałych wskutek wypadku komunikacyjnego. Pacjent doznał opisanych w pracy urazów podczas uderzenia bocznego pojazdu a złamania powstały zarówno w talerzu miednicy jak i w kości krzyżowej. Zaproponowane w pracy podejście pozwoliło na odtworzenie kolejności powstawania złamań. Przedstawiony model numeryczny pasa miednicy zawiera najważniejsze detale odpowiadające za jej sztywność i wytrzymałość. Niniejsze opracowanie przedstawia kompletny model okolicy lędźwiowo-miedniczo-biodrowej obejmujący kości miednicze, biodrowe oraz krzyżową tworzące pierścień miednicy oraz uwzględniający tkanki miękkie tj. więzadła, chrząstki. Elementy kostne zbudowane są z materiału heterogenicznego odwzorowującego część korową i gąbczastą, a staw krzyżowo-biodrowego z chrząstki z możliwością ruchu.

Zestawienie osiągnięć badawczych

Podsumowując dorobek naukowy należy szczególną uwagę zwrócić na następujące osiągniecia badawcze:

1. Opracowano model pojazdu i pasażera, bazując na dynamicznych równaniach ruchu, w którym uzależniono obciążenie ciała człowieka od wielkości ładunku, i który uwzględnia zarówno wymuszenie wynikające z ruchu pojazdu, jak i lokalną deformacje kadłuba wywołującą niebezpieczne obciążenia w kończynach dolnych.

2. Wykazano związek między obrażeniami a parametrami biomechanicznymi struktur kostno-mięśniowych czy kostno-więzadłowych, w tym wyznaczono siły oddziaływania w kończynach dolnych prowadzące do uszkodzeń stawów.

3. Wyjaśniono mechanizm oddziaływania powierzchni stawowych pod wpływem silnych obciążeń impulsowych wskazując że powierzchnia kontaktu zależy od prędkości propagacji fali.

4. Wykazano jaki wpływ powierzchni kontaktu w stawie skokowym górnym na poziom energii absorbowanej przez kończynę.

5. Wykazano jaki wpływ na podatność pod wpływem obciążenia impulsowego ma stan dysku międzykręgowego dla dużych prędkości wymuszenia.

6. Określono zmiany zachowania się kolumny kręgosłupa przy zmiennych właściwościach materiałowych dysku i więzadeł.

7. Wykazano, że obciążenia impulsowe, wywołują zaburzenia w funkcjonowaniu krążka międzykręgowego poprzez lokalne przekroczenie dopuszczalnych wartości naprężeń.

8. Opracowano metodologię analizy numerycznej przebiegu procesu powstawania wielomiejscowego urazu, odtwarzając przebieg powstawania wielomiejscowych złamań miednicy pod działaniem impulsowego obciążenia bocznego.

9. Określono wpływ różnych rodzajów materiałów piankowych, tj. poliuretan, aluminium o strukturze plastra miodu i poliuretanu auksetycznego na tłumienie fali uderzenia, rekomendując wybrane rozwiązania jako materiały siedziska.

10. Określono warunki skutecznej ochrony stawu skokowego pod działaniem obciążeń impulsowych o różnych kierunkach, wykazując istotność sposobu noszenia obuwia w ograniczeniu uszkodzeń stawu skokowego.

11. Wykazano istotne znaczenie charakterystyki materiałowej chrząstki dla propagacji fali i rozkładu naprężeń w stawie.

12. Przeanalizowano, jak usztywnienie w obrębie tułowia wpływa na urazowość kręgosłupa podczas osiowych obciążeń.

5. Omówienie pozostałych osiągnięć naukowo - badawczych (artystycznych).

5.1. Działalność naukowa przed uzyskaniem stopnia doktora

Po ukończeniu Technikum Mechanicznego w Głogowie rozpocząłem studia na Wydziale Mechanicznym Uniwersytetu Zielonogórskiego. Jednocześnie podjąłem studia na Wydziale Elektrotechniki Informatyki i Telekomunikacji na kierunku

Informatyka o specjalności Przemysłowe systemy informatyczne. Studia informatyczne uzupełniły moją wiedzę niezbędną do rozwoju moich zainteresowań w dziedzinie mechaniki komputerowej, w szczególności pozwoliły na rozwój wiedzy i umiejętności w dziedzinie algorytmizacji, programowania oraz budowy i działania systemów pomiarowych.

W roku 1996, na IV roku studiów, zostałem asystentem stażystą w Zakładzie Projektowania Współbieżnego, którego kierownikiem był Prof. dr hab. Inż. Ryszard Rohatyński. Moje zainteresowania naukowe były wówczas skoncentrowane wokół zagadnień optymalizacji konstrukcji, ze szczególnym uwzględnieniem syntezy mechanizmów dźwigniowych. Do optymalnej syntezy mechanizmów dźwigniowych wykorzystywałem algorytmy ewolucyjne, które na początku XXI wieku dynamicznie rozwijały się, znajdując różnorodne zastosowania, jako skuteczne metody optymalizacji wielokryterialnej dla zagadnień nieliniowych i wielomodalnych. W efekcie tych badań i analiz powstały m. in. prace:

1. Ryszard Rohatyński, Łucja Frąckowiak-Iwanicka, **Tomasz Klekiel**, Algorytm ewolucyjny w zadaniu optymalnej syntezy mechanizmów dźwigniowych, Prace Naukowe Instytutu Konstrukcji i Eksploatacji Maszyn Politechniki Wrocławskiej - (Konferencje ; 25) .- 2002, nr 85, s. 309-316

2. Krzysztof Białas-Heltowski, **Tomasz Klekiel**, Ryszard Rohatyński, Investigation of evolutionary algorithm effectiveness in optimal synthesis of certain mechanism, Evolutionary methods in mechanics : proceedings of the IUTAM Symposium held in Cracow, Poland, 24-27 september, 2002 .- Dordrecht : Kluwer Academic Publishers, 2004 - (Solid Mechanics and its Application ; 117) - s. 13--22 .- ISBN: 1402022670

3. Izabela Gabryelewicz, **Tomasz Klekiel**, Zastosowanie algorytmów ewolucyjnych w doborze elementów katalogowych, Zeszyty Naukowe Politechniki Opolskiej - (Mechanika ; 68) .- 2001, nr 270, s. 307—314.

Wyniki tych badań były także prezentowane na krajowych i międzynarodowych konferencjach:

1. Ryszard Rohatyński, **Tomasz Klekiel**, Some experiments on application of genetic algorithms for optimization of four-bar linkages, W: Methods of Artificial Intelligence in Mechanics and Mechanical Engineering - AI-MECH 2000. Gliwice, Polska, 2000, Gliwice, s. 285—290

2. Zygmunt Domagała, Izabela Gabryelewicz, **Tomasz Klekiel**, Ryszard Rohatyński, Komputerowe wspomaganie projektowania układów

klekiel

hydraulicznych - dobór elementów, W: Czynniki stymulujące rozwój maszyn i systemów hydraulicznych : Konferencja naukowo-techniczna. Szklarska Poręba, Polska, 2001 .- Wrocław : Oficyna Wydaw. Politechniki Wrocławskiej, 2001, s. 103-112

3. Wojciech Babirecki, **Tomasz Klekiel** , Komputerowe wspomaganie projektowania złącz pneumatycznych, W: Metody i środki projektowania wspomaganego komputerowo : XIII Konferencja : zbiór referatów. Warszawa, Polska, 2001 .- Warszawa, s. 7—14
4. Ryszard Rohatyński, Izabela Gabryelewicz, **Tomasz Klekiel**, Enhancing conceptual design by coupling morphological approach with evolutionary algorithms, W: Methods of Artificial Intelligence in Mechanics and Mechanical Engineering - AI-MECH 2001. Gliwice, Polska, 2001, s. 221--226
5. Krzysztof Białas-Heltowski, **Tomasz Klekiel**, Ryszard Rohatyński, Evolutionary algorithms in cooperation with traditional optimization at optimal synthesis of a planar linkage mechanism, W: Methods of Artificial Intelligence - AI-METH 2002. Gliwice, Polska, 2002 .- Gliwice : Silesian University of Technology, 2002, s. 91--96 .- ISBN: 8391463230
6. Ryszard Rohatyński, Izabela Gabryelewicz, Tomasz Klekiel, Enhancing conceptual design by coupling morphological approach with evolutionary algorithms, W: Artificial Intelligence in Design 2002 : Seventh International Conference. Cambridge, Wielka Brytania, 2002 .- Sydney

Doświadczenie zdobyte podczas prac nad stosowaniem algorytmów ewolucyjnych pozwoliło mi na rozwój moich zainteresowań w dziedzinie metod komputerowych mechaniki. Współpraca z Politechniką Poznańską, a w szczególności z Profesorem dr hab. Inż. Janem Adamem Kołodziejem, pozwoliło rozwinąć moją wiedze na temat zagadnień brzegowych mechaniki. Badania dotyczyły optymalizacji metody rozwiązań podstawowych, wykorzystywanej do rozwiązywania zagadnień nieliniowych. Badania były związane z poszukiwaniem optymalnych parametrów metody, tak aby uzyskać lepszą zbieżność metody dla silnie nieliniowych zagadnień tj. rozkład ciepła w płycie, dla której współczynnik przewodzenia zależy od temperatury, ruch płynu w kawernie dla przepływów turbulentnych, czy w zagadnieniu dużego ugięcia płyty. Opracowane algorytmy poszukiwania optymalnych rozwiązań, odpowiednio zdefiniowana funkcja celu oraz odpowiednio zrealizowany program obliczeniowy pozwolił uzyskać zadowalające wyniki. Uzyskane rezultaty stały się kanwą przygotowanej dysertacji i w roku 2005 obroniłem doktorat pt. „**Zastosowanie metody rozwiązań podstawowych i algorytmów ewolucyjnych do rozwiązywania wybranych**

nieliniowych problemów brzegowych mechaniki". Praca decyzją Rady Wydziału została wyróżniona.

Wyniki badań były publikowane m. in.

1. **Tomasz Klekiel**, Jan A. Kołodziej, Trefftz method for large deflection of plates with application of evolutionary algorithms, Computer Assisted Mechanics and Engineering Sciences .- 2006, Vol. 13, no 3, s. 407-416, ISSN: 1232-308X,

Wyniki badań zawarte w doktoracie były również prezentowane na konferencjach:

1. **Tomasz Klekiel**, Jan A. Kołodziej, A Tefftz method for large deflection of plates with application of evolutionary algorithms for optimisation of method parameters, W: Numerical methods in Continuum Mechanics - NMCM 2005 & 4th Workshop on Trefftz Methods : 10th International Conference. Zilina, Słowacja, 2005 .- Zilina : Society for Sciences and Engineering, 2005, s. [11] CD-ROM .- ISBN: 8096916548

2. Jan A. Kołodziej, **Tomasz Klekiel** , Application of evolutionary algorithms for optimization of method parameters in solution of Poisson's equation, W: ECCOMAST Thematic Conference on Meshless Methods - MESHLESS 2005. Lisbon, Portugalia, 2005 .- Lisbon : Departmento de Matematica Instituto Superior Tecnico, 2005, s. C12.1--C12.7 .- ISBN: 9729928916

3. **Tomasz Klekiel**, Jan A. Kołodziej Application of radial basis functions for solution nonlinear heat conduction problem using evolutionary algorithm, W: Trends in Continuum Physics - TRECOP '04 : proceedings of the International Symposium. Poznań, Polska, 2004 .- Poznań : Publishing House of Poznań University of Technology, 2004, s. 176-186 .- ISBN: 8371432976

5.2. Działalność naukowa po uzyskaniu stopnia doktora

W latach 2005-2007 zainteresowania badawcze były skoncentrowane na zagadnieniach związanych z dynamiką maszyn, czego efektem były prace prezentowane na konferencjach:

1. **Tomasz Klekiel,** Dynamic analysis of springy hung shaft, W: Advanced Manufacturing and Repair Technologies in Vehicle Industry : 24th International Colloquium. Svitavy, Czechy, 2007 .- Pardubice : University of Pardubice, 2007, s. 99--104 .- ISBN: 9788071949626

2. Łucja Frąckowiak-Iwanicka, **Tomasz Klekiel**, Analiza dynamiczna wału sprężyście zawieszonego - część I, W: Teoria maszyn i mechanizmów : [XX konferencja naukowo-dydaktyczna]. Zielona Góra, Polska, 2006 .- Zielona Góra : Oficyna Wydaw. Uniwersytetu Zielonogórskiego, 2006 .- T. 1, s. 75--

80 .- ISBN: 8374810432

3. Łucja Frąckowiak-Iwanicka, **Tomasz Klekiel**, Analiza dynamiczna wału sprężyście zawieszonego - część II, W: Teoria maszyn i mechanizmów : [XX konferencja naukowo-dydaktyczna]. Zielona Góra, Polska, 2006 .- Zielona Góra : Oficyna Wydaw. Uniwersytetu Zielonogórskiego, 2006 .- T. 1, s. 81--87 .- ISBN: 8374810432

4. Łucja Frąckowiak-Iwanicka, **Tomasz Klekiel**, Analiza oporów ruchu węzła kinematycznego wału sprężyście zawieszonego, W: Teoria maszyn i mechanizmów : [XX konferencja naukowo-dydaktyczna]. Zielona Góra, Polska, 2006 .- Zielona Góra : Oficyna Wydaw. Uniwersytetu Zielonogórskiego, 2006 .- T. 1, s. 211--216 .- ISBN: 8374810432

5. Łucja Frąckowiak-Iwanicka, Tomasz Klekiel, Analiza rozwiązania konstrukcyjnego węzła kinematycznego wału sprężyście zawieszonego, W: Teoria maszyn i mechanizmów : [XX konferencja naukowo-dydaktyczna]. Zielona Góra, Polska, 2006 .- Zielona Góra : Oficyna Wydaw. Uniwersytetu Zielonogórskiego, 2006 .- T. 1, s. 217--222 .- ISBN: 8374810432

6. Tomasz Klekiel, Zastosowanie algorytmu ewolucyjnego do optymalnej syntezy mechanizmu Stephensona, W: Teoria maszyn i mechanizmów : [XX konferencja naukowo-dydaktyczna]. Zielona Góra, Polska, 2006 .- Zielona Góra : Oficyna Wydaw. Uniwersytetu Zielonogórskiego, 2006 .- T. 2, s. 249--255 .- ISBN: 8374810432

W roku 2007 zostałem zatrudniony na stanowisku adiunkta w nowo powstałym Zakładzie Inżynierii Biomedycznej, którego kierownikiem była Pani Prof. dr hab. Inż. Elżbieta Krasicka-Cydzik. Powstanie zakładu było związane z powstaniem nowego kierunku studiów na Wydziale: Inżynieria Biomedyczna. Brałem czynny udział w przygotowaniu i prowadzeniu kierunku. Współpraca z kierownikiem zakładu zaowocowała kilkoma publikacjami. Moje doświadczenie i wiedza z zakresu systemów pomiarowych, programowania i analizy wyników była wykorzystana w badaniach jakie były prowadzone w grantach kierowanych przez Panią prof. Elżbietę Krasicką- Cydzik:

1. Elżbieta Krasicka-Cydzik, Krzysztof Białas-Heltowski, Izabela Głazowska, **Tomasz Klekiel,** Agnieszka Kaczmarek-Pawelska, Effect of fluorides on bioactivity of titania nanotubes in SBF solution - by EIS studies, Archives of Materials Science and Engineering .- 2011, Vol. 51, iss. 1, s. 33--39, ISSN: 1897-2764.

2. Agnieszka Kaczmarek-Pawelska, **Tomasz Klekiel,** Elżbieta Krasicka-Cydzik, Fluoride concentration effect on the anodic growth of self-aligned oxide nanotube array on Ti6Al7Nb alloy, Surface and Interface Analysis .-

2010, Vol. 42, iss. 6-7, s. 510--514, ISSN: 0142-2421, Special Issue: ECASIA '09.

3. Elżbieta Krasicka-Cydzik, Izabela Głazowska, Agnieszka Kaczmarek-Pawelska, **Tomasz Klekiel,** Kazimierz Kowalski, Nanostrukturalna warstwa tlenkowa otrzymywana metodą anodowania na tytanie i jego stopie z niobem, Inżynieria Biomateriałów = Engineering of Biomaterials .- 2009, R. 12, nr 89-91, s. 105--108, ISSN: 1429-7248.

W ramach powstania i funkcjonowania kierunku Inżynieria Biomedyczna, utworzyłem Studenckie koło naukowe BIOMEDUZ, którego w latach 2008-2014 byłem opiekunem. W tym czasie, ogniskowałem zainteresowania studentów wokół rozwoju nowoczesnych systemów wspomagania osób niepełnosprawnych, w tym prowadziłem studenckie projekty badawcze nt. „Projekt aktywnej protezy dłoni", „Sterowanie protez sygnałami EMG". W wyniku tych prac powstało kilka publikacji, których głównym autorem byli studenci:

1. Kornelia Zaborowska, Ada Andrynowska, **Tomasz Klekiel,** Projekt stanowiska laboratoryjnego do symulacji ćwiczeń rehabilitacyjnych, Inżynieria Biomedyczna .- 2012, Vol. 18, no 2, s. 124-128, ISSN: 1234-5563,

2. Ada Andrynowska, Chrystian Klonecki, **Tomasz Klekiel,** Stanowisko do oceny zmęczenia mięśnia, Inżynieria Biomedyczna .- 2012, Vol. 18, no 2, s. 151--154, ISSN: 1234-5563, :

3. Ada Andrynowska, Magdalena Kokoszka, **Tomasz Klekiel**, Identyfikacja EMG jako sygnału sterującego, Inżynieria Biomedyczna .- 2010, Vol. 16, no 2, s. 68--71, ISSN: 1234-5563,

4. Kornelia Zaborowska, Marcin Michalski, Michał Czerniawski, Rafał Adamczyk, Weronika Wojtak, **Tomasz Klekiel**, Opracowanie projektu i algorytmu sterowania protezy dłoni, Inżynieria Biomedyczna .- 2010, Vol. 16, no 2, s. 72--75, ISSN: 1234-5563,

Wystąpienia na konferencjach naukowych studentów:

1. Mariusz Nowak, **Tomasz Klekiel**, Projekt systemu do poizometrycznej relaksacji mięśni, W: Majówka Młodych Biomechaników im. prof. Dagmaty Tejszerskiej : 14. konferencja naukowa. Ustroń, Polska, 2017 .- [B. m.], 2017, s. 1 .

2. Patryk Skotnicki, **Tomasz Klekiel,** Ocena możliwości poprawy funkcjonowania aparatów słuchowych dla osób z niedosłuchem obustronnym, W: Majówka Młodych Biomechaników im. prof. Dagmaty Tejszerskiej : 14. konferencja naukowa. Ustroń, Polska, 2017 .- [B. m.], 2017, s. 1 .

3. Kornelia Zaborowska, Marcin Michalski, Michał Czerniawski, Rafał Adamczyk, Weronika Wojtak, **Tomasz Klekiel**, Design and control algorithm of hand prosthesis, W: "From biotechnology to environment protection" - interdisciplinary meeting of young naturalists : 5th international conference. Zielona Góra, Polska, 2010 .- [B. m.], 2010, s. 54.

4. Ada Andrynowska, **Tomasz Klekiel,** Meaning of the electromyography in biomedical engineering, W: "From biotechnology to environment protection" - interdisciplinary meeting of young naturalists : 5th international conference. Zielona Góra, Polska, 2010, s. 3

Od roku 2014 biorę czynny udział w realizacji projektu **Poprawa bezpieczeństwa i ochrona żołnierzy na misjach poprzez działanie w obszarach wojskowo-medycznym i technicznym**, DOBR-BIO/22/13149/2013 - Projekt współfinansowany przez NARODOWE CENTRUM BADAŃ I ROZWOJU. W zespole kierowanym przez Pana Profesora Romualda Będzińskiego prowadzę badania w zakresie przedstawionym w temacie i opisie monografii. W ramach działań związanych z realizacją projektu prowadzone są zarówno badania modelowe, jak empiryczne z wykorzystaniem sprzętu i narzędzi utworzonego przeze mnie **Laboratorium prototypowania wyrobów medycznych**.

Podsumowanie

Wyniki moich badań naukowych zostały przedstawione w 12 czasopismach o łącznej liczbie punktów MNiSW równej 227. Sumaryczny Impact Factor według Web od Science wynosi **4.678.**

Tab. 1. Wykaz czasopism w których ukazały się publikacje

Lp	Czasopismo	Liczba publikacji	Punktacja MNiSW	Baza JCR IF	Baza SJR	Baza CiteScore 2017	Lista ministerialna
1	Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering	1	30	1,909	0,284	0,83	A
2	Acta of Bioengineering and Biomechanics	1	15	0,964	0,39	1,22	A

3	Image Processing & Communications	1	9				B
4	Aktualne Problemy Biomechaniki	1	4				B
5	Engineering Transactions	1	15		0,167	0,4	B
6	Inżynieria Biomedyczna	2	12				B
7	Series on Biomechanics	1	4		0,118	0,08	B
8	Archives of Metallurgy and Materials	1	30	0,625	0,311	0,84	A
9	Archives of Materials Science and Engineering	1	13		0,198	0,46	B
10	Surface and Interface Analysis	1	20	1,18	0,392	1,06	A
11	Computer Assisted Mechanics and Engineering Sciences	2	6		0,181		B
12	American Institute of Physics Conference Proccedings	3	25	0	0,165	0,26	A

Tab. 2. Charakterystyka dorobku naukowego.

Rodzaj osiągniecia	Przed doktoratem	Po doktoracie	Razem
Artykuły w czasopismach z bazy JCR	1	3	4
Artykuły w czasopismach z bazy Scopus	1	12	13

Artykuły punktowane przez MNiSW	0	18	18
Monografie (w tym monografia habilitacyjna)	0	1	1
Rozdziały w monografiach i książkach	1	6	7
Artykuły recenzowane, nie punktowane	2	1	3
Materiały konferencyjne	11	28	39
Udział w projektach badawczych organizowanych przez NCN I NCBiR	0	6	6

Udział w kształceniu kadr

1. Byłem promotorem 23 prac dyplomowych w tym 16 prac inżynierskich i 7 magisterskich.

2. Prowadziłem zajęcia m. in. z przedmiotów metody numeryczne i element mechatroniki w języku angielskim dla studentów zagranicznych w ramach program ERASMUS.

3. Prowadziłem 1 pracę końcową dla studenta zagranicznego w ramach program ERASMUS.

Działalność organizacyjna

1. W latach 2008-2014 byłem opiekunem Studenckiego koła naukowego BIOMEDUZ, działającym na Uniwersytecie Zielonogórskim.

2. W latach 2014-2015 brałem czynny udział w przygotowaniu wniosku grantowego "Przygotowanie infrastruktury Uniwersytetu Zielonogórskiego pod potrzeby nowych kierunków studiów" w zakresie utworzenia i określenia formy działalności Laboratorium Prototypowania Wyrobów Medycznych, na Wydziale Mechanicznym Uniwersytetu Zielonogórskiego.

3. Brałem czynny udział w organizacji konferencji BIOMECHANICS 2018, jako z-ca przewodniczącego komitetu organizacyjnego.

4. Utworzyłem i zorganizowałem laboratorium bioniki i inżynierii rehabilitacji wykorzystywany w realizacji zajęć z przedmiotu Biomechatronika. Utworzyłem 6 autorskich stanowisk laboratoryjnych rozwijających praktyczne umiejętności w projektowaniu, realizacji układów sterowania i oprogramowania systemów mechatronicznych.

5. W ramach etatu starszego wykładowcy w Zakładzie Edukacji Techniczno-Informatycznej, Wydziału Przyrodniczo-Technicznego, Karkonoskiej Państwowej Szkoły Wyższej w Jeleniej Górze, w latach 2015-2016, zorganizowałem zespół studentów do realizacji projektu „Orteza do rehabilitacji dłoni", którego efekt w postaci powstania prototypu, stał się sukcesem opisywanym w lokalnej prasie:

   - https://www.kson.pl/1585-orteza-do-wspomagania-rehabilitacji-dloni-projekt-studentow-eti

   - https://www.kson.pl/pdfy/lip2016.pdf

Wyniki prac zespołu zostały opisane w postaci publikacji :

Paweł Hryniewiecki, Ewelina Mazurek, **Tomasz Klekiel,** (2016) *Projektowanie biomechatronicznych systemów wspomagających leczenie dysfunkcji układu ruchu na przykładzie projektu ortezy dłoni*, Zeszyt Naukowy KPSW w Jeleniej Górze,

Działalność Dydaktyczna

W ramach pracy dydaktycznej na kierunku Inżynieria Biomedyczna prowadzę m. in. autorskie zajęcia do prowadzenia których, utworzyłem **Laboratorium bioniki i inżynierii Rehabilitacji**. Wyposażenie sprzyja realizacji zajęć laboratoryjnych. Między innymi wykorzystywany jest system *motion capture* do analizy ruchu ciała podczas ćwiczeń. Zajęcia prowadzone na kierunku inżynieria biomedyczna to:

Studia I stopnia na kierunku Inżynieria Biomedyczna

- Metody Numeryczne – laboratorium

- Zagadnienia Cieplne i Przepływowe w systemach biologicznych – wykład projekt
- Biomechatronika – wykład, projekt , laboratorium
- Języki programowania – laboratorium

Studia II stopnia na kierunku Inżynieria Biomedyczna

- Inżynieria Rehabilitacji Ruchowej – wykład, projekt , laboratorium
- Projektowanie układów Biomechatronicznych – wykład, projekt
- Modelowanie i symulacja układów Biologicznych – wykład, laboratorium