

Politechnika Śląska
Wydział Mechaniczny Technologiczny
Instytut Podstaw Konstrukcji Maszyn

Małgorzata MUZALEWSKA

**Metodyka
wielokryterialnej optymalizacji
cech geometrycznych
implantu ortopedycznego
do rekonstrukcji więzadła
krzyżowego przedniego**

Gliwice, 2017

Recenzenci

Prof. dr hab. inż. Wojciech Cholewa, Politechnika Śląska

Prof. dr hab. inż. Zbigniew Dąbrowski, Politechnika Warszawska

Redaktor zeszytu

Wojciech Moczulski

Redaktor techniczny

Marek Wyleżoł

Projekt okładki

Wojciech Cholewa, Marek Wyleżoł

Zeszyt Naukowy Instytutu Podstaw Konstrukcji Maszyn

BibTeX

@BOOK{, title = {Metodyka wielokryterialnej optymalizacji cech geometrycznych implantu ortopedycznego do rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego}, publisher = {Politechnika Śląska, Instytut Podstaw Konstrukcji Maszyn}, year = {2017}, author = {Muzalewska, M.}, volume = {148}, series = {Zeszyty Naukowe}, address = {Gliwice}}

ISBN 978-83-60759-23-3

Wydawca

Instytut Podstaw Konstrukcji Maszyn

Wydział Mechaniczny Technologiczny

Politechnika Śląska

ul. Konarskiego 18a, 44-100 Gliwice

Tel. (32) 237-14-67, fax (32) 237-13-60

<https://ipkm.polsl.pl>

Druk i oprawa (z dostarczonych materiałów)

Repromedia ul. Łużycka 6, 44-100 Gliwice

Od Autorki

Zeszyt opracowałam na podstawie rozprawy doktorskiej, którą wykonałam pod kierunkiem Prof. dra hab. Wojciecha Moczulskiego. Publiczna obrona rozprawy odbyła się 5. września 2017 roku przed komisją powołaną przez Radę Wydziału Mechanicznego Technologicznego Politechniki Śląskiej.

Składam serdeczne podziękowania Recenzentom rozprawy doktorskiej, Prof. dr. hab. inż. Wojciechowi Cholewie z Politechniki Śląskiej oraz Prof. dr. hab. inż. Zbigniewowi Dąbrowskiemu z Politechniki Warszawskiej za cenne uwagi, które uwzględniłam w niniejszym opracowaniu. Pragnę wyrazić swoją szczególną wdzięczność mojemu Promotorowi Prof. Wojciechowi Moczulskiemu za cenne wskazówki, inspiracje i wsparcie podczas przygotowywania rozprawy doktorskiej. Składam także podziękowania Koleżankom i Kolegom z Instytutu Podstaw Konstrukcji Maszyn Politechniki Śląskiej za okazaną mi pomoc i życzliwość w czasie wykonywania pracy. Dziękuję również Dr. hab. Krzysztofowi Fickowi, prof. nadzw. za inspirację zajęcia się tematyką implantów.

Niniejszą książkę dedykuję mojej najbliższej Rodzinie, a w szczególności mojemu mężowi Radkowi, synowi Stasiowi oraz Rodzicom, dziękując za ich wsparcie, wyrozumiałość i cierpliwość.

Małgorzata Muzalewska

Spis treści

Spis rysunków	viii
Spis tablic	ix
Wykaz ważniejszych oznaczeń i skrótów	x
1 Wstęp	1
1.1 Cel rozprawy	3
1.2 Teza rozprawy	4
1.3 Zakres pracy	4
2 Dotychczasowe badania w zakresie objętym tematyką rozprawy	7
2.1 Budowa stawu kolanowego	7
2.1.1 Budowa więzadła krzyżowego przedniego	11
2.1.2 Rola więzadeł krzyżowych	12
2.2 Urazy więzadeł krzyżowych przednich oraz przegląd technik operacyjnych .	13
2.2.1 Urazy więzadeł krzyżowych przednich	13
2.2.2 Przegląd technik operacyjnych	13
2.3 Optymalizacja wielokryterialna	24
2.3.1 Algorytmy heurystyczne	24
2.4 Algorytmy immunologiczne	25
2.4.1 Systemy immunologiczne - biologiczne	26
2.4.2 Sztuczne systemy immunologiczne	30
2.5 Podsumowanie	35
3 Określenie problemu badawczego	37
3.1 Potrzeba stosowania implantów	38
3.2 Bioresorbowalność implantów ortopedycznych	39
3.3 Podsumowanie	39
4 Metodyka określania cech geometrycznych implantu ortopedycznego	40
4.1 Założenia projektowe	40
4.2 Koncepcje implantu	41
4.3 Kryteria oceny koncepcji	43

4.3.1	Własności wytrzymałościowe	43
4.3.2	Perfuzja krwi	43
4.3.3	Funkcja celu	45
4.3.4	Metoda <i>Pareto</i>	45
4.4	Dobór cech brzegowych	46
4.5	Metoda opracowania modelu kości udowej i piszczelowej	47
4.6	Metoda optymalizacji wielokryterialnej z użyciem algorytmu immunologicznego	54
4.7	Metoda oceny wyników przez ekspertów bazująca na formularzach	54
4.7.1	Ankietyzacja przeprowadzona wśród inżynierów	55
4.7.2	Ankietyzacja przeprowadzona wśród lekarzy	56
4.7.3	Metoda analizy ankiet	57
4.8	Podsumowanie	57
5	Budowa środowiska programowego przeznaczonego do weryfikacji metody optymalizacji wielokryterialnej	58
5.1	Środowisko badawcze do optymalizacji wielokryterialnej przy pomocy sztucznych algorytmów immunologicznych	58
5.2	Moduł obliczający naprężenia w implancie	64
5.3	Moduł obliczający przepływy	68
5.4	Podsumowanie	71
6	Weryfikacja i walidacja opracowanej metodyki	73
6.1	Dane wejściowe przeprowadzonego eksperymentu numerycznego	73
6.2	Wyniki symulacji z wykorzystaniem funkcji celu	74
6.3	Wyniki symulacji z wykorzystaniem metody <i>Pareto</i>	76
6.4	Porównanie obydwu metod	80
6.5	Ankietyzacja wśród specjalistów	83
6.5.1	Ankietyzacja przeprowadzona wśród inżynierów	84
6.5.2	Ankietyzacja przeprowadzona wśród lekarzy	85
6.6	Weryfikacja wytrzymałościowa	85
6.6.1	Weryfikacja procesu implantacji	86
6.6.2	Weryfikacja wytrzymałości implantu w kości	91
6.7	Podsumowanie	99
7	Podsumowanie	100
7.1	Wnioski	101

7.2 Kierunki dalszych prac	102
Bibliografia	103
Streszczenie	112
Summary	113
Załącznik 1 - Ankieta dla technologów	114
Załącznik 2 - Ankieta dla lekarzy	117

Spis rysunków

2.1	Staw kolanowy	9
2.2	Ruch ślizgowy stawu kolanowego	11
2.3	Budowa ACL	12
2.4	Rekonstrukcja więzadła krzyżowego przedniego według <i>Hey-Grovesa</i>	14
2.5	Rekonstrukcja więzadła krzyżowego przedniego według <i>Erikssena</i>	15
2.6	Rekonstrukcja więzadła krzyżowego przedniego według <i>Lindermanna</i>	15
2.7	Pobranie przeszczepu autogenicznego	17
2.8	Pomiar długości przeszczepu	17
2.9	Oczyszczenie przeszczepu	18
2.10	Pomiar kanałów kostnych	18
2.11	Złożenie przeszczepu, obszycie wiązki	19
2.12	Pomiar średnicy przeszczepu	19
2.13	Wstępny etap przeciągania przeszczepu	20
2.14	Zakotwiczenie przeszczepu za pomocą endobuttonu w kości udowej	20
2.15	Fiksacja przeszczepu za pomocą śruby interferencyjnej	21
2.16	Różne techniki mocowania przeszczepu w kanałach kostnych	22
2.17	Rozwój i różnicowanie limfocytów	28
2.18	Selekcja pozytywna i negatywna	29
2.19	Algorytm selekcji klonalnej	32
2.20	Algorytm selekcji negatywnej	33
2.21	Dojrzewanie swoistości	34
3.1	Postać geometryczna implantu ortopedycznego	37
4.1	Przykładowa postać geometryczna implantu	42
4.2	Kształt bryły wycinającej otwory przelotowe	42
4.3	Front Pareto	47
4.4	Parametry sterujące cechami geometrycznymi	48
4.5	Metoda uzyskania modelu kości udowej	49
4.6	Segmentacja kości udowej oraz piszczelowej	50
4.7	Nadanie objętościowej siatki elementów skończonych	51

4.8	Rozgraniczenie kości korowej	52
4.9	Rozgraniczenie tkanki kostnej korowej i gąbczastej	52
4.10	Rozgraniczenie tkanki kostnej korowej, gąbczastej oraz kanału kostnego	53
4.11	Modele kości udowej i piszczelowej	53
4.12	Ogólny algorytm zastosowanego systemu immunologicznego	55
5.1	Ogólny algorytm zastosowanego systemu immunologicznego	59
5.2	Algorytm optymalizacji wielokryterialnej z wykorzystaniem funkcji celu	60
5.3	Algorytm optymalizacji wielokryterialnej z wykorzystaniem metody <i>Pareto</i>	61
5.4	Proces generowania cech geometrycznych implantów	65
5.5	Element bryłowy - SOLID187 (ANSYS, 2013)	66
5.6	Nadanie siatki elementów skończonych o dł. boku 1 mm	66
5.7	Zdefiniowane miejsce utwierdzenia i przyłożenia siły	67
5.8	Przygotowanie modelu objętości cieczy w implancie	68
5.9	Określenie wlotu i wypływu cieczy	69
5.10	Uruchamianie symulacji przepływów	70
5.11	Wizualizacja wyników perfuzji krwi przez przykładowy implant	71
5.12	Schemat budowy środowiska w systemie CFX	72
6.1	Wykres poszukiwania rozwiązania optymalnego z wykorzystaniem funkcji celu	74
6.2	Optymalne cechy geometryczne implantu wyłonionego przez algorytm immunologiczny z wykorzystaniem funkcji celu	76
6.3	Osobniki <i>Pareto</i> -optymalne z frontem <i>Pareto</i>	77
6.4	Cechy geometryczne osobników <i>Pareto</i> -optymalnych	78
6.5	Postać geometryczna implantu nr III	80
6.6	Porównanie cech geometrycznych uzyskanych obiema metodami dla implantów FPIII i FC	81
6.7	Porównanie cech geometrycznych uzyskanych obiema metodami dla implantów FPI i FC	81
6.8	Osobnik zdominowany ze zbioru <i>Pareto</i> wybrany do ankiet	83
6.9	Zestawienie wybranych implantów do ankiet	84
6.10	Urządzenie do mierzenia siły przeciągania przeszczepu przez kanał kostny	86
6.11	Zarejestrowany przebieg zmienności wartości siły przeciągania przeszczepu	87
6.12	Nadana siła oraz utwierdzenie implantu	87
6.13	Rozkład naprężeń w implancie	89
6.14	Rozkład deformacji w implancie	90

6.15	Obciążenia stawu biodrowego	91
6.16	Model dźwigni dwuramiennej obciążenia kości udowej	92
6.17	Kąty przyczepu mięśni	92
6.18	Uproszczony model dźwigni dwuramiennej obciążenia kości udowej	93
6.19	Zdefiniowanie miejsca utwierdzenia i nadanie sił oddziałujących na kość udową	95
6.20	Odkształcenia w tkance kostnej korowej	96
6.21	Odkształcenia w tkance kostnej gąbczastej i implancie	97
6.22	Naprężenia w tkance kostnej korowej	97
6.23	Naprężenia w tkance gąbczastej i implancie	98
6.24	Deformacja w kości	98

Spis tablic

2.1	Zestawienie własności biomechanicznych	23
4.1	Własności mechaniczne tkanki kostnej kości udowej	51
6.1	Najlepsze osobniki wyłonione poprzez funkcję celu	75
6.2	Zestawienie wyników liczbowych osobników <i>Pareto</i> -optymalnych	79

Wykaz ważniejszych oznaczeń i skrótów

<i>APDL</i>	ANSYS Parametric Design Language - język programu ANSYS
<i>B</i>	szerokość otworu przelotowego
<i>CFX</i>	moduł programu ANSYS do obliczeń przepływów
<i>D</i>	długość otworu przelotowego na powierzchni implantu wzdłuż osi z
<i>DICOM</i>	Digital Imaging and Communications in Medicine - obrazowanie cyfrowe i wymiana obrazów w medycynie
<i>F</i>	siła działająca na nasadę głowy kości udowej
f_1	funkcja określająca kryterium własności wytrzymałościowych
f_2	funkcja określająca kryterium perfuzji krwi
<i>FC</i>	najlepszy osobnik (model implantu) wyłoniony poprzez funkcje celu
<i>FP2</i>	najlepszy osobnik (model implantu) wybrany z frontu Pareto
<i>FP5</i>	osobnik nr 5 (model implantu) wybrany z frontu Pareto
<i>HU</i>	jednostka <i>Hounsfielda</i>
<i>i</i>	indeks
<i>K</i>	wypadkowa sił oddziaływania mas ciała
k_1	obliczona wartość kryterium własności wytrzymałościowych
k_2	obliczona wartość kryterium perfuzji krwi
<i>M</i>	oddziaływanie mięśni odwodzących
<i>MES</i>	Metoda Elementów Skończonych
<i>n</i>	indeks
$nTreg, iTreg$	limfocyty supresyjne - regulatorowe
<i>Odd</i>	odległość między otworami
<i>R</i>	siła działająca na głowę kości udowej
<i>S4</i>	środek ciężkości człowieka podczas stania na obu kończynach dolnych

$S5$	środek ciężkości człowieka podczas stania na jednej kończynie dolnej
Tc	limfocyty cytotoksyczne
Tcm, Tem	limfocyty pamięciowe
Th	limfocyty pomocnicze
$Th1$	limfocyty B
$Th2$	komórki żerne - makrofagi
$Thxy$	kąt, o jaki otwory przelotowe w kolejnym rzędzie są przesunięte względem rzędu poprzedniego
w_1	waga kryterium własności wytrzymałościowych
w_2	waga kryterium perfuzji krwi
μ_{tkanki}	współczynnik absorpcji tkanki
μ_{wody}	współczynnik absorpcji wody

1. Wstęp

We współczesnym świecie bardzo ważne jest łączenie wielu dziedzin i interdyscyplinarne podejście do zagadnień (Balch i Arkin, 1999), (Arkin, 1998). Coraz prężniej rozwijającą się formą współpracy jest połączenie zagadnień inżynierskich i medycznych, co skutkuje znaczącym postępowaniem technologii medycznych na świecie. Jako przykłady podać można nie tylko sprzęt medyczny do rezonansu magnetycznego czy tomografii komputerowej, instrumentarium chirurgiczne, implanty czy stenty wszczepiane do organizmów ludzkich, ale także rozwój automatyki, informatyki czy robotyki w medycynie.

Wdrożenie każdej z tych technologii czy też rozwój dziedzin jest poprzedzone pracą zespołów ludzi składających się głównie z lekarzy oraz inżynierów mechaników, automatyków, informatyków lub inżynierów biomedycznych. Prace z zakresu tematyki inżynierii biomedycznej prowadzone są intensywnie w wielu ośrodkach naukowych w kraju i za granicą, w szczególności, na pierwszym w Polsce Wydziale Inżynierii Biomedycznej, na Politechnice Śląskiej - badania rozpoczęte przez Prof. *D. Tejszerską*, a następnie rozwijane przez Prof. *M. Gzika* wraz z całym zespołem Katedry Biomechatroniki. Badania te dotyczą m.in. biomechaniki narządu ruchu, modelowania narządów człowieka wraz z analizą obciążeń układu szkieletowo-mięśniowego, doświadczalnego wyznaczania własności mechanicznych tkanek ludzkich i zwierzęcych, wspomaganie diagnostyki układu ruchu człowieka i monitorowania postępów rehabilitacji oraz treningów u sportowców, projektowania sprzętu i aparatury medycznej oraz urządzeń rehabilitacyjnych i sportowych, inżynierskiego wspomaganie planowania zabiegów chirurgicznych i wielu innych (IB, 2010). Badania realizowane na Wydziale Inżynierii Biomedycznej prowadzone są także w Katedrze Informatyki i Aparatury Medycznej pod przewodnictwem Prof. *E. Piętki*, w Katedrze Biomateriałów i Inżynierii Wyrobów Medycznych pod kierownictwem Prof. *J. Marciniaka* oraz w Katedrze Biosensorów i Przetwarzania Sygnałów Biomedycznych prowadzonej przez Prof. *E. Tkacza*. Należy również wspomnieć prace i projekty pod patronatem Prof. *Z. Paszendy*, Prof. *M. Kaczmarka*, czy Prof. *A. Mitasa*. Badania dotyczące technologii związanych z inżynierią biomedyczną prowadzone są także na Wydziale Mechanicznym Technologicznym Politechniki Śląskiej, przez między innymi Prof. *E. Świ-tońskiego*, z zakresu biomechaniki i projektowania sprzętu rehabilitacyjnego (Tejszerska i in., 2011), Prof. *A. Johna* dotyczące m.in. modelowania własności miednicy (John, 2013),

Prof. *M. Wyleżoła* zajmującego się metodami modelowania wirtualnego w zastosowaniu do inżynierii biomedycznej (modelowanie implantów, protez, obiektów rehabilitacyjnych oraz ergonomicznych) (Wyleżoła *i in.*, 2016), Prof. *E. Majchrzak* z zakresu przepływu biociepła (Majchrzak *i in.*, 2016), Prof. *A. Piasecką-Belkhat* także zajmującą się przepływem biociepła, zagadnieniami związanymi z oparzeniami, wykrywaniem nowotworów piersi (Mochnacki i Piasecka -Belkhat, 2013). W Polsce jednym z pionierów zajmujących się biomechaniką i inżynierią rehabilitacji jest Prof. *R. Będziński*, a spośród wielu osób biomechaniką inżynierską zajmuje się także Prof. *J. Awrejcewicz*, a np. biomechaniką ruchu - Prof. *A. Wit*.

Rosnący postęp cywilizacyjny powoduje zwiększenie liczby kontuzji i urazów wśród ludzi. U sportowców spowodowane to jest coraz większą eksploatacją organizmu, natomiast u ludzi prowadzących siedzący tryb życia, zrywaniem się od biurka do uprawiania różnorodnych sportów.

Coraz częściej występującą kontuzją jest zerwanie więzadła krzyżowego przedniego (*Anterior Cruciate Ligament - ACL*) znajdującego się w stawie kolanowym. Do zerwania tego więzadła dochodzi najczęściej u ludzi uprawiających sporty wyczynowo, a także amatorsko, na przykład jeżdżących na nartach czy grających w piłkę nożną.

Przedmiotem niniejszej rozprawy jest optymalny dobór cech konstrukcyjnych nowego implantu wykorzystywanego podczas rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego. Rekonstrukcja taka polega na wprowadzeniu przeszczepu (najczęściej autogenicznego, np. ścięgna) w miejsce zerwanego więzadła krzyżowego przedniego w stawie kolanowym. Głównym problemem podczas zabiegu jest odpowiednie osadzenie nowego przeszczepu w kościach stawu kolanowego oraz zapewnienie odpowiedniego przepływu krwi i innych płynów ustrojowych, w celu jego „odżywienia”.

Rozwiązaniem tego problemu może być pomysł Profesora *K. Ficka* na zastosowanie innowacyjnych implantów ortopedycznych, mających na celu odpowiednie utwierdzenie przeszczepu w kości oraz umożliwiających perfuzję (przepływ) krwi przez taki implant.

Genezą niniejszej rozprawy doktorskiej podejmującej tematykę badań nad wielokryterialną optymalizacją cech geometrycznych implantu ortopedycznego było nawiązanie współpracy z Prof. *K. Fickiem*, autorem patentu PL217967 B1: *Implant medyczny do wzmacniania wgajania przeszczepów w rekonstrukcji więzadeł w tunelach kostnych* (Ficek, 2014). W jej ramach autorka mogła szczegółowo zapoznać się z problematyką rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego oraz autorskim rozwiązaniem Prof. *Ficka* dotyczącym koncepcji implantu wspomagającego tę rekonstrukcję, a także miała możliwość przedyskutowania uwarunkowań medycznych, które należałoby uwzględnić przy projektowaniu implantu. Pozwoliło to na identyfikację potrzeby, której istotą jest dobór optymalnej kon-

strukcji implantu, a zwłaszcza jego cech geometrycznych, względem układu kilku kryteriów umożliwiającą ocenę różnych własności tego implantu mających znaczenie ze względu na optymalny przebieg procesu rekonstrukcji więzadła oraz rekonwalescencji po przeprowadzonym zabiegu.

W 2014 roku pod opieką Prof. dr. hab. *Wojciecha Moczulskiego*, promotora rozprawy, rozpoczęto badania, których celem było opracowanie metodyki postępowania wykorzystywanej do wielokryterialnej optymalizacji implantów ortopedycznych.

Autorka dziękuje Panu Profesorowi za merytoryczną pomoc i wsparcie przy pisaniu rozprawy.

1.1 Cel rozprawy

Celem naukowym pracy jest opracowanie metodyki postępowania wykorzystywanej do wielokryterialnej optymalizacji cech geometrycznych implantu ortopedycznego przeznaczonego do rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego znajdującego się w stawie kolanowym. Implant powinien precyzyjnie zakotwiczać przeszczep w tunelu kostnym oraz przyspieszyć wrastanie tkanki kostnej w przeszczep tak, aby mógł on przejąć rolę zerwanego więzadła. Celem badań jest określenie optymalnych cech geometrycznych implantów pod względem dwóch kryteriów, którymi są: jak najlepsze wykorzystanie własności wytrzymałościowych implantu (przy spełnieniu ograniczenia na naprężenia dopuszczalne) oraz optymalne nasączenie przeszczepu krwią.

Metodyka obejmuje:

1. Metodę opracowania modelu kości stawu kolanowego.
2. Metodę wielokryterialnej optymalizacji cech geometrycznych implantu ortopedycznego z wykorzystaniem algorytmów immunologicznych, funkcji celu oraz frontu *Pareto*.
3. Metodę oceny wyników przez ekspertów bazującą na formularzach.

Metoda opracowania modelu kości stawu kolanowego - polega na opracowaniu trójwymiarowych modeli kości udowej oraz piszczelowej uzyskanych na podstawie obrazów DICOM - *ang. Digital Imaging and Communications in Medicine* - obrazowanie cyfrowe i wymiana obrazów w medycynie (Piętka, 1999) powstałych podczas obrazowania medycznego za pomocą tomografii komputerowej. W modelach tych rozróznilo tkankę kostną gąbczastą od twardej, co ma ogromne znaczenie w analizie wytrzymałościowej takiego układu. Do modeli kości wstawiono model przykładowego implantu ortopedycznego i przeprowadzono analizę wytrzymałościową, aby dowiedzieć się, jakie siły i naprę-

żenia działają w takim implancie podczas obciążenia stawu kolanowego 50-centylowego mężczyzny. W drugim etapie zaimplementowano wybrany model (uzyskany po procesie optymalizacji), aby zaobserwować, co się dzieje w implancie podczas obciążenia kończyny dolnej po zabiegu rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego u pacjenta, u którego wprowadzono implant do tunelu kostnego.

Metoda wielokryterialnej optymalizacji cech geometrycznych implantu ortopedycznego z wykorzystaniem algorytmów immunologicznych, funkcji celu oraz frontu *Pareto* - wykorzystuje algorytm immunologiczny zaadaptowany do rozwiązania problemu badawczego, jakim jest wielokryterialna optymalizacja cech geometrycznych implantu ortopedycznego. Optymalne osobniki są poszukiwane przy pomocy funkcji celu oraz frontu *Pareto*. Przy użyciu funkcji celu wyłoniony zostaje jeden najlepszy osobnik. Natomiast przy pomocy frontu *Pareto* wyznaczane są osobniki zdominowane i niezdominowane (*Pareto*-optymalne), a następnie wybierane jest z nich najlepsze rozwiązanie. Postanowiono także porównać wyniki uzyskane obydwoma zastowanymi metodami, aby umożliwić wielokryterialną ocenę tych metod. Proces optymalizacji zaimplementowano w środowisku MATLAB®.

Metoda oceny wyników przez ekspertów bazująca na formularzach - polega na opracowaniu i przeprowadzeniu ankiet umożliwiających ocenę modeli implantów ortopedycznych wśród specjalistów inżynierów - opiniujących możliwość wytworzenia implantów oraz wśród lekarzy - oceniających produkt pod względem medycznym.

1.2 Teza rozprawy

W oparciu o przedstawiony problem badawczy oraz zdefiniowany cel rozprawy, sformułowano następującą tezę:

Optymalizacja wielokryterialna z wykorzystaniem: algorytmu immunologicznego, funkcji celu i metody Pareto pozwala na określenie cech geometrycznych implantu, które umożliwiają optymalną perfuzję krwi przy jednoczesnym zapewnieniu optymalnych własności wytrzymałościowych implantu.

1.3 Zakres pracy

Rozprawa dotyczy opracowania metodyki wielokryterialnej optymalizacji cech geometrycznych implantów ortopedycznych. Opisana metodyka postępowania może być zastosowana po jej adaptacji do optymalizacji cech geometrycznych innych elementów.

W rozdziale pierwszym zamieszczono wstęp do rozprawy, przedstawiający szerokie zastosowanie inżynierii biomedycznej we współczesnym świecie, opis problemu badawczego oraz jego genezę. Rozdział ponadto zawiera zdefiniowany cel, tezę oraz zakres pracy.

W rozdziale drugim można wyodrębnić dwa główne tematy. Pierwszy z nich to opis anatomiczny, dotyczący budowy stawu kolanowego (z wyodrębnieniem szczegółowego opisu budowy i roli więzadeł krzyżowych) oraz opis urazów więzadeł krzyżowych przednich wraz z przeglądem technik operacyjnych stosowanych podczas ich rekonstrukcji.

Druga część rozdziału dotyczy opisu optymalizacji wielokryterialnej. Podrozdział ten zawiera przegląd technik optymalizacji oraz opis algorytmów heurystycznych. Następnie znajduje się tam opis systemów immunologicznych, zaczynając od układu odpornościowego u człowieka, a kończąc na sztucznych systemach immunologicznych ściśle opartych o ich biologiczną podstawę.

W rozdziale trzecim zdefiniowano problem badawczy, wytłumaczono potrzebę stosowania implantów ortopedycznych oraz ich biofunkcjonalność.

Głównym rozdziałem w rozprawie jest rozdział czwarty opisujący metodykę określania cech geometrycznych implantu ortopedycznego. Rozdział ten zawiera założenia projektowe, opis koncepcji implantu, kryteria oceny oraz dobór cech brzegowych. W rozdziale tym są również opisane poszczególne metody: metoda opracowania modelu kości stawu kolanowego, metoda optymalizacji cech geometrycznych z wykorzystaniem algorytmów immunologicznych oraz metoda oceny wyników przez ekspertów bazująca na formularzach.

W rozdziale piątym opisana jest budowa środowiska badawczego do optymalizacji wielokryterialnej przy pomocy sztucznych algorytmów immunologicznych. Opisane są kroki algorytmu immunologicznego, czyli funkcja główna, inicjalizacja populacji początkowej, obliczenia wytrzymałościowe i obliczenia przepływów w osobnikach (implantach), metody selekcji wraz z podziałem na optymalizację przy pomocy funkcji celu i metody *Pareto* oraz funkcja zatrzymania algorytmu. Ponadto przeanalizowany jest proces mutacji, a także opisane jest środowisko badawcze do analizy wytrzymałościowej i perfuzji krwi.

Rozdział szósty poświęcony jest weryfikacji i walidacji opracowanej metody. Weryfikację przeprowadzono poprzez wykonanie obliczeń w zbudowanym środowisku badawczym. Przeanalizowano i porównano wyniki uzyskane przy zastosowaniu funkcji celu oraz metody *Pareto*. Wyniki te ocenili specjaliści technolodzy oraz lekarze, poprzez wypełnienie ankiet. Na koniec zweryfikowano uzyskany implant pod względem właściwości wytrzymałościowych podczas przeciągania przeszczepu przez implant oraz podczas normalnego funkcjonowania pacjenta po zabiegu rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego.

Ostatni rozdział to podsumowanie przeprowadzonych badań oraz opracowanej me-

todyki wraz z jej weryfikacją. Praca zakończona jest wnioskami oraz przedstawionymi możliwymi kierunkami dalszych badań.

Niniejszy zeszyt naukowy zawiera treść rozprawy doktorskiej, która była przedstawiona do publicznej obrony przed Komisją ds. Stopnia Naukowego Doktora w dyscyplinie Budowa i Eksploatacja Maszyn, Rady Wydziału Mechanicznego Technologicznego Politechniki Śląskiej w Gliwicach, w dniu 05.09.2017 r.

W treści tej uwzględniono uwagi Recenzentów rozprawy:

- Pana Profesora Zbigniewa Dąbrowskiego z Politechniki Warszawskiej,
- Pana Profesora Wojciecha Cholewy z Politechniki Śląskiej.

Autorka dziękuje Panom Profesorom-Recenzentom za ich uprzejme sugestie, które pozwoliły na udoskonalenie pierwotnego tekstu.

Ponieważ tekst ten zawiera oryginalną treść pracy doktorskiej z jedynie niewielkimi zmianami, zdaniem autorki nie występuje potrzeba cytowania poszczególnych elementów rozprawy, stanowiących oryginalne wyniki uzyskane podczas realizacji pracy doktorskiej.

2. Dotychczasowe badania w zakresie objętym tematyką rozprawy

Więzadło krzyżowe przednie (ACL - anterior cruciate ligament) pełni bardzo ważną funkcję w organizmie człowieka. Przede wszystkim odpowiada za stabilizację stawu kolanowego oraz połączenie kości udowej i piszczelowej. Rekonstrukcja zerwanego więzadła przedniego krzyżowego jest współcześnie bardzo częstym i popularnym zabiegiem w ortopedii. Zabieg ten najczęściej przeprowadza się małoinwazyjną techniką artroskopową. Polega on na przeprowadzeniu przeszczepu przez dwa przeciwległe kanały kostne, utworzone – jeden w kości udowej, drugi w kości piszczelowej tak, aby przeszczep znalazł się na miejscu zerwanego więzadła przedniego krzyżowego w stawie kolanowym. Kość składa się z kilku warstw, głównie z kości korowej oraz gąbczastej, które bardzo różnią się własnościami tworzywymi oraz regeneracyjnymi. Aby zabieg rekonstrukcji więzadła przedniego krzyżowego powiódł się, musi nastąpić wrosnięcie tkanki kostnej we wstawiony przeszczep w kanałach kostnych, przez które został przeprowadzony. Tylko wtedy zostanie zachowana odpowiednia stabilizacja przeszczepu i będzie mógł on przejąć rolę więzadła przedniego krzyżowego stabilizując staw kolanowy.

2.1 Budowa stawu kolanowego

Staw kolanowy jest największym stawem znajdującym się w organizmie człowieka. Łączący on kość udową z kością piszczelową. W skład stawu kolanowego głównie wchodzi (rys. 2.1):

- kłykcie kości udowej,
- kłykcie kości piszczelowej,
- powierzchnie stawowe,
- łąkotki,
- więzadła:
 - rzepki (*ligamentium patellae*),
 - troczki rzepki (*retinacula patellae*),

- poboczne (*ligamenta collateralia*),
- poboczne strzałkowe (*ligamentum collaterale fibulare*),
- poboczne piszczelowe (*ligamentum collaterale tibiale*),
- podkolanowe skośne (*ligamentum popliteum obliquum*),
- podkolanowe łukowate (*ligamentum popliteum arcuatum*),
- **krzyżowe kolana** (*ligamenta cruciata genus*):
 - * **krzyżowe przednie** (*ligamentum cruciatum anterius*),
 - * krzyżowe tylne (*ligamentum cruciatum posterius*),
- poprzeczne kolana (*ligamentum transversum genus*),
- łąkotkowo-udowe tylne i przednie (*ligamentum meniscofemorale posterius et anterius*).

Ważnym elementem w prawidłowym ukrwieniu, a tym samym odżywianiu tkanek stawu kolanowego są naczynia krwionośne, głównie tętnice - stosunkowo duże i liczne:

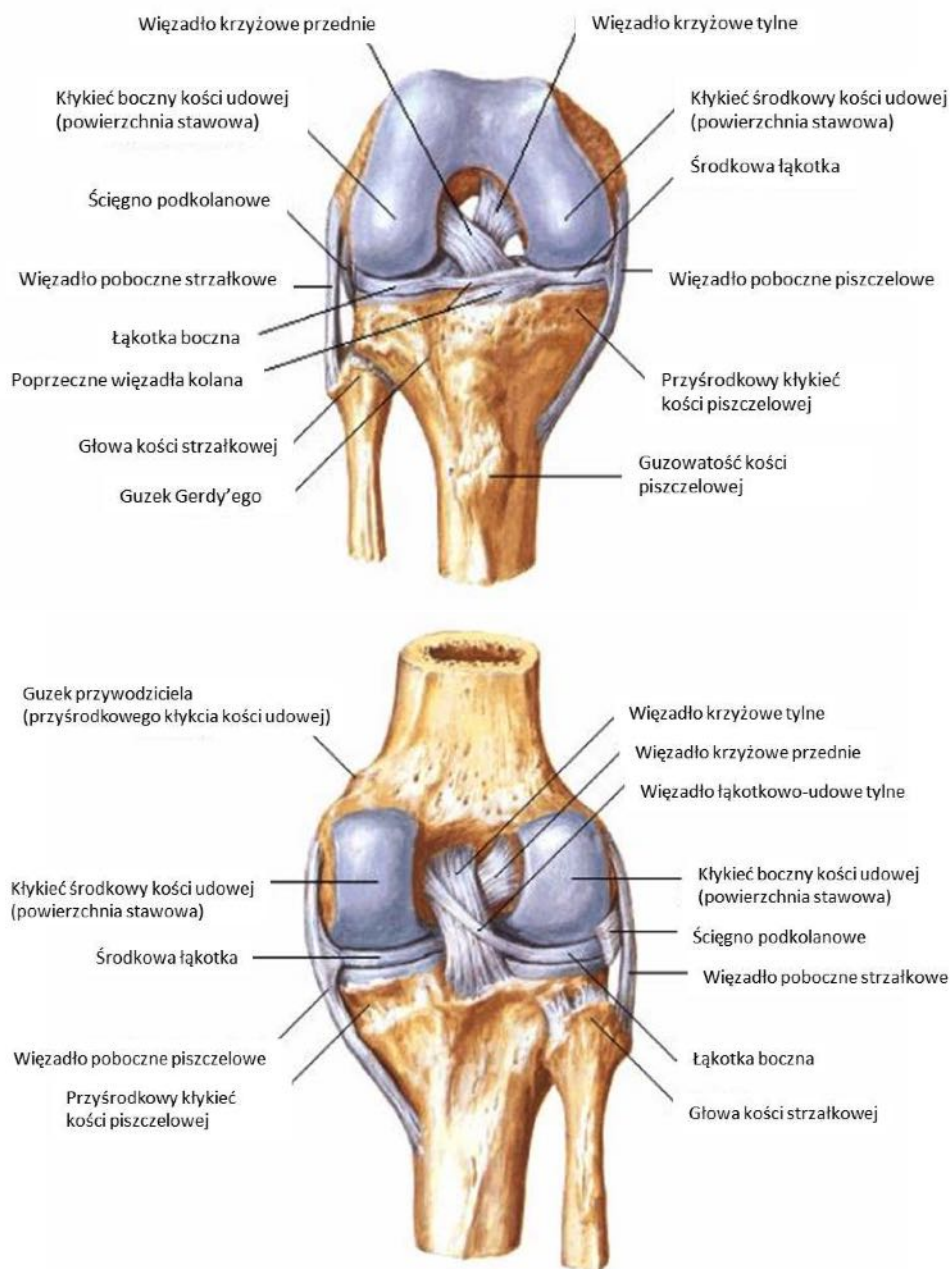
- tętnica zstępująca kolana,
- gałąź tętnicy udowej,
- gałąź zstępująca tętnicy bocznej,
- tętnica podkolanowa,
- dwie tętnice wsteczne piszczelowe,
- gałąź okalająca strzałkę.

Więzadło krzyżowe przednie unaczynione jest przez fałd błony maziowej (*plica synovialis*) (Kuś, 1984).

Biomechanika stawu kolanowego

Staw kolanowy jest jednym z bardziej złożonych stawów, jeśli chodzi o jego biomechanikę. Ogólnie zaliczany jest do stawów zawiasowych, ponieważ głównym ruchem, jaki wykonuje jest zginanie oraz prostowanie, jednak przy spełnieniu odpowiednich kryteriów istnieje możliwość wykonania ruchu rotacyjnego (Bochenek i Reicher, 2010).

Ruch zgięcia i prostowania odbywa się dookoła osi poprzecznej, natomiast ruch rotacyjny odbywa się dookoła osi podłużnej goleni i nie jest on możliwy w dwóch pozycjach: w pozycji maksymalnego zgięcia, a tym bardziej, maksymalnego wyprostowania kolana. Zakres ruchu rotacyjnego zmienia się w zależności od kąta zgięcia kolana, a obrót goleni na zewnątrz jest większy niż do wewnątrz.



Rys. 2.1: Prawy staw kolanowy: w zgięciu - widok od przodu (góra), wyprostowany - widok z tyłu (dół) (Netter, 2010)

Ruch zgięcia i prostowania w stawie kolanowym jest ruchem złożonym z toczenia i ślizgania. Podczas ruchu biernego najpierw występuje toczenie, a później ruch ślizgowy kości udowej po kości piszczelowej. Zmianę ruchów wspierają więzadła krzyżowe. Natomiast w ruchu czynnym więzadła te hamują ślizg w stawie wywołany działaniem mięśni, redukując siły ścinające (Pasierbiński i Jarząbek, 2001).

Zakres ruchu w stawie kolanowym mieści się w przedziale od 0° do nawet 170° , przy

czym zgięcie za pomocą mięśni dochodzi do 130° . Aby uzyskać zgięcie powyżej tej wartości, muszą zadziałać siły zewnętrzne (Bochenek i Reicher, 2010). Zakres ruchu obrotowego jest zmienny w zależności od zgięcia. I tak przy zgięciu 30° wynosi ok. 38° , natomiast przy zgięciu 120° całkowity ruch obrotowy wynosi ok. 60° . Zakres ruchów ograniczają więzadła (przede wszystkim krzyżowe i poboczne) oraz mięśnie.

Podczas ruchu biernego w pierwszej fazie zgięcia (do ok. 20°) kość udowa toczy się po kości piszczelowej, następnie rozpoczyna się ruch ślizgowy. Zmianę tych ruchów wspomagają więzadła krzyżowe (rys. 2.2). Wstępne napięcie więzadła krzyżowego przedniego przy zgięciu powoduje napięcie więzadła krzyżowego tylnego i na odwrót. Siły te równoważą się do chwili zadziałania momentu zewnętrznego (obciążenia) lub wewnętrznego (pracy mięśni). Niejednorodny kształt oraz różna długość włókien powodują, że więzadła krzyżowe są stale napięte (Pasierbiński i Jarzabek, 2001).

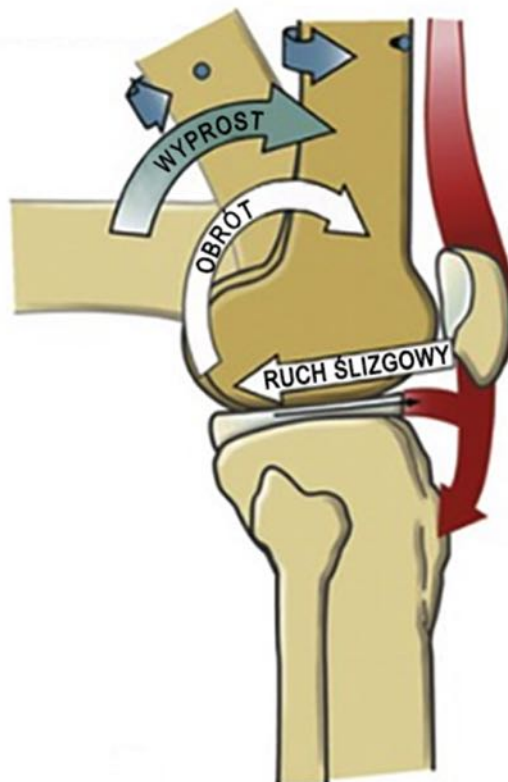
Podczas ruchu biernego stabilność rotacyjną w wyproście kolana kontrolują więzadła krzyżowe wraz z więzadłami pobocznymi. Rotacja wewnętrzna goleni obciąża więzadło krzyżowe przednie w całym zakresie ruchu, natomiast znosi z tego więzadła napięcie podczas rotacji zewnętrznej, tym samym nieznacznie obciążając więzadło krzyżowe tylne.

Ruch czynny występuje podczas aktywnej pracy mięśni. Podczas wyprostu stawu kolanowego i pracy mięśnia czworogłowego więzadło krzyżowe przednie hamuje wewnętrzną rotację goleni, przenosząc wtedy największe obciążenia. Dodatkowo mięsień ten wywołuje ślizg w kierunku przednim. Podczas zgięcia stawu kolanowego występuje skurcz grupy mięśni kulszowo-goleniowych, powodując ślizg kości piszczelowej w kierunku tylnym po kłykciach kości udowej. Ruch ślizgowy spowodowany pracą tylnej grupy mięśni uda powoduje powstanie sił ścinających, które kontrolowane są przede wszystkim przez więzadła krzyżowe.

Udział mięśni

Na staw kolanowy działają mięśnie (Bochenek i Reicher, 2010):

- Prostownik - jeden mięsień czworogłowy, wykonujący pracę trzykrotnie większą od pracy wszystkich zginaczy.
- Zginacze - główne mięśnie: półbłoniasty, półścięgnisty, dwugłowy uda oraz w mniejszym udziale mięśnie: smukły, krawiecki, podkolanowy oraz brzuchaty łydki.
- Nawrotne - przede wszystkim mięsień półbłoniasty oraz w mniejszym stopniu mięśnie: półścięgnisty, smukły, krawiecki, podkolanowy.
- Odwracacze - mięsień dwugłowy uda oraz dodatkowo mięsień naprężacz powięzi szerokiej.



Rys. 2.2: Zamiana toczenia na ruch ślizgowy (Neumann, 2015)

2.1.1 Budowa więzadła krzyżowego przedniego

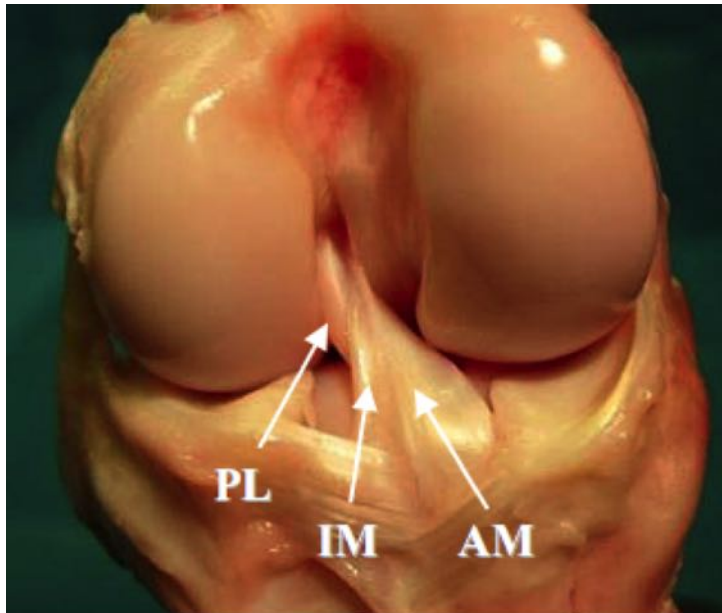
Więzadła krzyżowe kolana - leżą wewnątrz stawu, gdzie objęte są błoną włóknistą torebki, a także na zewnątrz jamy stawowej, gdzie pokryte są błoną maziową. Obydwa te więzadła silnie łączą kość udową z piszczelową i stanowią solidne zabezpieczenie stawu, szczególnie w położeniu zgięcia (Bochenek i Reicher, 2010).

- **Więzadło krzyżowe przednie** - odchodzi od powierzchni wewnętrznej kłykcia bocznego kości udowej w pobliżu jego brzegu tylnego, biegnąc skośnie do przodu, ku dołowi i przyśrodkowo, dochodząc do pola międzykłykciowego przedniego kości piszczelowej. Jest więzadłem dłuższym i słabszym od więzadła tylnego.
- **Więzadło krzyżowe tylne** - biegnie od powierzchni wewnętrznej kłykcia przyśrodkowego kości udowej do pola międzykłykciowego tylnego kości piszczelowej.

Więzadło krzyżowe przednie składa się z trzech pęczków - rys. 2.3 (Suchanowski, 2013):

- tylno-bocznego (PL), ułożonego pionowo,

- pośredniego (IM),
- przednio-przyśrodkowego (AM), który jest najdłuższy i najbardziej podatny na urazy.



Rys. 2.3: Budowa ACL (Suchanowski, 2013)

2.1.2 Rola więzadeł krzyżowych

Więzadła krzyżowe odpowiedzialne są przede wszystkim za stabilizację i zapewnienie odpowiedniej kinematyki stawu kolanowego (Kuś, 1984), (Pasierbiński i Jarząbek, 2001).

Rola więzadła krzyżowego przedniego:

- stabilizacja stawu kolanowego w trzech płaszczyznach (strzałkowej, czołowej oraz poprzecznej),
- zamiana toczenia na ruch ślizgowy (podczas ruchu biernego),
- hamowanie ślizgu w stawie, spowodowanego pracą mięśni (podczas ruchu czynnego),
- redukcja sił ścinających (podczas ruchu czynnego),
- kontrola rotacji goleni,
- regulacja napięcia mięśni agonistycznych i antagonistycznych określająca (dzięki proprioceptorom) położenie stawu w przestrzeni, podczas ruchu stawu kolanowego.

Dlatego więzadło krzyżowe przednie jest tak istotne w stawie kolanowym.

2.2 Urazy więzadeł krzyżowych przednich oraz przegląd technik operacyjnych

W obecnych czasach urazy więzadła krzyżowego przedniego występują bardzo często u sportowców wyczynowych, ale także pojawiają się u osób rozpoczynających uprawianie aktywności fizycznej, często bez właściwego przygotowania. Urazy tego więzadła to jedna z poważniejszych kontuzji, wymagająca długotrwałej regeneracji oraz rehabilitacji.

2.2.1 Urazy więzadeł krzyżowych przednich

Według Komitetu Medycznych Aspektów Sportu Amerykańskiego Towarzystwa Medycznego urazy więzadła krzyżowego przedniego dzielą się na 3 grupy (Książek-Czekaj i Wiecheć, 2012):

- I stopnia (lekkie) - uszkodzenie niewielkiej liczby włókien. Nie stwierdza się niestabilności stawu, jednak występuje bolesność.
- II stopnia (umiarkowane) - uszkodzenie większej liczby włókien więzadłowych, z samoistną bolesnością miejscową. Stwierdza się nieznaczną niestabilność stawu.
- III stopnia (ciężkie) - całkowite przerwanie ciągłości więzadła. Występuje znaczna niestabilność stawu z towarzyszącym bólem.

Gdy dochodzi do uszkodzenia lekkiego bądź umiarkowanego stosowane jest leczenie zachowawcze, w przypadku całkowitego zerwania więzadła krzyżowego przedniego często konieczna jest operacja i jego rekonstrukcja. Może być stosowane również leczenie zachowawcze (w zależności od wieku, aktywności, stanu zdrowia pacjenta), polegające na odpowiedniej fizjoterapii wzmacniającej partie mięśni stabilizujących staw kolanowy.

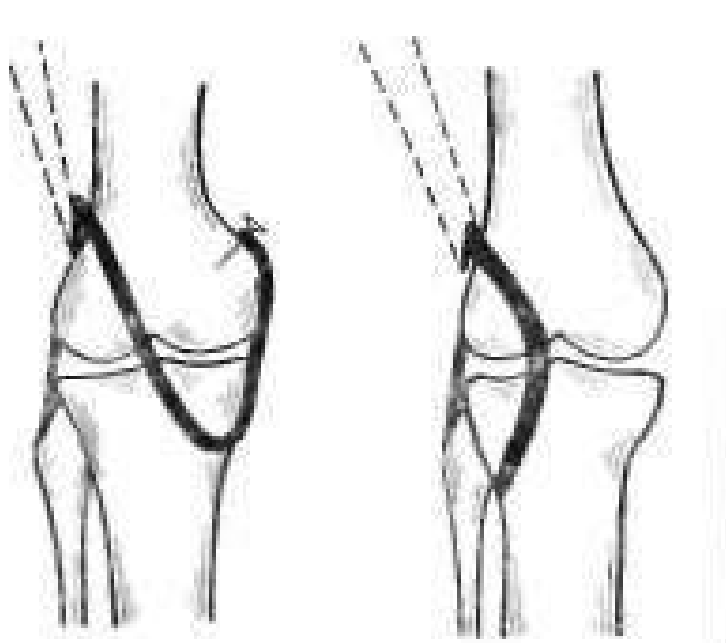
2.2.2 Przegląd technik operacyjnych

Zabiegi rekonstrukcji więzadła przedniego zmieniały się znacznie wraz z rozwojem technik operacyjnych.

Rys historyczny technik operacyjnych (Kuś, 1984), (Górecki, 2013):

- 1917 r. - *Hey-Groves*. Metoda stosowana w przypadkach pierwotnego lub zastarzałego (występującego w przeszłości) uszkodzenia więzadła krzyżowego przedniego. Polega na obwodowym przeprowadzeniu płata powięzi szerokiej przez kanały w bocznym kłykciu uda i przyśrodkowym kłykciu piszczeli oraz zamocowaniu przeszczepu po przyśrodkowej stronie kości udowej, wzmacniając w ten sposób więzadło po-

boczne przyśrodkowe. *O'Donoghue*'e zmodyfikował zabieg sprowadzając go do jednego dojścia (rys. 2.4).

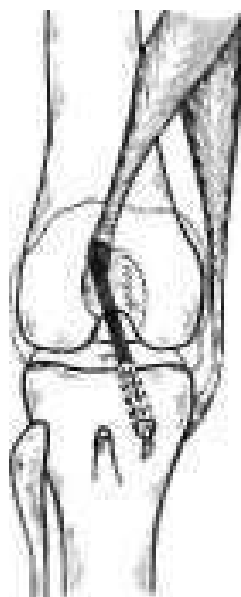


Rys. 2.4: Rekonstrukcja więzadła krzyżowego przedniego według *Hey-Grovesa* (Kuś, 1984)

- 1939 r. - *Campell*. Metoda polegająca na zastosowaniu pasma przyśrodkowej części więzadła właściwego rzepki uszypułowanego obwodowo, przeprowadzając go przez kanał w bliższej nasadzie piszczeli i mocując w bocznym kłykciu kości udowej.
- 1963 r. - *Jones*. Podobna metoda rekonstrukcji jak u *Campella*, z tym, że jako przeszczep zastosowano środkową część ścięgna rzepki.
- 1976 r. - *Erikssen*. Stosował podobną metodę jak *Campell* i *Jones*, z tą różnicą, że wykorzystywał on specjalną prowadnicę własnego pomysłu (rys. 2.5).
- 1951 r. - *Lindióm* i *Tillbeig*. Stosowali do plastyki więzadłowej łąkotkę.
- 1950 r. - *Lindermann*. Jego metoda polegała na przeprowadzeniu ścięgna mięśnia smukłego lub półścięgnistego przez tylną torebkę, rowek międzykłykciowy, kanał w bliższej nasadzie piszczeli i zamocowanie go w okolicy guzowatości piszczeli (rys. 2.6).
- 1957 r. - *Watanabe* (uczeń *Takagi*). Wydał pierwszy atlas artroskopii oraz przeprowadził, jako pierwszy, artroskopię operacyjną. Był to przełom w dziedzinie chirurgii w ortopedii, a szczególnie w operacji stawów kolanowych.



Rys. 2.5: Rekonstrukcja więzadła krzyżowego przedniego według *Erikssena* (Kuś, 1984)



Rys. 2.6: Rekonstrukcja więzadła krzyżowego przedniego według *Lindermanna* (Kuś, 1984)

Od lat 70. ubiegłego wieku, bardzo dynamicznie zaczęły rozwijać się ośrodki specjalizujące się w artroskopowej chirurgii kolana (Japonia, USA, Europa). W 1974 r. powstało Światowe Towarzystwo Chirurgii Kolana i Artroskopii (np. International Arthroscopy Association).

W Polsce pionierami artroskopowych operacji byli (Górecki, 2013):

- 1974 r. - *W. Kuś* i *Z. Salamon* - rozpoczęto pierwsze artroskopie diagnostyczne w Warszawskiej Klinice Ortopedycznej.

- *S. Mazurkiewicz* - wykonywał artroskopie w Klinice Ortopedycznej w Gdańsku.
- 1983 r. - *T. Trzaska* wykonywał artroskopie w Szpitalu Kolejowym w Puszczykowie.
- 1983 r. - *J. Widuchowski* wykonywał artroskopie w Wojewódzkim Szpitalu Chirurgii Urazowej w Piekarach Śląskich.

Powstanie ważnych organizacji:

- 1984 rok w Berlinie - założenie kongresu ESKA (European Society of Knee Surgery and Arthroscopy) obecnie ESSKA (European Society for Sports Traumatology, Knee Surgery and Arthroscopy) (ESSKA, 1982).
- 2005 rok - założenie Polskiego Towarzystwa Chirurgii Artroskopowej.
- 2015 rok - założenie Polskiego Towarzystwa Artroskopowego z siedzibą w Uniwersyteckim Szpitalu Klinicznym Wojskowej Akademii Medycznej w Łodzi (PTA, 2015).

Obecnie artroskopowe operacje są stałymi i rutynowymi metodami leczenia w Polsce.

Aktualne podejście do rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego

Obecnie zabieg rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego przeprowadza się najczęściej małoinwazyjną techniką artroskopową, dzięki czemu wykonywane są jedynie małe nacięcia w ciele pacjenta, pozwalające na wprowadzenie narzędzi chirurgicznych oraz kamery do wizualizacji pola operacji.

Rekonstrukcja więzadła krzyżowego przedniego polega na wstawieniu w miejsce zerwanego więzadła przeszczepu, który przejmie jego rolę. Często stosuje się przeszczepy autogeniczne (czyli autoprzeszczepy - pobrane od pacjenta) i mogą nimi być (Tiffert i Barszcz, 2011):

- ścięgna mięśni półścięgnistego i smukłego,
- więzadła rzepki,
- rozciągnięta mięśnia prostego uda, powięzi szerokiej lub ze ścięgna piętowego.

Przeszczepy mogą być również homogenne (z Banku Tkanek, pobrany materiał od zmarłych dawców), ksenograficzne (pochodzenia zwierzęcego) lub allogenne (z tworzyw sztucznych np. taśmy węglowe lub sztuczne więzadła).

Zdjęcia wykorzystane w tym rozdziale zostały wykonane podczas udziałów autorki jako obserwatora w operacjach rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego, w ośrodku Galen w Bieruniu (autor zdjęć: Prof. *M. Wyleżół*).

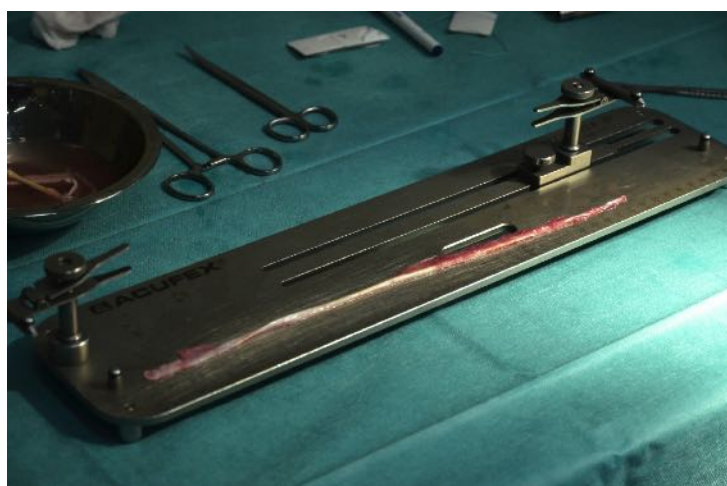
Przebieg operacji rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego:

I. Pobranie przeszczepu od pacjenta (jeśli przeszczep jest autogeniczny) - rys. 2.7;



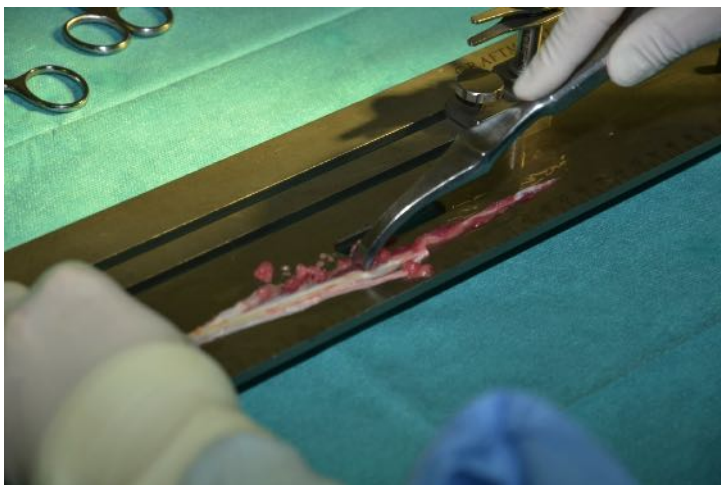
Rys. 2.7: Pobranie przeszczepu autogenicznego

II. Pomiar długości pobranego przeszczepu - rys. 2.8;



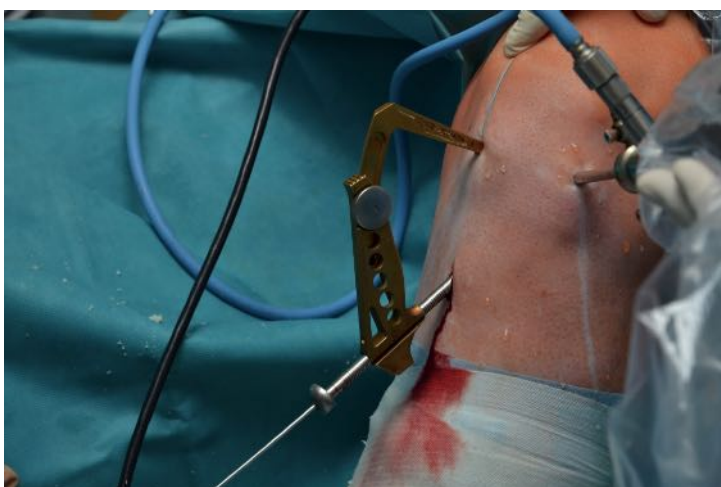
Rys. 2.8: Pomiar długości przeszczepu

III. Oczyszczenie przeszczepu - rys. 2.9;



Rys. 2.9: Oczyszczenie przeszczepu

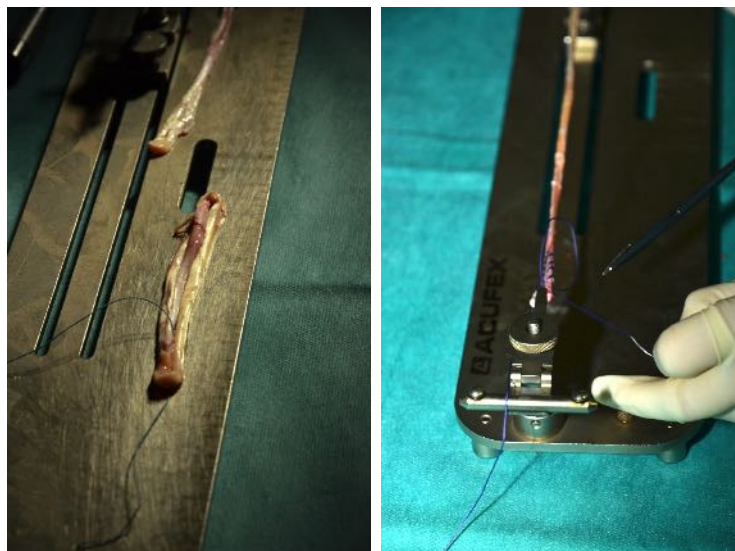
IV. Pozycjonowanie celownika w celu wywiercenia kanału w kości piszczelowej
- rys. 2.10;



Rys. 2.10: Pomiar kanałów kostnych

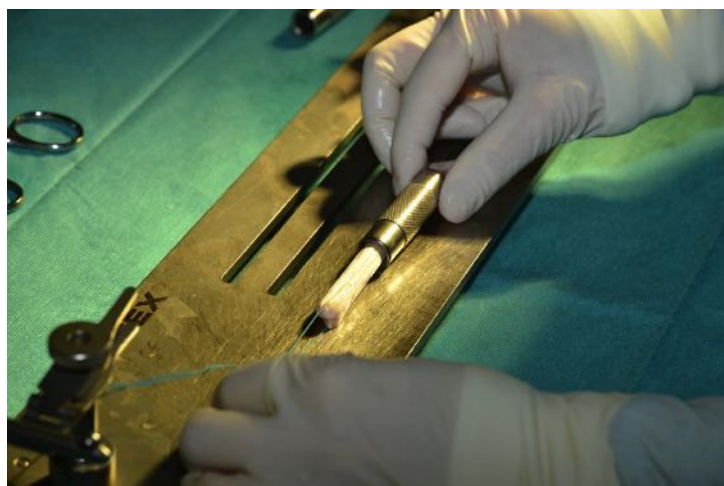
V. Wykonanie tuneli w kościach stawu kolanowego: udowej i piszczelowej;

- VI. Złożenie przeszczepu w wiązkę np. dwu- lub cztero-pęczkową, w zależności od wymaganej długości przeszczepu oraz obszycie go - rys. 2.11;



Rys. 2.11: Złożenie przeszczepu (z lewej), obszycie wiązki (z prawej)

- VII. Pomiar średnicy przygotowanego przeszczepu, celem doboru średnic wiertel - rys. 2.12;



Rys. 2.12: Pomiar średnicy przeszczepu

VIII. Przeprowadzenie przeszczepu przez tunele kostne - rys. 2.13;



Rys. 2.13: Wstępny etap przeciągania przeszczepu

IX. Zakotwiczenie przeszczepu w kości udowej za pomocą endobuttonu (płytki stabilizującej przeszczep) - rys. 2.14;



Rys. 2.14: Zakotwiczenie przeszczepu za pomocą endobuttonu w kości udowej

- X. Zakotwiczenie przeszczepu w kości piszczelowej za pomocą wkrętu kostnego
- rys. 2.15.

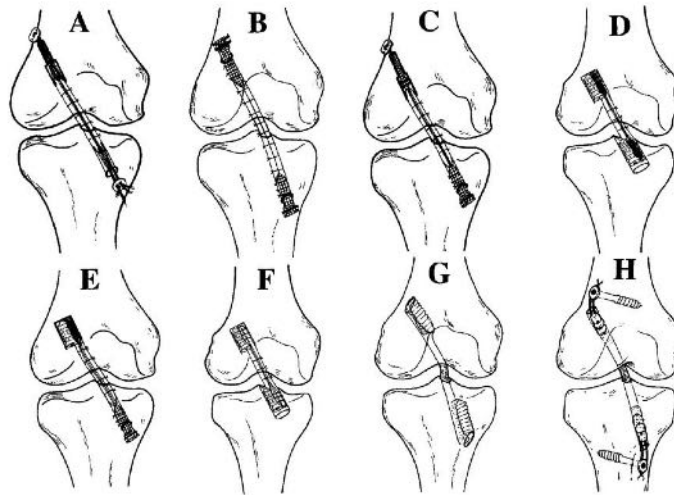


Rys. 2.15: Fiksacja przeszczepu za pomocą śruby interferencyjnej

Mocowanie przeszczepów w tunelach kostnych może odbywać się na kilka sposobów (rys. 2.16) (Miyata *i in.*, 2000):

- Podwójny pęczek ścięgna zginacza utrwalany jest za pomocą szwów, natomiast do zakotwiczenia w kanale kostnym w kości udowej używany jest endobutton - rys. 2.16A;
- Zapętlone ścięgno zginacza utrwalane jest szeroką taśmą poliestrową i mocuje do kości za pomocą klamry - rys. 2.16B;
- Od strony kości udowej ścięgno zginacza utwierdzone jest szeroką taśmą poliestrową i mocowane jest w kości za pomocą endobuttonu, natomiast w kości piszczelowej stosowana jest szersza taśma poliestrowa i klamry do utwierdzenia z boku kości piszczelowej - rys. 2.16C;
- Podwójne ścięgno zginacza utwierdzone jest w obu kościach za pomocą śrub interferencyjnych (wkrętów kostnych) - rys. 2.16D;
- Podwójne ścięgno zginacza utwierdza się w kości udowej wkrętem kostnym, a po stronie kości piszczelowej wykorzystuje się taśmę poliestrową i klamrę - rys. 2.16E;
- Ścięgno zginacza utwierdza się w obu kościach za pomocą wkrętu kostnego - rys. 2.16F;
- Wykorzystanie więzadła rzepki i utwierdzenie go w obu kościach za pomocą wkrętów kostnych - rys. 2.16G;

- Wykorzystanie więzadła rzepki, zszycie go i utwierdzenie w obu kościach za pomocą wkrętów kostnych - rys. 2.16H.



Rys. 2.16: Różne techniki mocowania przeszczepu w kanałach kostnych (Miyata *i in.*, 2000)

Inne zestawienie zawierające własności biomechaniczne więzadła, przeszczepów oraz metod fiksacji przeszczepu w kości przedstawiono w tabeli 2.1.

Tab. 2.1: Zestawienie własności biomechanicznych więzadeł, przeszczepów oraz metod fiksacji przeszczepu w kości (Domnick *i in.*, 2016)

Metoda	Maksymalne obciążenie na zrywanie (N)	Sztywność (N/mm)	Literatura
Nienaruszony ACL (w kości udowej i piszczelowej)	2160 (± 157)	242 (± 28)	(Woo <i>i in.</i> , 1991)
Zszycie podwójne ścięgna mięśnia smukłego	1550 (± 369)	370 (± 108)	(Hammer <i>i in.</i> , 1999)
Zszycie podwójnego ścięgna mięśnia półścięgnistego	2640 (± 320)	534 (± 76)	(Hammer <i>i in.</i> , 1999)
Zszycie początkowego pęczka ścięgna podkolanowego	4090 (± 295)	276 (± 204)	(Hammer <i>i in.</i> , 1999)
7 mm BPTB	2238 (± 316)	327 (± 58)	(Cooper <i>i in.</i> , 1993)
10 mm BPTB	2977 (± 516)	424/455 ($\pm 57/67$)	(Cooper <i>i in.</i> , 1993)
15 mm BPTB	4389 (± 708)	556 (± 67)	(Cooper <i>i in.</i> , 1993)
10 mm QTB	2353 (± 495)	621 (± 122)	(Stäubli <i>i in.</i> , 1996)
Śruby interferencyjne (BPTB)	683-863	76-80	(Kousa <i>i in.</i> , 2001)
Śruby interferencyjne (ścięgno podkolanowe)	534-925	189-315	(Oh <i>i in.</i> , 2006)(Kousa <i>i in.</i> , 2003)
Endobutton (ścięgno podkolanowe)	520-1364	35-195	(Oh <i>i in.</i> , 2006)(Höher <i>i in.</i> , 2003)
Śruba interferencyjna i endobutton (ścięgno podkolanowe)	1290-1449	307-341	(Oh <i>i in.</i> , 2006)
QTB: Quadriceps-tendon-bone - czworogłowy-ścięgno-kość; BPTB: Bone-patellar-tendon-bone - Kość-rzepkowo-ścięgno-kość			

2.3 Optymalizacja wielokryterialna

Optymalizacja wielokryterialna polega na poszukiwaniu optymalnego rozwiązania ze względu na kilka kryteriów. Poszukiwanie optymalnego rozwiązania sprowadza się do znalezienia takiego rozwiązania, które jest akceptowalne dla każdej funkcji celu. Funkcję celu tworzy się w taki sposób, aby uwzględniała wpływ (zwykle niejednakowy) każdego z kryteriów. Kryteria te często są sprzeczne, przykładem takim może być uzyskanie maksymalnej jakości produktu przy jego minimalnej cenie. Rozwiązaniem optymalizacji wielokryterialnej może być jeden osobnik lub pula osobników spełniająca dane kryteria. Wybór optymalnego rozwiązania może odbywać się w różnoraki sposób, np.:

- kryteria mogą być sprowadzone do jednej **funkcji celu** za pomocą np. metody sumy ważonej (wzór: 2.1). Optymalnym rozwiązaniem jest minimum lub maksimum globalne funkcji celu. Ograniczeniem tej metody jest przede wszystkim narzucenie na początku wag dla każdego kryterium, które mogą okazać się niewłaściwie dobrane.

$$F(x) = \sum_{i=1}^n w_i \cdot f_i(x), \quad (2.1)$$

gdzie

$$w_i \in [0, 1] \text{ oraz } \sum_{i=1}^n w_i = 1.$$

- wyznaczane jest pole rozwiązań zdominowanych i niezdominowanych czyli **Pareto-optymalnych** (Tarnowski, 2011). Rozwiązania *Pareto*-optymalne to takie, dla których nie istnieje inne rozwiązanie polepszające wartość ze względu na jedno kryterium, nie pogarszając wartości pod względem innego kryterium (2.2). Rozwiązań *Pareto*-optymalnych najczęściej występuje wiele, tworząc tak zwany front *Pareto*, przez co pojawia się na końcu problem wyboru jednego najlepszego rozwiązania (Tarnowski, 2011), (Długosz, 2013).

$$F(x) = (f_1(x), f_2(x), \dots, f_n(x)), \quad (2.2)$$

Rozwiązanie x jest zdominowane, jeśli istnieje dopuszczalne

rozwiązanie y nie gorsze od x , czyli dla każdej funkcji celu f_i :

$$f_i(y) \geq f_i(x); \quad (i = 1, \dots, n).$$

W pracy tej zastosowano i porównano obydwa podejścia.

2.3.1 Algorytmy heurystyczne

Wyraz *heurystyka* wywodzi się z greckiego słowa *heurisko*, które oznacza odkrywać, znajdować. Algorytmy heurystyczne nie gwarantują znalezienia najlepszego rozwiązania, ale po-

zwalają w relatywnie krótkim czasie przeszukać przestrzeń możliwych rozwiązań, gdy w sposób matematyczny jest to np. niemożliwe lub gdy zajęłoby to zbyt wiele czasu. Najpopularniejszymi metodami heurystycznymi są (Rutkowski, 2009), (Ciupke, 2016):

- symulowane wyżarzanie,
- algorytmy ewolucyjne, genetyczne, immunologiczne,
- algorytmy PSO (*particle swarm optimization*) - metoda roju cząstek,
- sztuczne sieci neuronowe.

Wiele sztucznych układów materialnych, a także systemów komputerowych wzorowanych jest na zjawiskach zachodzących w przyrodzie. Dziedziną zajmującą się wykorzystaniem procesów biologicznych w technice, jest **bionika** (Tkacz i Borys, 2008). Jednym z działów opierających się na systemach występujących w biologii są algorytmy optymalizujące, w tym heurystyczne. Same nazwy algorytmów kopiują nazewnictwo biologiczne. Tak mamy np. (Tkacz i Borys, 2008), (Edelkamp i Schroedl, 2011), (Przystałka i Moczulski, 2015):

- systemy ewolucyjne - naśladujące ewolucję i zachodzące w niej procesy,
- algorytmy genetyczne - oparte na dziale genetyki, gdzie można wyróżnić m.in. dziedziczenie, krzyżowanie, mutacje oraz słownictwo typu chromosom, allel itd.,
- algorytmy mrówkowe - naśladujące zachowanie mrówek podążających za pożywieniem i wracających do gniazda najkrótszą drogą,
- algorytmy rojowe - np. oparte na zachowaniu pszczół,
- algorytmy neuronalne - oparte o prace neuronów w mózgu.

Tak samo jest ze **sztucznymi systemami immunologicznymi** wzorowanymi na procesie odpornościowym zachodzącym w ciele człowieka (Wierzchoń, 2001), (Al -Enez *i in.*, 2010).

2.4 Algorytmy immunologiczne

Z wielu metod heurystycznych wybrano algorytmy immunologiczne (de Castro i Zuben, 2001) (Wierzchoń, 2001). Z badań literaturowych wynika, że algorytmy te powinny najszybciej zbiegać się do rozwiązania przy wielu sprzecznych kryteriach (de Castro i Zuben, 2002), (Al-Anzi i Allahverdi, 2013), (Poteralski, 2015).

2.4.1 Systemy immunologiczne - biologiczne

Systemy immunologiczne zwane również systemami odpornościowymi lub limfatycznymi odpowiedzialne są za ochronę organizmu przed „intruzami”, czyli patogenami, którymi są m.in. wirusy, bakterie, pierwotniaki, obce tkanki, pasożyty czy nowotwory, a także toksyny. Rolą układu odpornościowego jest odróżnienie „swoich” białek od „obcych” (Wierzchoń, 2001), (Gołąb *i in.*, 2004), (Świtalska, 2006). Podstawowym celem systemów immunologicznych jest ochrona organizmu, a co za tym idzie wytworzenie przeciwciał zwalczających obce organizmy (antygeny). Głównymi narządami w organizmie ludzkim, odpowiedzialnymi za system odporności są: węzły chłonne (w których powstają przeciwciała), grasica (kształtuje odporność swoistą) oraz śledziona (wytwarza przeciwciała).

System odpornościowy składa się z kilku warstw (Wierzchoń, 2001) (Świtalska, 2006):

- Pierwszą warstwą ochronną, najbardziej zewnętrzną, jest **skóra**,
- Drugą warstwą są czynniki fizjologiczne takie jak **pH** czy **temperatura**,
- Kolejną warstwą jest **odporność nieswoista - wrodzona**,
- Ostatnią warstwą jest **odporność swoista - nabyta**.

W pracy skupiono się na dwóch ostatnich wymienionych warstwach, czyli odporności nieswoistej i swoistej.

Odporność nieswoista - wrodzona

Odporność nieswoista zwana również niespecyficzną lub wrodzoną stanowi początkową linię obrony i działa szybciej od odporności nabytej. Powstaje ona jako pierwsza i skierowana jest przeciwko kilku różnym antygenom.

Jej głównym zadaniem jest klasyfikacja komórek na „swoje” oraz „obce” i wstępna ochrona organizmu przed antygenami zanim wytworzą się specyficzne komórki w warstwie swoistej.

Odporność swoista - nabyta

Odporność swoista zwana również specyficzną, nabytą bądź adaptacyjną, powstaje wolniej, ale jest bardziej precyzyjna, ponieważ działa przeciwko konkretnemu antygenowi. Za odporność swoistą odpowiedzialne są przeciwciała wytwarzane przez limfocyty typu B oraz limfocyty typu T wraz z receptorami wiążącymi antygen. Jest to tak zwana **pierwotna reakcja immunologiczna**, czyli nauka rozpoznawania i zapamiętywanie konkretnego antygeny.

Odporność swoista cechuje się zapamiętywaniem, dlatego gdy w organizmie po raz kolejny pojawi się dany antygen działa tzw. **wtórna reakcja immunologiczna**, polegająca na tym, że organizm „pamięta” dany antygen i jest w stanie dużo szybciej, niemal natychmiast, na niego zareagować.

Limfocyty B

Odpowiedzialne są za odpowiedź typu humoralnego, produkują immunoglobuliny (rozpuszczalne receptory), czyli przeciwciała, które mogą się różnicować, a ich końcowym etapem są plazmocyty, czyli komórki plazmatyczne tzw. komórki pamięciowe. Limfocyty B są koordynowane przez limfocyty T. Gdy limfocyty T zainicjują działanie, wtedy dopiero limfocyty B ulegają aktywacji oraz rozmnażaniu poprzez klonowanie. Powstają one w szpiku kostnym.

Limfocyty T

Odpowiedzialne są za odpowiedź typu komórkowego. Powstają w szpiku kostnym, ale dojrzewają w grasicy (rys. 2.17).

Są tak zwanymi inicjatorami i koordynatorami przebiegu różnych typów odpowiedzi immunologicznej. Z szeregu limfocytów T, wyróżniamy grupy (Niedźwiedzka-Rystwej *i in.*, 2013):

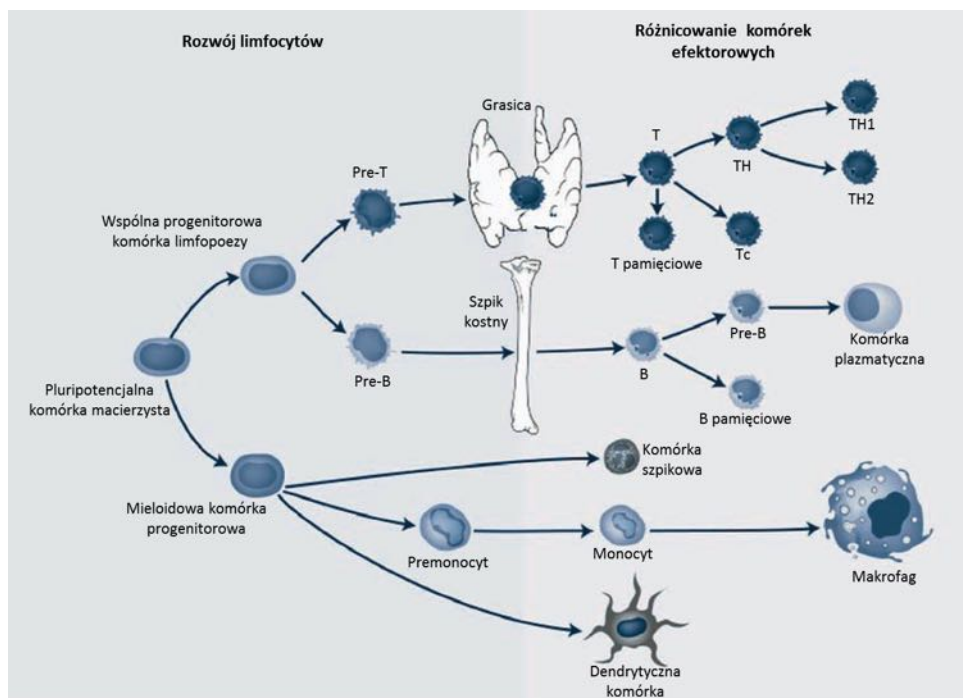
- Limfocyty - cytotoksyczne (Tc) - rozpoznają komórki „obce” i je niszczą,
- Limfocyty pomocnicze (grupa limfocytów Th) - aktywują limfocyty B (komórki Th1) lub komórki żerne - makrofagi (Th2) do działania,
- Limfocyty supresyjne - regulatorowe (nTreg, iTreg itd.) - hamują nadmierną aktywność komórek układu odpornościowego,
- Limfocyty pamięciowe (Tcm, Tem) - odpowiedzialne są za pamięć immunologiczną,
- Limfocyty wykończone/zmęczone,
- Limfocyty anergiczne.

Etapy odpowiedzi immunologicznej

Ogólna zasada działania układu odpornościowego polega na wiązaniu się parotopu (fragmentu przeciwciała) z epitopem danego antygeny. Odpowiedź immunologiczną można podzielić na dwa etapy (Gołąb *i in.*, 2004):

- Fazę indukcyjną - rozpoznanie antygeny przez limfocyt, klonowanie, mutacja i selekcja klonalna,
- Etap efektorowy - eliminacja antygeny.

Podczas odpowiedzi immunologicznej dochodzi do aktywacji limfocytów typu B, które zaczynają się dzielić, produkowane są ich klony, następnie klony te są poddawane hipermutacji somatycznej (czyli mutacji o znacznym stopniu) i na koniec podlegają selekcji ze względu na dopasowanie parotopu do epitopu antygeny. Najlepiej dopasowane zmutowane

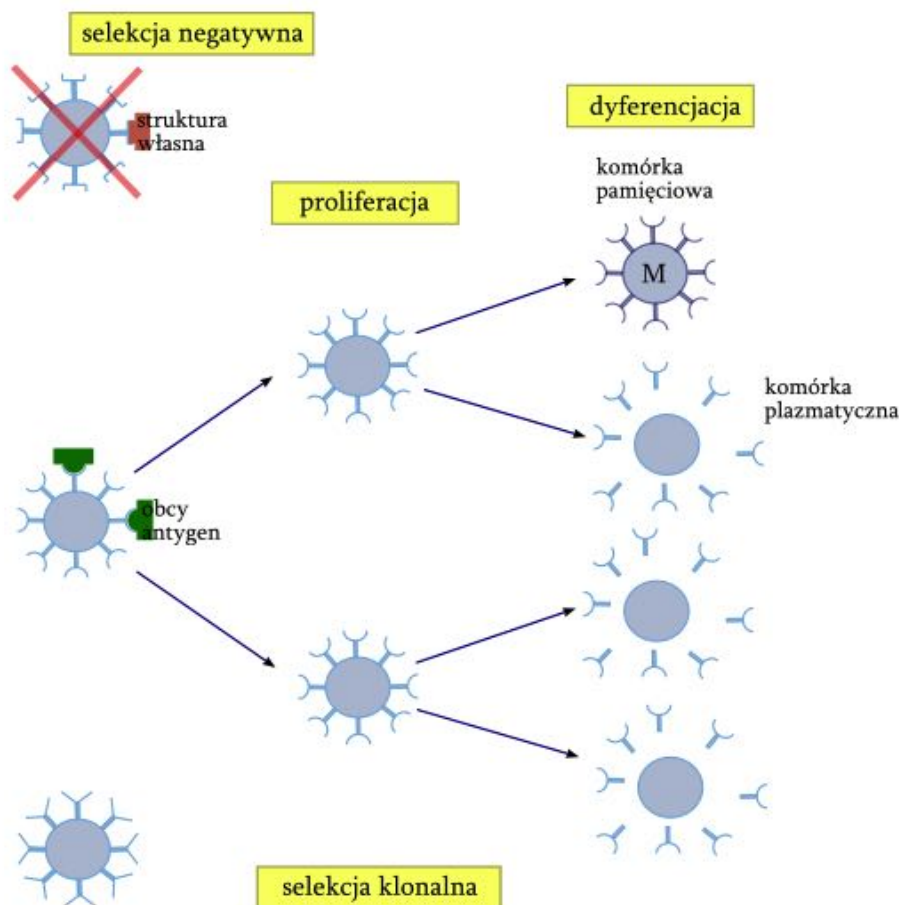


Rys. 2.17: Rozwój i różnicowanie limfocytów z komórek macierzystych (Zabriskie, 2009)

klony są wybierane i zostają przekształcone w komórki plazmatyczne (pamięciowe), natomiast najgorzej dopasowane komórki są usuwane (Wierzchoń, 2001). Powyżej opisany cykl powtarzany jest wielokrotnie tak, aby tylko klony o wysokim dopasowaniu mogły przeżyć. W ten sposób powstaje tzw. **dojrzewanie swoistości układu odpornościowego** i jest ono traktowane jako proces ewolucji darwinowskiej, ponieważ przeżywają tylko najlepsze osobniki, które następnie ustępują kolejnym jeszcze lepszym osobnikom. Natomiast starsze, gorsze osobniki są likwidowane. Dzięki pamięci immunologicznej organizm ponownie zaatakowany takim samym patogenem reaguje natychmiast, namnażając odpowiednie komórki, dzięki wtórnej reakcji immunologicznej.

W systemach immunologicznych wyróżniamy dwa typy **selekcji** - rys. 2.18 (Wierzchoń, 2001) (van der Bie, 2006):

- **Selekcja klonalna - pozytywna** - Eliminacja zmutowanych klonów limfocytów B, nie rozpoznaje antygeny;
- **Selekcja negatywna** - Eliminuje limfocyty rozpoznające własne komórki. Działa na limfocytach T, które nie podlegają w późniejszym etapie mutacji, dzięki czemu tolerują większość autoantygenów.



Rys. 2.18: Selekcja pozytywna i negatywna (Świtalska, 2006). Proliferacja - klonowanie i hipermutacja limfocytów B; Dyferencjacja - przekształcanie się komórek wysoko dopasowanych przeciwciał w komórki pamięciowe

Najważniejsze własności układu odpornościowego (Wierzchoń, 2001):

- **Samoorganizacja** - adaptacja do nowych typów antygenów;
- **Adaptacyjność** - zmiana liczby i rodzajów osobników pod wpływem sygnałów płynących z otoczenia (patogenów);
- **Metadynamika** układu odpornościowego - podtrzymanie koncentracji „użytecznych” typów limfocytów;
- **Zdolność samouczenia się**;
- **Zdolność zapamiętywania i zapominania**.

2.4.2 Sztuczne systemy immunologiczne

Sztuczne systemy immunologiczne (SSI, *ang. Artificial Immune System - AIS*) ściśle opierają się na zasadzie działania systemów odpornościowych działających w organizmach żywych. Ich głównymi zaletami są umiejętności:

- uczenia się,
- zapamiętywania (i zapominania),
- podtrzymywania różnorodności populacji,
- dostosowywania się do nowych sytuacji.

Przegląd literatury

Sztuczne systemy immunologiczne były inspiracją dla wielu matematyków i informatyków zajmujących się optymalizacją i klasyfikacją danych. Pionierami w tej dziedzinie byli przede wszystkim Burnet w 1959 roku (Burnet, 1959), Jerne w 1974 r., Farmer, Packard, Perelson w 1986 r. (Perelson, 1978), (Perelson i Weisbuch, 1997), (Albert *i in.*, 1980), Agur, Mazor i Meilijson w 1992 r. (Agur *i in.*, 1992). Rozwój zastosowań sztucznych systemów immunologicznych można zaobserwować w wielu zagadnieniach dotyczących (Wierzchoń, 2001), (Poteralski, 2015):

- modeli systemów uczących się - modele układów idiotypowych (Perelson, 1978), (Hunt i Cooke, 1995), (Perelson i Weisbuch, 1997), (Albert *i in.*, 1980), (de Castro i Zuben, 2001), (Meleiro *i in.*, 2009), (Pasti *i in.*, 2010),
- klasyfikacji (de Castro i Timmis, 2002), (Goodman *i in.*, 2002), (Hao i Cai-Xin, 2007),
- optymalizacji (de Castro i Zuben, 2002), (de Sousa *i in.*, 2004), (Luo *i in.*, 2007),
- optymalizacji wielokryterialnej (de Castro i Zuben, 2010), (Gong *i in.*, 2010),
- cyfrowego przetwarzania sygnałów:
 - systemy do rozpoznawania obrazów/wzorców (Hunt i Cooke, 1995), (Hunt *i in.*, 1998), rozpoznawania pisma odręcznego (Chmielewski i Wierzchoń, 2009),
 - systemy do redukcji szumów (Attux *i in.*, 2003),
- układów mechanicznych (Poteralski, 2015),
- wykrywania anomalii (Xing *i in.*, 2012),
- analizy danych (Knight i Timmis, n.d.), (Wierzchoń, 2001),
- kompresji danych (Somayaji *i in.*, 1998), (de Castro *i in.*, 2000),

- diagnostycznych (Martelot i Bentley, 2009), (Kuchta i Sokołowski, 2013),
- sterowania robotami mobilnymi (Tsankova *i in.*, 2007),
- transportu (Mrówczyńska, 2015),
- planowania i sterowania produkcją (Wosik, 2008).

W Polsce prowadzonych jest również coraz więcej badań związanych ze sztucznymi algorytmami immunologicznymi. Jedną z pierwszych osób, która zajęła się w Polsce tymi algorytmami jest Prof. *Sławomir T. Wierzchoń*, który jest m.in. autorem książki *Sztuczne Systemy Immunologiczne. Teoria i zastosowania*. (Wierzchoń, 2001).

Warto również zwrócić uwagę na publikacje innych polskich autorów, zajmujących się sztucznymi algorytmami immunologicznymi:

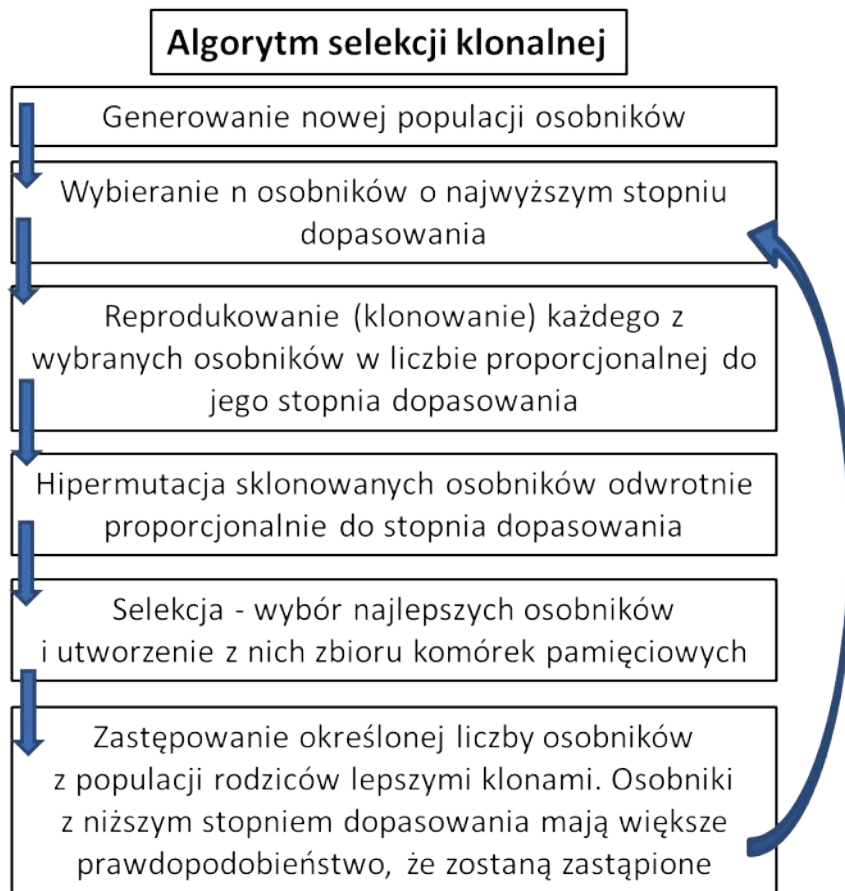
- *A. Chmielewski* (Chmielewski i Wierzchoń, 2009), (Chmielewski i Wierzchoń, 2012) - w rozpoznawaniu wzorców (m.in. odrębnego pisma) i wykrywaniu anomalii,
- *K. Ciesielski* (Ciesielski *i in.*, 2009) - m.in. w grupowaniu danych,
- *M. Lucińska* (Lucińska i Wierzchoń, 2009) - m.in. w strategiach uczenia w grach,
- *K. Trojanowski* (Trojanowski i Wierzchoń, 2009) - np. w algorytmach dynamicznej optymalizacji,
- *M. Bereta, T. Burczyński* m.in. (Bereta i Burczyński, 2009), (Bereta i Burczyński, 2010) - w analizie danych i klasyfikacji,
- *M. Kuchta, A. Sokołowski* (Kuchta i Sokołowski, 2013) - w zagadnieniach diagnostycznych,
- *B. Mrówczyńska* (Mrówczyńska, 2011), (Mrówczyńska, 2015) - w rozwiązywaniu problemów w transporcie, np. problemu załadunku palet.

Opisywane dobre rezultaty uzyskiwane przy zastosowaniu algorytmów immunologicznych, powodują, że coraz większa liczba naukowców zajmuje się tymi zagadnieniami.

Podstawy sztucznych systemów immunologicznych

Sztuczne systemy immunologiczne ściśle naśladują system odpornościowy u człowieka. W wyżej wymienionej literaturze można zaobserwować wykorzystanie algorytmów opierających się na selekcji klonalnej, na selekcji negatywnej lub połączeniu tych dwóch metod. Różnorodne algorytmy zostały dokładnie omówione w książce Profesora *S.T. Wierzchoń* (Wierzchoń, 2001).

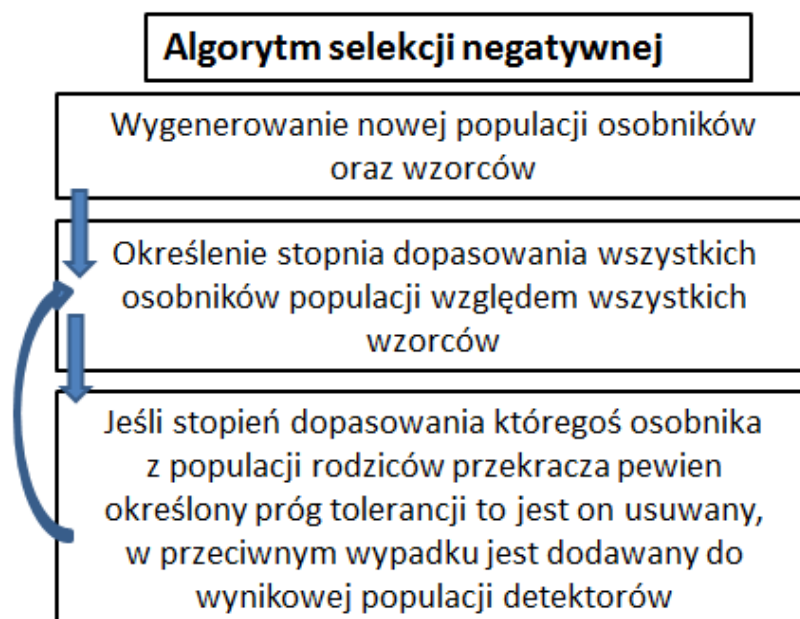
Najważniejsze funkcjonalności sztucznych systemów immunologicznych to między innymi:



Rys. 2.19: Algorytm selekcji klonalnej - na podstawie publ. (Świtalska, 2006)

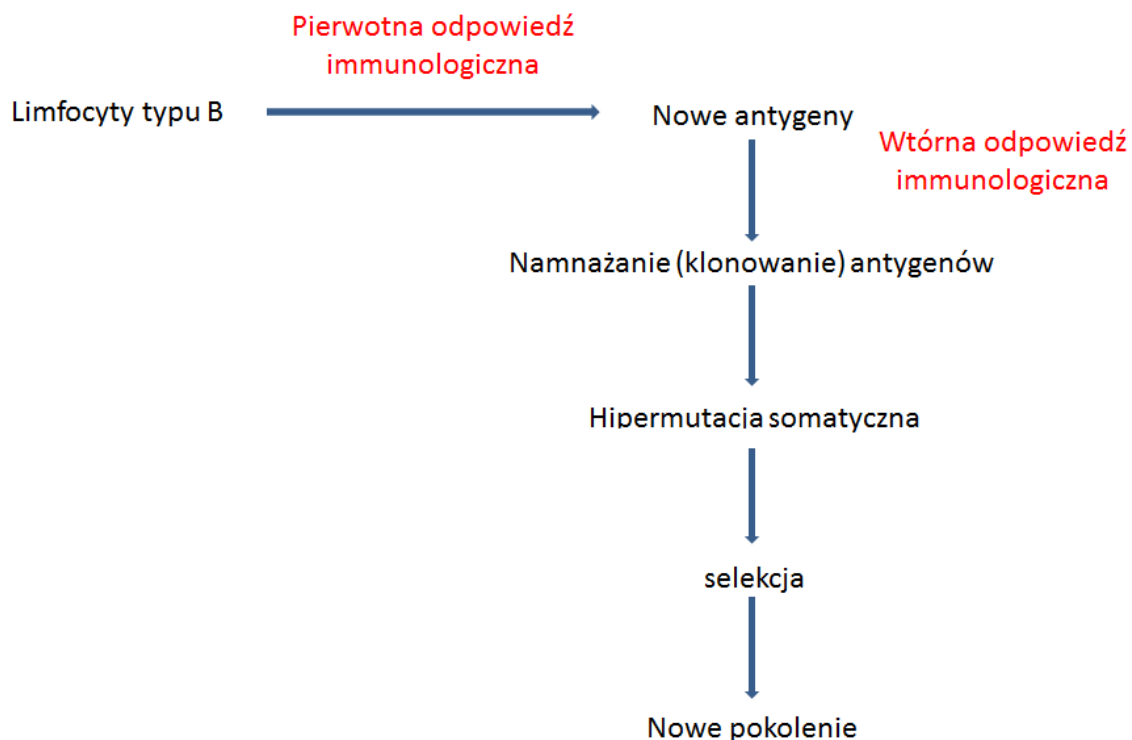
- **Selekcja klonalna** - wybór najlepiej dopasowanych osobników (rys. 2.19). W selekcji tej wyróżnia się poszczególne kroki:
 - Generowanie populacji początkowej:
 - * losowa,
 - * określona a priori.
 - Selekcja początkowa - wybór określonej liczby najlepszych osobników np.:
 - * względem określonej funkcji celu,
 - * *Pareto*-optymalnych.
 - Reprodukowanie polegające na klonowaniu, które może być:
 - * stałe - za każdym razem powstaje taka sama liczba klonów,
 - * proporcjonalne - liczba klonów jest proporcjonalna do stopnia dopasowania, czyli im osobnik posiada wyższy stopień dopasowania, tym liczba jego klonów będzie większa.

- Hipermutacja somatyczna czyli mutacja o wysokim współczynniku:
 - * stała - czyli liczba mutacji jest stała dla wszystkich osobników,
 - * proporcjonalna - liczba mutacji jest wprost proporcjonalna do stopnia dopasowania (osobniki z niskim stopniem dopasowania są poddawane mniejszej liczbie mutacji, osobniki z wysokim stopniem dopasowania są poddawane większej liczbie mutacji),
 - * odwrotnie proporcjonalna (najczęściej stosowana) - odwrotnie proporcjonalnie do stopnia dopasowania (osobniki z wysokim stopniem dopasowania są poddawane mniejszej liczbie mutacji, osobniki z niskim stopniem dopasowania są poddawane większej liczbie mutacji),
 - * losowa - liczba mutacji jest dobierana losowo.
- Selekcja - wybór określonej liczby najlepszych osobników np.:
 - * względem określonej funkcji celu,
 - * *Pareto*-optymalnych.
- **Selekcja negatywna** - najczęściej wykorzystywana przy detekcji anomalii (Wierchoń, 2001) - działa w stosunku do osobników rozpoznających własne komórki, czyli jest to mechanizm eliminacji tych komórek, które rozpoznają własne struktury (rys. 2.20).



Rys. 2.20: Algorytm selekcji negatywnej - na podstawie publ. (Świtalska, 2006)

- **Dojrzewanie swoistości**, czyli dojrzewanie odpowiedzi immunologicznej polegające na powstawaniu nowych antygenów (osobników) poprzez pierwotną odpowiedź immunologiczną, a następnie sklonowaniu antygenów, i poddanie ich hipermutacji somatycznej. Tak powstałe osobniki są poddawane selekcji, by na koniec powstało nowe pokolenie antygenów. Ten proces nazywany jest wtórną odpowiedzią immunologiczną (rys. 2.21).



Rys. 2.21: Dojrzewanie swoistości - na podstawie publ. (Wierzchoń, 2001)

- **Dynamika układu** - podtrzymanie koncentracji „lepszych” typów limfocytów. Układ immunologiczny posiada zdolność uczenia się, pamiętania (oraz zapominania) poprzez wykorzystanie złożonych mechanizmów rozpoznawania struktur molekularnych i mechanizmów samoregulacji. Dodatkowo poprzez wprowadzanie wielu zmiennych, system dynamicznie zmienia liczbę osobników w populacji, liczbę klonów, stopień mutacji itp. Dodatkowo istnieje możliwość tak zwanego wiekowania osobników, czyli dynamiki zmian koncentracji. Polega ona na nadawaniu wieku danym osobnikom, czyli gorszy osobnik z populacji rodziny nie jest usuwany, lecz jest mu nadawany wiek +1, zmutowany klon o lepszym dopasowaniu dostanie „nowe życie”, czyli wiek = 0, w kolejnych iteracjach klon starszy ma większe prawdopodobieństwo, że zostanie usunięty i na jego miejsce wejdzie nowy osobnik.

Rozważając powyższe schematy można zaobserwować wiele podobieństw np. z algorytmami genetycznymi czy ewolucyjnymi.

Podobieństwami na pewno mogą być kroki generowania populacji początkowej, selekcja, operatory krzyżowania i mutowania czy wykorzystanie funkcji celu.

Jednak najistotniejszymi różnicami, a równocześnie zaletami algorytmów immunologicznych są:

- klonowanie osobników,
- hipermutacja, czyli mutacja o wysokim prawdopodobieństwie występowania, gdzie np. w algorytmach genetycznych, współczynnik ten jest bardzo niski,
- dynamika układu - podtrzymanie różnorodności populacji,
- adaptacyjność, czyli zmiana liczby i rodzajów osobników,
- zdolność samouczenia się,
- zdolność zapamiętywania i zapominania.

Wady algorytmów immunologicznych, na które warto zwrócić uwagę to m.in.:

- Brak gwarancji osiągnięcia optimum w określonym czasie – jest to wada spotykana w przypadku stosowania każdej metody heurystycznej;
- Konieczność bardzo indywidualnego dostosowania algorytmu pod konkretny problem;
- Brak opracowanego aparatu matematycznego umożliwiającego precyzyjną analizę postępowań naśladujących mechanizmy układów immunologicznych żywych organizmów.

Wymienione cechy sztucznych systemów immunologicznych wyróżniają te algorytmy od pozostałych metod heurystycznych. Wszystkie powyższe zalety powodują, że algorytmy te powinny szybko zbiegać się do rozwiązania. Dodatkowo chronią przed utknięciem w optimum lokalnym, dzięki czemu rośnie prawdopodobieństwo znalezienia właściwego rozwiązania.

2.5 Podsumowanie

W niniejszym rozdziale omówiono dotychczasowe badania w zakresie objętym tematyką rozprawy. Praca jest interdyscyplinarna, więc skupiono się na dwóch głównych jej aspektach.

Pierwszy z nich dotyczy anatomii stawu kolanowego. Omówiona została dokładnie jego budowa oraz biomechanika, ponieważ jest to jeden z najbardziej złożonych stawów pod

tym kątem. Z uwagi na to, że rozprawa ta skupia się na więzadle krzyżowym przednim, szczególną uwagę zwrócono na budowę oraz rolę tego więzadła. Dodatkowo ważną kwestią w perspektywie rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego było omówienie możliwych jego urazów, a także przegląd dotychczasowych technik operacyjnych.

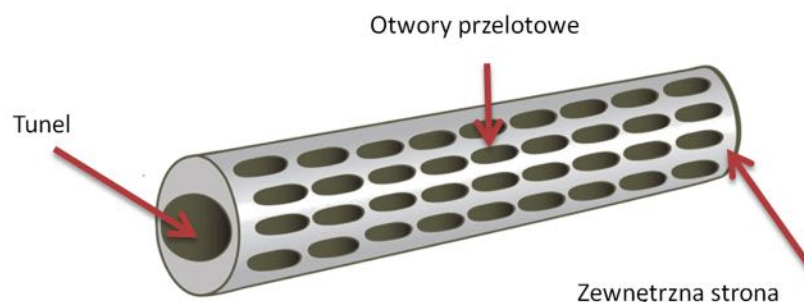
Drugim aspektem jest optymalizacja wielokryterialna. W tej części omówiono na czym polega optymalizacja oraz w jaki sposób może odbywać się wybór najlepszego rozwiązania. Skupiono się przede wszystkim na ważonej funkcji celu oraz na optymalizacji *Pareto*. Wymieniono najpopularniejsze metody heurystyczne, z których zostały wybrane algorytmy immunologiczne. Dokonano przeglądu literatury, opisując zastosowanie tych algorytmów w Polsce i na świecie. Przedstawiono również najważniejsze funkcjonalności sztucznych systemów immunologicznych, czyli omówiono selekcję klonalną, selekcję negatywną, dojrzewanie swoistości oraz dynamikę układu. Na koniec podkreślono najistotniejsze różnice (które są jednocześnie zaletami) między algorytmami immunologicznymi, a pozostałymi metodami heurystycznymi.

3. Określenie problemu badawczego

Własności regeneracyjne odpowiadają za odbudowę tkanki kostnej w organizmie (Chandrasekar *i in.*, 2005). Jest to jednak proces powolny, który zależy od stanu zdrowia pacjenta, jego wieku i cech indywidualnych. Aby zabieg rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego (ACL) powiódł się, musi nastąpić wrośnięcie wprowadzonego w kanały kostne przeszczepu. Jest to warunek wewnątrzkanałowej stabilizacji przeszczepu i możliwości przejęcia roli więzadła krzyżowego przedniego z odtworzeniem stabilizacji stawu kolanowego (Roberts *i in.*, 1999).

Aby zwiększyć prawdopodobieństwo lepszego umocowania przeszczepu w kanałach kostnych Prof. Krzysztof Ficek zaproponował zastosowanie bioresorbowalnych implantów ortopedycznych (Ficek, 2014). Rolą takich implantów ma być utworzenie w kanale kostnym swego rodzaju „rusztowania” dla wszczepionego przeszczepu, precyzyjnie zakotwicząc go w kanale kostnym. Implant ma wpłynąć na przyspieszenie wrośnięcia tkanki kostnej w przeszczep, dzięki własnościom bioresorbowalnym tak, aby została zachowana odpowiednia stabilizacja przeszczepu i aby mógł on przejąć rolę więzadła krzyżowego przedniego w stawie kolanowym (Muzalewska *i in.*, 2016a).

Aby implant ortopedyczny jak najlepiej spełniał swoją funkcję, powinien posiadać odpowiednie cechy geometryczne - rys. 3.1 (Wyleżoł *i in.*, 2015a), (Wyleżoł *i in.*, 2015b). Implant taki musi wykazywać się stosownymi własnościami wytrzymałościowymi oraz zapewniać odpowiednią perfuzję krwi, dzięki czemu przeszczep oraz tkanka kostna zostaną właściwie „odżywione”, co przyspieszy wrastanie komórek budulcowych kości w przeszczep.



Rys. 3.1: Postać geometryczna implantu ortopedycznego (Ficek, 2014)

Ponieważ implant ortopedyczny musi spełniać dwa różne kryteria, konieczne jest przeprowadzenie **optymalizacji wielokryterialnej**. Ze względu na to, że brak obecnie modeli analitycznych opisujących przedmiot optymalizacji, nie będzie możliwe wykorzystanie klasycznych metod optymalizacji wielokryterialnej za pomocą modelu matematycznego. Podjęto więc decyzję o zastosowaniu **metod heurystycznych** ze szczególnym uwzględnieniem metod optymalizacji z wykorzystaniem algorytmów immunologicznych (Muzalewska i Moczulski, 2015), (Muzalewska i Moczulski, 2016).

3.1 Potrzeba stosowania implantów

Problemy występujące w dotychczas wykonywanych zabiegach rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego to m.in.: niestabilne zakotwiczenie przeszczepu w kości, brak elastyczności przeszczepu, niestabilność lub wysuwanie się śruby interferencyjnej (Papakonstantinou *i in.*, 2003). Jednym z częstszych powikłań po zabiegu rekonstrukcyjnym jest obluźowanie przeszczepu, co często powoduje konieczność reoperacji.

Powyższe problemy nie tylko wpływają na brak przejęcia przez przeszczep funkcji więzadła, czyli niestabilność stawu kolanowego, ale mogą także prowadzić do powstania torbieli oraz rozprzestrzeniania się infekcji.

W literaturze można znaleźć próby trwalszego utwierdzenia przeszczepu w kości, na przykład za pomocą: zakotwiczenia przeszczepu śrubami bioresorbowalnymi (Weiler *i in.*, 2002), wykorzystania bioresorbowalnego rusztowania polilaktydowego nasyconego krwią lub komórkami macierzystymi, które pełnią rolę czynników wzrostu i przyspieszają regenerację kości (Wing-Yuik i Gogolewski, 2007), zastosowanie cementu fosforanu wapnia (pełniącego rolę czynnika wzrostu tkanki kostnej) do zakotwiczenia przeszczepu (Robertson *i in.*, 2007). Podjęto również próbę zastosowania polilaktydowych gąbek nasyconych płytkami krwi (Ficek *i in.*, 2013), które miały za zadanie przyspieszyć wzrost tkanki kostnej. Badania kontrolne wykonane po kilku miesiącach od zabiegu potwierdziły, że połączenie polilaktydowych gąbek z płytkami krwi pacjenta korzystnie wpływa na zrost przeszczepu z kością.

Biorąc pod uwagę powyższe problemy, pomysł implantów ortopedycznych nasączonych płytkami krwi, cechujących się odpowiednimi cechami geometrycznymi wydaje się głęboko uzasadniony. Zadaniem implantów ortopedycznych jest nie tylko lepsze i trwalsze utwierdzenie przeszczepu w tunelu kostnym, ale także przyspieszenie procesu wygajania, a co za tym idzie - czasu rekonwalescencji po zabiegu rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego.

Ponadto takie implanty mogą znaleźć zastosowanie przy wtórnych rekonstrukcjach wię-

zadeł, gdy pierwotna operacja nie powiodła się ze względu na brak trwałego utwierdzenia przeszczepu w kości. Podczas wtórnych rekonstrukcji, tunele kostne muszą mieć większą średnicę niż pierwotne, co więcej, tkanka kostna jest już uszkodzona, więc dodatkowe rusztowanie w postaci implantów ortopedycznych może znaleźć w takich przypadkach zastosowanie.

3.2 Bioresorbowalność implantów ortopedycznych

Implanty ortopedyczne powinny być wykonane z materiałów resorbowalnych, czyli rozpuszczalnych w organizmie ludzkim, po upływie pewnego czasu. W miejsce resorbującego implantu powinna się odbudowywać tkanka kostna, która na trwale utwierdzi przeszczep w tunelu kostnym. Tworzywo, które zostało wybrane to LATI Latigea B01 F1 Bio-Polymer (MatWeb, 2016) - rozdział 4.1.

3.3 Podsumowanie

W rozdziale tym zdefiniowano problem badawczy. Omówiono jego genezę, którą jest zabieg rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego. Przedstawiono, jak ważne jest odpowiednie zakotwiczenie wprowadzonego przeszczepu w tak różnorodne środowisko, jakim jest kość. I właśnie ten problem był kluczowym czynnikiem rozpoczęcia badań nad implantami ortopedycznymi. Ich cechy geometryczne determinują prawidłowy przerost tkanki kostnej w przeszczep przy zachowaniu odpowiednich własności wytrzymałościowych oraz perfuzji krwi. Aby dobrać optymalne cechy geometryczne zastosowano optymalizację wielokryterialną z wykorzystaniem metod heurystycznych i ze szczególnym uwzględnieniem metod optymalizacji z użyciem algorytmów immunologicznych. W rozdziale tym podkreślono również potrzebę stosowania implantów, a także ich biofunkcjonalność i bioresorbowalność.

4. Metodyka określania cech geometrycznych implantu ortopedycznego

Poniżej opisana metodyka określa sposób działania wykorzystany w celu określenia optymalnych cech geometrycznych implantu ortopedycznego stosowanego przy rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego, a także weryfikacji i walidacji dobranych cech geometrycznych ze względu na typowe obciążenia stawu, optymalizację przebiegu procesu wstawiania przeszczepu oraz technologiczność implantu. Metodyka ta opiera się na połączeniu kilku metod badawczych, będących podstawą działania różnych programów, dzięki którym możliwe było wyłonienie najlepszego lub najlepszych osobników, pod względem założonych kryteriów i spełniających zadane ograniczenia.

4.1 Założenia projektowe

Założenia projektowe to:

- wykonanie implantu z materiału bioresorbowalnego - polilaktydu,
- ściśle określone wymiary gabarytowe implantu,
- wykorzystanie algorytmów heurystycznych,
- optymalizacja ze względu na dwa kryteria: wytrzymałościowe i przepływu krwi.

Tworzywo

Ponieważ firma, z którą trwają rozmowy na temat wytworzenia implantu, ma zastrzeżone informacje o swoim materiale, dlatego wybrano polilaktyd o najbardziej zbliżonych własnościach materiałowych. Tworzywo, które zostało wybrane na potrzeby tej pracy to LATI Latigea B01 F1 Bio-Polymer (MatWeb, 2016).

Cechy **polilaktydu** to m.in:

- gęstość = $1,26 \text{ g/cm}^3$,
- wytrzymałość na rozciąganie = 55 MPa,
- moduł sprężystości = 3 GPa.

Przyjęte własności materiałowe **krwi** w badaniu przepływów:

- gęstość = 1060 kg/cm^3 ,
- ciepło właściwe = $1006,43 \text{ J/(kg} \cdot \text{K)}$,
- przewodność cieplna $0,0242 \text{ W/(m} \cdot \text{K)}$,
- lepkość $0,003 \text{ kg/(m} \cdot \text{s)}$,
- prędkość wejściowa 1 mm/s .

Wymiary implantu

Wymiary implantu są ściśle związane z anatomicznymi cechami człowieka oraz instrumentarium chirurgicznym, które jest wykorzystywane podczas zabiegów rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego. Docelowo powinien zostać wykonany cały typoszereg postaci geometrycznych implantów ortopedycznych różniących się średnicą zewnętrzną i wewnętrzną implantu oraz długością.

Średnica zależy m.in. od grubości przeszczepu oraz cech fizjologicznych pacjenta, jednak jest również dostosowana do średnicy wiertel wykorzystywanych na sali operacyjnej. Długość implantu zależy od długości kanału wykonanego w kości udowej lub piszczelowej danego pacjenta.

Na potrzeby tej pracy, po konsultacji z lekarzem, przyjęto jeden wymiar implantu ortopedycznego:

- średnica zewnętrzna = 11 mm ,
- średnica wewnętrzna = 9 mm ,
- długość = 40 mm .

Algorytmy heurystyczne

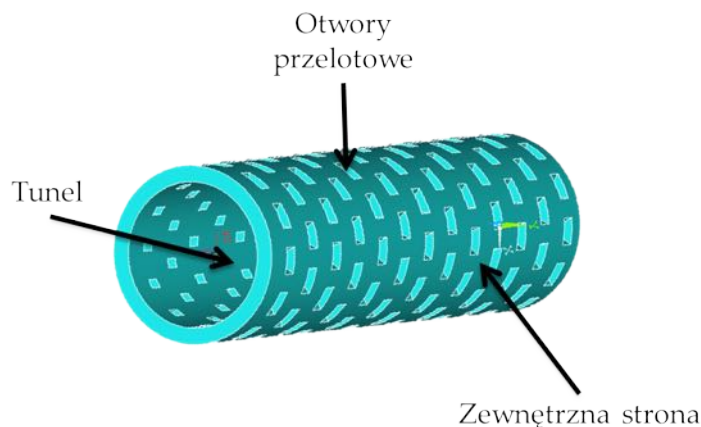
Spośród wielu algorytmów heurystycznych, którymi są m.in.: algorytmy genetyczne, algorytmy immunologiczne, sieci neuronowe, algorytmy rojowe, algorytmy mrówkowe, wybrano algorytmy immunologiczne (rozdz. 2.4).

4.2 koncepcje implantu

Implant ortopedyczny ma postać geometryczną rurki o wymiarach przedstawionych w rozdziale 4.1. Przykładową postać geometryczną implantu pokazano na rys. 4.1.

W budowie implantu można wyróżnić:

- tunel - miejsce, przez które ma zostać przeprowadzony przeszczep,
- otwory przelotowe - ułatwiające przepływ krwi i płynów ustrojowych do przeszczepu,



Rys. 4.1: Przykładowa postać geometryczna implantu

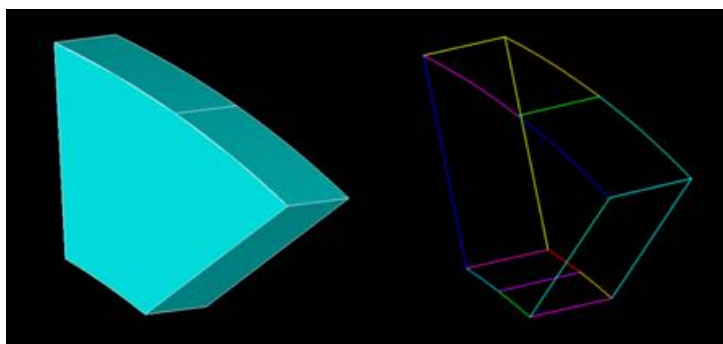
- stronę zewnętrzną implantu - stykającą się z kością.

Implant ortopedyczny ma być swoistym rusztowaniem dla przeszczepu oraz powinien zapewnić mu jednolite środowisko w niejednorodnej kości.

Optymalizacji będą podlegać otwory przelotowe, a konkretnie ich:

- wielkość,
- rozmieszczenie.

W pracy zaproponowano postać geometryczną otworów przelotowych na powierzchni implantu odpowiadającą części wspólnej ostrosłupa i płaszcza walca - rys. 4.2.



Rys. 4.2: Część wspólna ostrosłupa i płaszcza walca - kształt bryły wycinającej otwory przelotowe

Wycinek stożka ściętego ograniczonego powierzchnią walcową został wybrany w ramach wcześniejszych badań. Przy przesączaniu krwi przez implant, kształt taki zapewnia odpowiedni dopływ krwi do przeszczepu, przy jednoczesnym jak najmniejszym wypłukiwaniu komórek kościotwórczych, osadzonych już na przeszczepie i implancie. Ponadto

zdecydowano się na przekrój prostokątny, ze względu na dostępne środowisko obliczeniowe postanowiono reprezentować poszczególne rozwiązania za pomocą minimalnej liczby cech. Istnieje jednak możliwość poszerzenia badań i zwiększenia liczby cech opisujących implant w celu rozważenia wielu dodatkowych wariantów postaci otworów, zaokrągleń itp.

4.3 Kryteria oceny koncepcji

Poniżej przedstawiono kryteria oceny cech geometrycznych implantów ortopedycznych.

4.3.1 Własności wytrzymałościowe

Własności wytrzymałościowe zostały obliczone w oprogramowaniu ANSYS Mechanical APDL (ANSYS Parametric Design Language). Aby maksymalnie wykorzystać materiał, zdecydowano się na zależność (4.1):

$$f_1 = \frac{\text{Napężenia dopuszczalne}}{\text{Napężenia kryterialne}}. \quad (4.1)$$

Ponieważ wartością szukaną jest minimum funkcji, taka zależność pozwala na zbliżenie się do maksymalnego wykorzystania materiału. Jednak zbudowanie kryterium, które oceniałoby wykorzystanie własności wytrzymałościowych materiału implantu przy jednoczesnym zapewnieniu poprawności rozwiązania konstrukcyjnego wymagałoby wykorzystania wielu zmiennych opisujących cechy geometryczne implantu. Eksperyment numeryczny, w którym osobniki byłyby reprezentowane przez kilkanaście lub kilkadziesiąt wartości cech, nie był możliwy do zrealizowania w dostępnym autorce środowisku programowym, a przede wszystkim sprzętowym, w okresie przewidzianym na weryfikację metodyki.

Dodano również zależność, że jeśli u danego osobnika napężenia kryterialne przekraczają napężenia dopuszczalne, jest on od razu usuwany i nie bierze udziału w dalszej symulacji.

4.3.2 Perfuzja krwi

Podczas badania perfuzji krwi, po przeanalizowaniu wielu parametrów takich jak prędkość przepływu, masa cząsteczkowa czy ciśnienie na wyjściu tunelu implantu, zdecydowano się na badanie ciśnienia cieczy na wyjściu tunelu.

Aby uzyskać optymalne nasączenie implantu krwią zdecydowano się na określenie pożądanej wartości ciśnienia cieczy na wyjściu z implantu. Ciśnienie takie nie może być ani za duże (aby nie wypłukiwać osteoblastów - komórek kościotwórczych), ani za małe (żeby

dobrze odżywić i zapewnić stały dopływ płytek krwi).

Podjęto następujące próby zbadania ciśnienia lub prędkości krwi w kości:

- Pomiar prędkości przepływu specjalnym laserem Dopplera. Urządzeniem takim dysponuje ośrodek Galen-Ortopedia sp. z o.o. w Bieruniu, jednak przepływy mierzone są w jednostkach względnych PU (Perfusion Units), których nie da się odnieść do prędkości cieczy, więc urządzenie to pozwala jedynie na uzyskanie porównawczych wyników pomiarów przepływów w ciele pacjenta.
- Uczestniczenie w badaniu scyntygrafii kości z trójfazowym przepływem. Scyntygrafia jest to badanie z wykorzystaniem bezpiecznej dawki izotopów promieniotwórczych emitujących promieniowania gamma, obserwowane na kamerze scyntygraficznej. Badanie to pozwoliło na obserwację w czasie rzeczywistym przepływów płynów w kości w postaci kolorowych obrazów, jednak również i w tym przypadku, nie było możliwości uzyskania ciśnienia ani prędkości przepływu.
- Analiza literatury.
- Pomiar przepływu krwi innymi technikami podczas operacji również nie dałyby miarodajnej wartości ciśnienia lub prędkości, ponieważ przy rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego, zakładana jest na kończynę dolną opaska uciskowa.

W wyniku wyżej wymienionych prób nie uzyskano miarodajnej wartości ciśnienia cieczy w kości, więc, po wstępnie przeprowadzonych badaniach, zdecydowano się przyjąć pewną hipotetyczną wartość ciśnienia zadaną i zastosować zależności (4.2) lub (4.3).

Jeżeli wartość ciśnienia obliczonego jest mniejsza od określonej wartości ciśnienia cieczy, to:

$$f_2 = \left(\frac{\text{Ciśnienie zadane}}{\text{Ciśnienie obliczone}} \right)^2. \quad (4.2)$$

W przeciwnym przypadku:

$$f_2 = \left(\frac{\text{Ciśnienie obliczone}}{\text{Ciśnienie zadane}} \right)^2. \quad (4.3)$$

Taka zależność, podczas procesu optymalizacji, umożliwia znalezienie implantu cechującego się wartością ciśnienia przepływu zbliżoną do wcześniej określonej wartości ciśnienia przepływu krwi. Metoda optymalizacji wielokryterialnej opracowana w tej rozprawie jest uniwersalna, więc jeśli w przyszłości zostanie zweryfikowana pożądaną wartość ciśnienia krwi, to algorytm nie ulegnie zmianie, a jedynie wystarczy podstawić odpowiednią wielkość do danych wzorów.

4.3.3 Funkcja celu

Ważnym krokiem w procesie optymalizacji jest prawidłowy wybór funkcji celu. Aby odpowiednio zdefiniować taką funkcję, trzeba najpierw prawidłowo określić kryteria optymalizacji. Sformułowanymi kryteriami są:

1. Dobór takiej konstrukcji implantu, aby naprężenia kryterialne były jak najbardziej zbliżone do naprężeń dopuszczalnych (co świadczyłoby o optymalnym wykorzystaniu tworzywa).
2. Optymalne nasączenie implantu krwią.

W pierwszej wersji optymalizacji zdefiniowano funkcję celu metodą sum ważonych, określoną ogólnym wzorem (4.4):

$$F(\underline{\mathbf{x}}) = w_1(f_1(\underline{\mathbf{x}})) + w_2(f_2(\underline{\mathbf{x}})), \quad (4.4)$$

gdzie: \mathbf{x} jest wektorem rozwiązań, indeks 1 określa parametry związane z własnościami wytrzymałościowymi (4.1), natomiast indeks 2 definiuje parametry związane z perfuzją krwi przez implant (4.2 lub 4.3).

Ważną zależnością jest określenie wag poszczególnych parametrów. Wstępnie postanowiono większe znaczenie nadać kryterium perfuzji, wobec czego $w_1 < w_2$, gdzie w oznacza wagi, a następnie przebadano wariant, gdzie $w_1 = w_2$.

A więc funkcję celu zdefiniowano następująco:

Jeżeli wartość ciśnienia obliczonego jest mniejsza od wymaganego ciśnienia to:

$$f = w_1 \cdot \left(\frac{\text{Naprężenia dopuszczalne}}{\text{Naprężenia kryterialne}} \right)^2 + w_2 \cdot \left(\frac{\text{Ciśnienie zadane}}{\text{Ciśnienie obliczone}} \right)^2, \quad (4.5)$$

W przeciwnym przypadku:

$$f = w_1 \cdot \left(\frac{\text{Naprężenia dopuszczalne}}{\text{Naprężenia kryterialne}} \right)^2 + w_2 \cdot \left(\frac{\text{Ciśnienie obliczone}}{\text{Ciśnienie zadane}} \right)^2. \quad (4.6)$$

4.3.4 Metoda *Pareto*

Optymalizacja wielokryterialna z wykorzystaniem metody *Pareto* pozwala na znalezienie zbioru możliwych rozwiązań, spełniających wszystkie zadane kryteria (Tarnowski, 2011). Zbiór ten może być pusty, może określać jedno rozwiązanie, ale najczęściej rozwiązań tych jest więcej. Rozwiązaniami *Pareto*-optymalnymi są rozwiązania niezdominowane, czyli takie, których nie da się poprawić ze względu na jedno kryterium, nie pogarszając jednocześnie wyniku pod względem innego kryterium.

Metoda *Pareto* została zaimplementowana w oprogramowaniu Matlab[®].

Dla każdego osobnika liczony jest współczynnik wykorzystania własności wytrzymałościowych zgodnie z wzorem (4.1) oraz perfuzji krwi - wzór (4.2) lub (4.3). Następnie wartości te są sprawdzane zgodnie ze wzorem (2.2). Po tej operacji, wszystkie osobniki są sklasyfikowane do jednej z dwóch grup: grupy osobników zdominowanych oraz niezdominowanych. Jeśli istnieją osobniki *Pareto*-optymalne, osobniki zdominowane są usuwane, natomiast osobniki niezdominowane podlegają kolejnym krokom algorytmu immunologicznego. W zależności od miejsca realizacji metody *Pareto* (w której pętli odbywa się selekcja) rozróżniono dwa sposoby postępowania. W pętli, gdzie osobniki są klonowane, a następnie mutowane, krok selekcji jest podzielony na dwa działania:

- Wyłonienie wszystkich osobników *Pareto*-optymalnych.
- Jeśli osobników tych jest więcej niż 10, to do następnej iteracji zostanie przekazane tylko 10 losowo wybranych osobników (z wykorzystaniem metody ruletki) z grupy osobników niezdominowanych.

Osobniki w ten sposób wyłonione są zapisywane w tablicy i po zakończonym procesie, w którym ze wszystkich zmutowanych klonów wyłoniono najlepsze, kolejny raz przeprowadza się selekcję na podstawie metody *Pareto*, w efekcie której wszystkie osobniki niezdominowane są przekazywane do kolejnego kroku (rys. 5.2).

Przykładowy front *Pareto* zilustrowano na rys. 4.3, gdzie osobniki zaznaczone na czerwono są niezdominowane, natomiast osobniki niebieskie są zdominowane i nie biorą dalszego udziału w procesie optymalizacji.

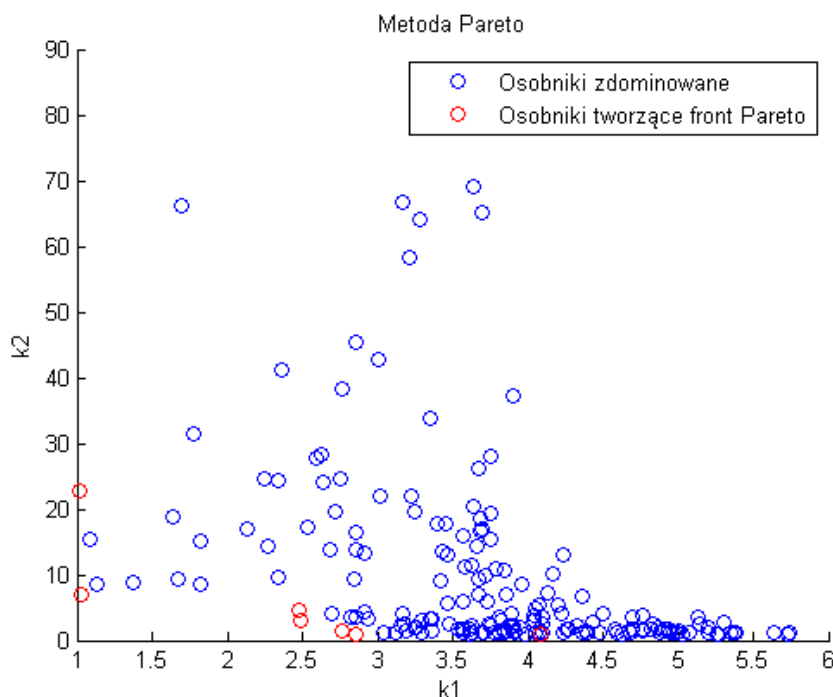
4.4 Dobór cech brzegowych

Cechy brzegowe dotyczące wielkości implantu ortopedycznego opisano w podrozdziale 4.1.

Otwory przelotowe na powierzchni implantu opisano parametrami, które zamknięto w przedziałach:

- D - długość otworu przelotowego na powierzchni implantu wzdłuż osi z
- $D \in [0,5; 3]$ mm,
- B - szerokość otworu przelotowego - $B \in [1; 1,7]$ mm,
- $Odld$ - odległość między otworami - $Odld \in [0,1; 10]$ mm,
- $Thxy$ - Kąt, o jaki otwory przelotowe w kolejnym rzędzie są przesunięte względem rzędu poprzedniego - $Thxy \in [0; 30^\circ]$.

Przedziały te zostały określone, tak aby zachować możliwość realizowalności cech geometrycznych implantu oraz ze względu na pożądane własności wytrzymałościowe.

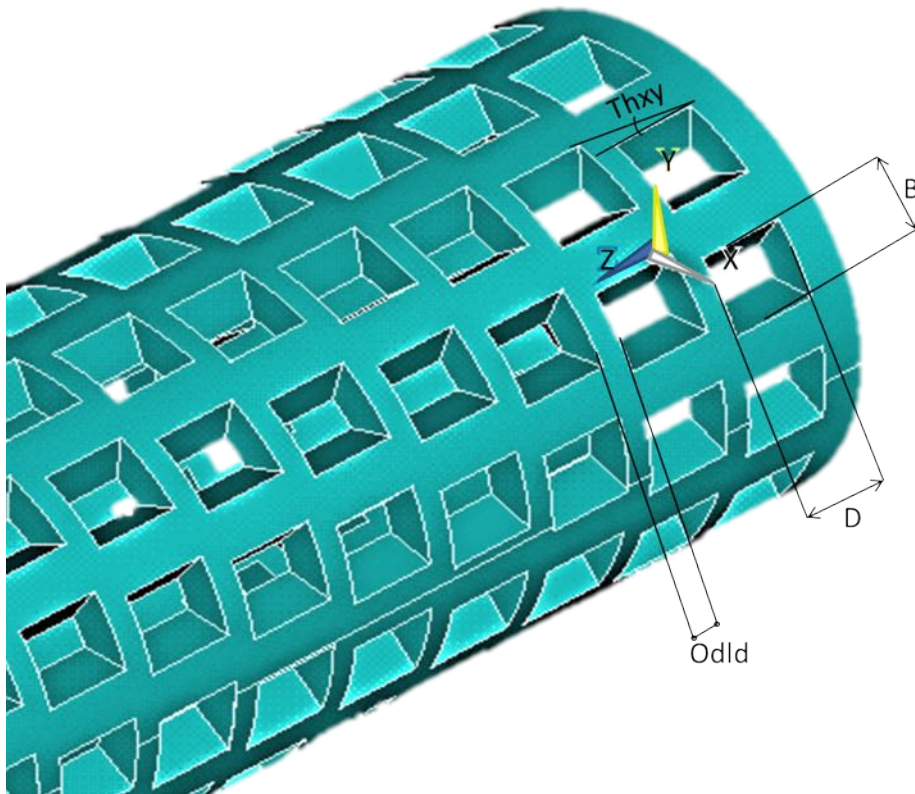


Rys. 4.3: Front *Pareto*. Osobniki czerwone - *Pareto*-optymalne; k_1 - obliczona wartość kryterium własności wytrzymałościowych; k_2 - obliczona wartość kryterium perfuzji krwi

4.5 Metoda opracowania modelu kości udowej i piszczelowej

Modelowanie kości może odbywać się na różne sposoby, np. na podstawie odwzorowania zdjęć. Jednakże jedną z podstawowych ścieżek postępowania w inżynierii biomedycznej jest zastosowanie obrazowania medycznego oraz cyfrowej obróbki uzyskanych tym sposobem rezultatów np. tomogramów (pochodzących z tomografii komputerowej) do rekonstrukcji modeli struktur ludzkiego ciała. W wyniku badań technikami tomografii komputerowej lub rezonansu magnetycznego otrzymywane są obrazy cyfrowe zapisane w standardzie DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine* – Obrazowanie Cyfrowe i Wymiana Obrazów w Medycynie). Jest to norma opracowana przez ACR/NEMA (American College of Radiology/National Electrical Manufacturers Association) by ujednoczyć na całym świecie zapis danych medycznych. Obrazy zapisane w formacie DICOM zawierają nie tylko dane graficzne - obrazy, ale także m.in. informacje o pacjencie i parametry wykonanego badania (Piętka, 1999).

Tomografia komputerowa (TK) to badanie wykorzystujące absorpcję promieni rentgenowskich w tkankach i w narządach ciała o różnej gęstości i grubości. Polega ono na rejestracji obrazów warstwowych z dowolnego przekroju, co pozwala na uzyskanie trójwymiarowego modelu.



Rys. 4.4: Oznaczenie parametrów sterujących postacią i wymiarami otworów przelotowych

miarowego obrazu. Wynikiem TK są zdjęcia poszczególnych warstw, na których każdemu pikselowi odpowiada wartość liczbową opisująca gęstość radiologiczną, wyznaczaną w jednostkach *Hounsfielda* (HU). Na obrazie jednostkom tym odpowiadają odcienie w skali szarości. Zależność jednostki *Hounsfielda* od współczynnika przenikania jest przedstawiana wzorem:

$$HU = \frac{\mu_{tkanki} - \mu_{wody}}{\mu_{wody} \cdot 100},$$

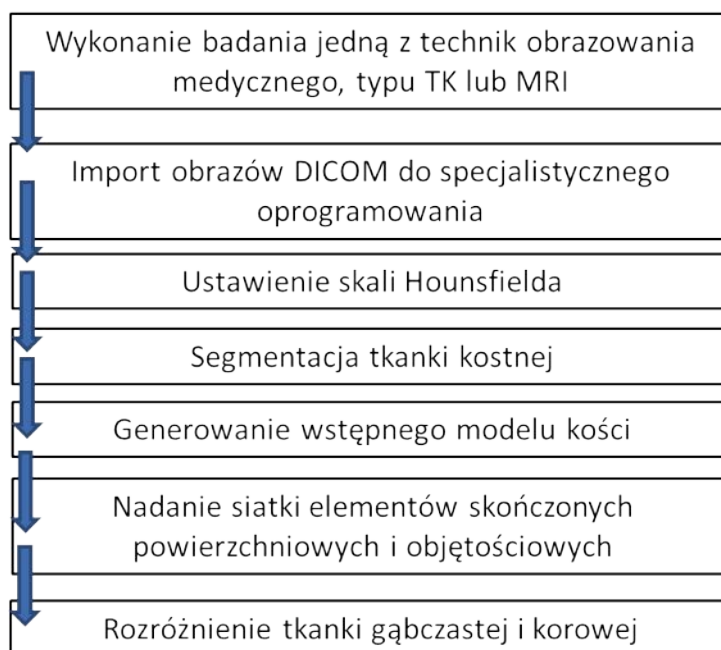
μ_{tkanki} - współczynnik absorpcji tkanki.

μ_{wody} - współczynnik absorpcji wody.

Skala jednostek (HU) wynosi 4000 stopni, od -1000 dla powietrza (ciemne odcienie na obrazie) do +3000 dla kości (jasne odcienie), woda ma wartość 0.

W wyniku badań z tomografii komputerowej oraz rezonansu magnetycznego uzyskuje się przekrój danego organu w postaci zbioru obrazów dwuwymiarowych oddalonych od siebie o niewielką odległość. Im gęściej usytuowane są przekroje, tym dokładniejsze jest odwzorowanie badanego organu. Wyniki badań z obrazowania medycznego importowane są do specjalistycznego oprogramowania komputerowego. W tej pracy wykorzystano program Mimics firmy Materialise, dzięki pomocy Katedry Biomechatroniki na Wydziale In-

żynierii Biomedycznej. Oprogramowanie to pozwala na odwzorowaniu struktury organu ludzkiego m.in. na podstawie wczytanych obrazów DICOM (Muzalewska i Wyleźół, 2015). Metoda uzyskania modelu kości udowej została przedstawiona na schemacie 4.5.



Rys. 4.5: Metoda uzyskania modelu kości udowej

Import obrazów DICOM

Do programu Mimics zaimportowano wyniki badań z tomografii komputerowej 50-centymetrowej kobiety.

Skala *Hounsfielda*

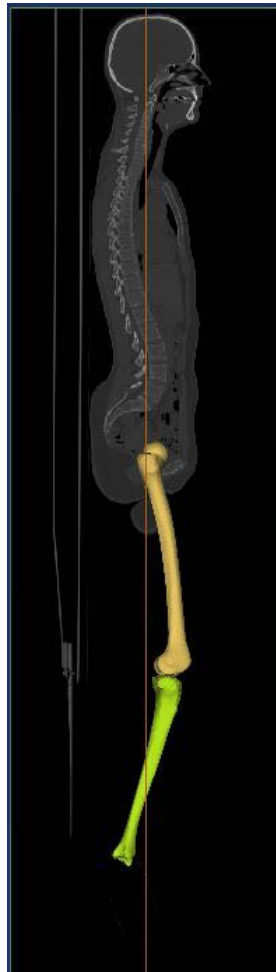
Zmiana skali *Hounsfielda* umożliwia rozróżnienie tkanek twardych i miękkich, a więc dzięki odpowiedniej jej regulacji możliwe jest wygenerowanie tkanek kostnych. Następnie należy sprawdzić i ewentualnie poprawić zaznaczony obrys tkanki na poszczególnych warstwach.

Segmentacja kości

Kolejnym krokiem jest segmentacja kości udowej oraz piszczelowej, czyli oddzielenie obszarów odpowiadających innym strukturom od kości udowej i piszczelowej.

Generowanie wstępnego modelu kości

Po segmentacji można wygenerować model kości udowej oraz piszczelowej, z zachowaniem wysokiej jakości obrazów i odpowiednich parametrów (rys. 4.6).



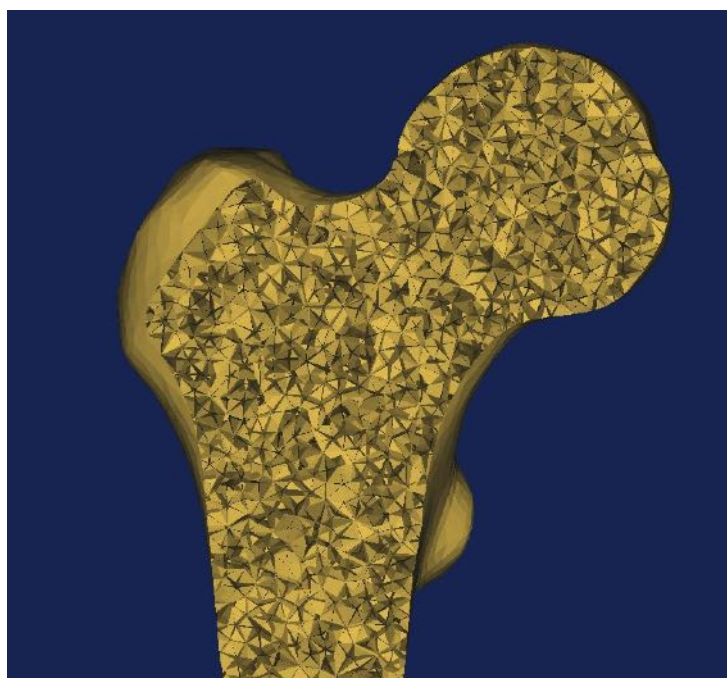
Rys. 4.6: Segmentacja kości udowej oraz piszczelowej

Nadanie siatki elementów skończonych

Gdy modele kości są już gotowe, należy je eksportować do programu 3-matic, gdzie istnieje możliwość nadania objętościowej siatki elementów skończonych. Pierwszym krokiem w tym etapie jest nałożenie siatki elementów skończonych na powierzchnię bryły, a następnie utworzenie objętościowej siatki elementów skończonych. W drugim kroku bardzo ważne jest dobranie odpowiedniej wielkości elementów skończonych, usunięcie nieprawidłowych elementów i zastąpienie ich poprawną siatką. Należy również zwrócić uwagę, aby dane elementy nie dublowały się, czy nie nachodziły na siebie. Takie sytuacje także wymagają korekty. Obróbka takiego modelu jest czasochłonna, jednakże tylko dobrze wykonany model siatki pozwala na dalszą poprawną pracę z bryłą (rys. 4.7).

Rozróżnienie tkanki gąbczastej od korowej

Po nadaniu odpowiedniej siatki, model z powrotem jest importowany do programu Mimics, gdzie możliwe jest rozróżnienie tkanki gąbczastej od korowej. Odbywa się to na



Rys. 4.7: Nadanie objętościowej siatki elementów skończonych

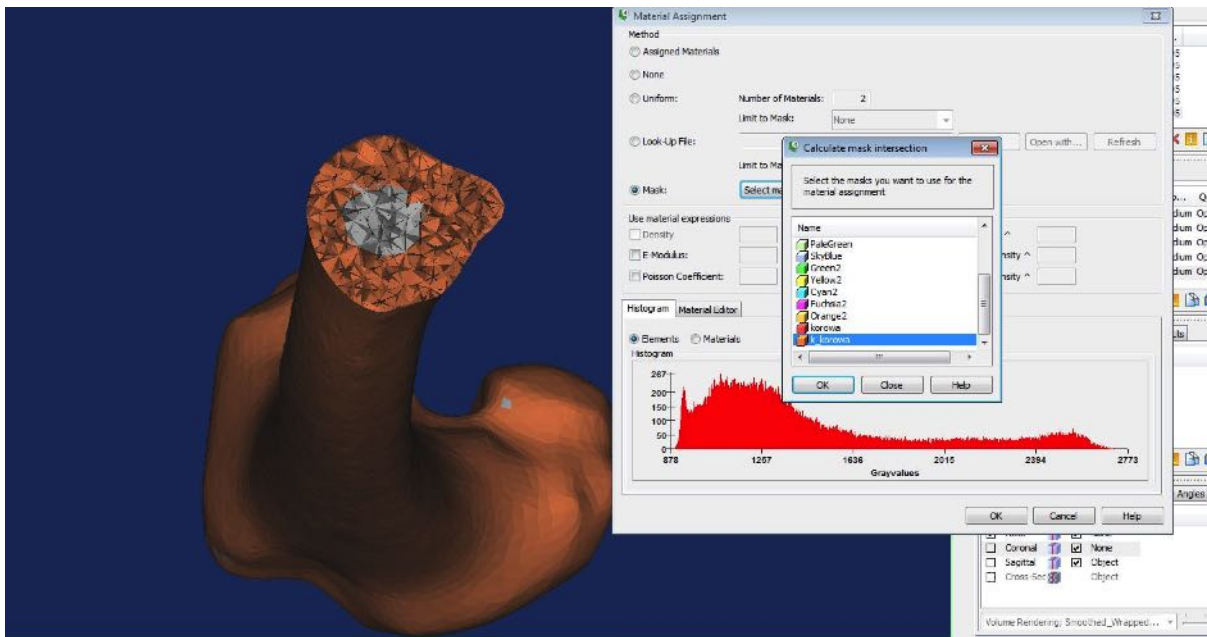
zasadzie zmiany skali *Hounsfielda*. Najpierw generowana jest maska odpowiadająca tkankom twardym (rys. 4.8), następnie osobno wyznaczana jest maska odpowiadająca tkance miękkiej (rys. 4.9). Dodatkowo w modelu wykorzystanym w tej pracy, wyodrębniono kanał kostny (rys. 4.10).

Tak przygotowane modele kości udowej i piszczelowej (rys. 4.11) można wykorzystać do analizy wytrzymałościowej.

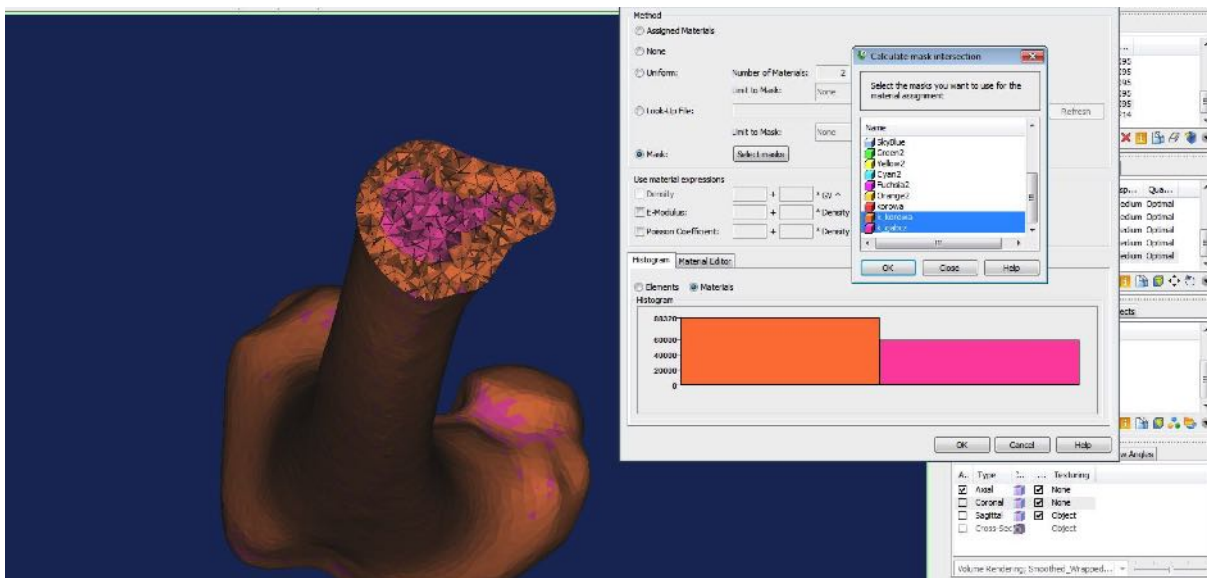
Tab. 4.1: Właściwości mechaniczne tkanki kostnej kości udowej (Tejszerska *i in.*, 2011)

Właściwości mechaniczne	Kość korowa	Kość gąbczasta
Moduł Younga [MPa]	17 000	300
Gęstość [g/cm ³]	1,9	0,46
Współczynnik Poissona	0,3	0,3
Wytrzymałość na ściskanie [MPa]	200	6

Właściwości mechaniczne tkanek kostnych są trudne do zbadania, ponieważ bardzo szybko się one zmieniają po wyizolowaniu tkanki z jej naturalnego środowiska. Dodat-

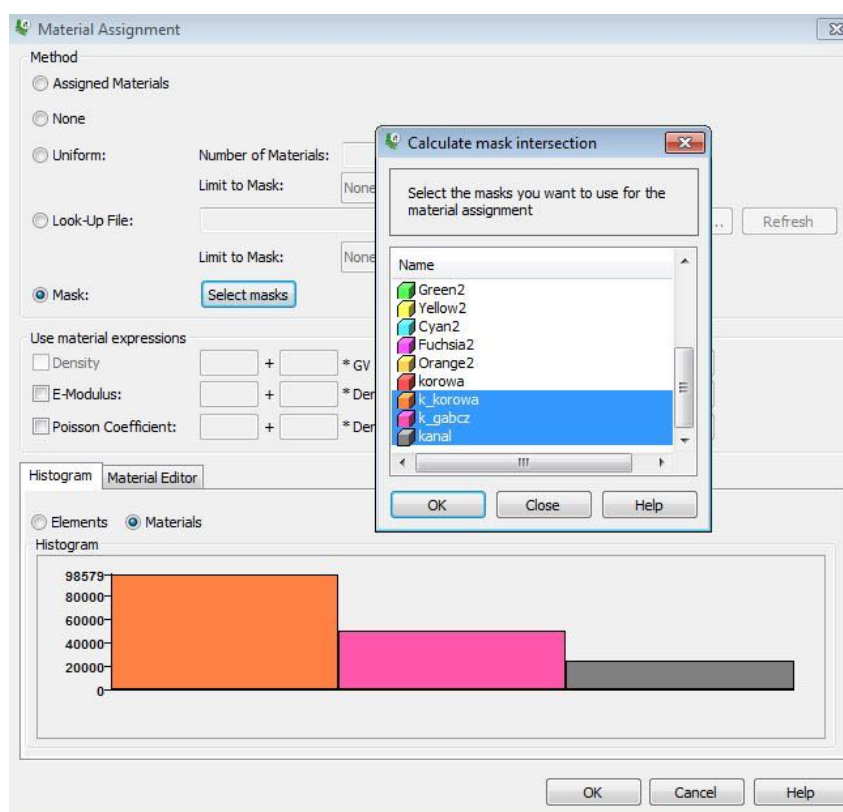


Rys. 4.8: Rozgraniczenie kości korowej

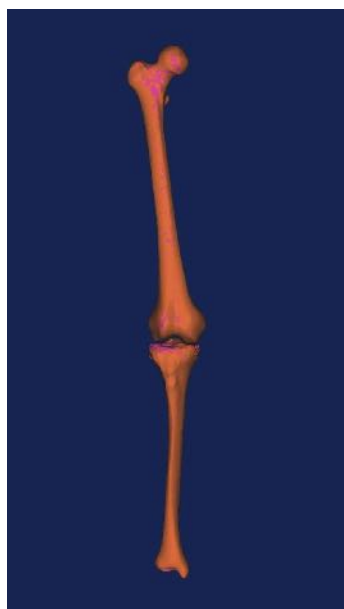


Rys. 4.9: Rozgraniczenie tkanki kostnej korowej i gąbczastej

kowo własności mechaniczne zmieniają się w zależności od rodzaju kości, ponadto zależne są od wieku, stanu zdrowia, płci oraz osobistych predyspozycji człowieka. Na świecie prowadzonych było wiele badań uwzględniających własności mechaniczne całych kości, z wyodrębnieniem kości korowej i gąbczastej, kości długich, krótkich czy płaskich. Wyniki tych badań bardzo się od siebie różniły. Autorka tej pracy zdecydowała się na dane materiałowe przedstawione w tabeli 4.1, korzystając z literatury (Tejszerska *i in.*, 2011).



Rys. 4.10: Rozgraniczenie tkanki kostnej korowej, gąbczastej oraz kanału kostnego



Rys. 4.11: Modele kości udowej i piszczelowej

4.6 Metoda optymalizacji wielokryterialnej z użyciem algorytmu immunologicznego

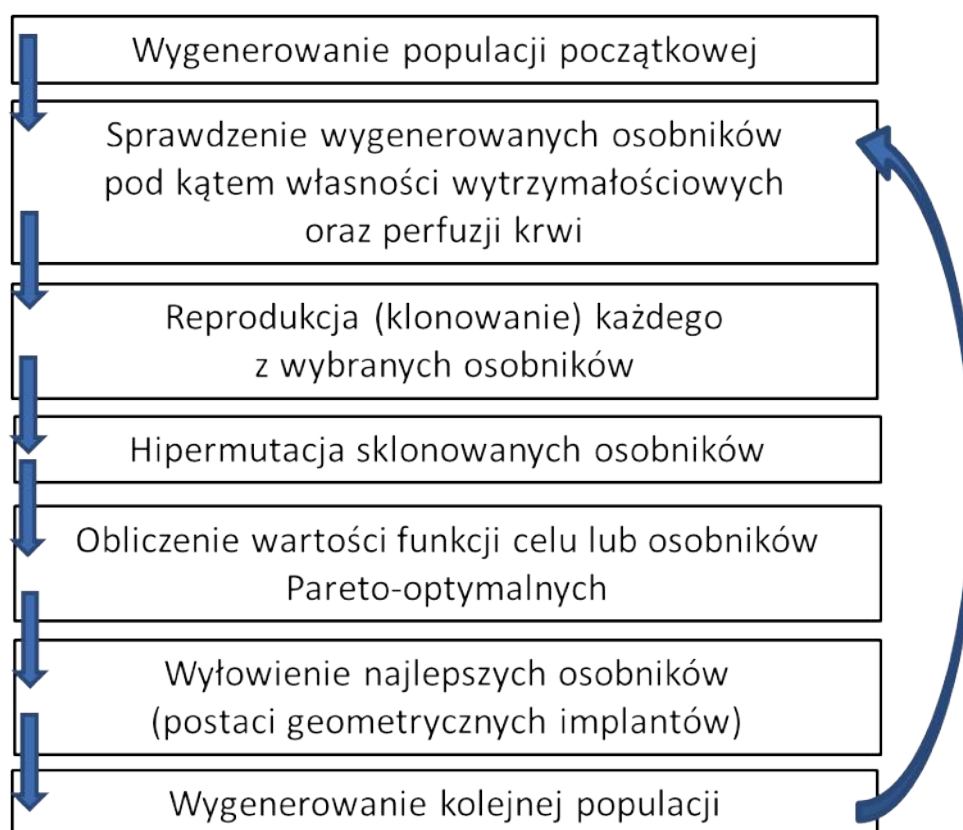
W niniejszej pracy wykorzystano algorytm selekcji klonalnej (2.4.2). Zastosowano również dwa różne podejścia, jeśli chodzi o krok selekcji. W jednym przypadku określono funkcję celu - jako sumę ważoną składników wyznaczonych dla kryterium wytrzymałościowego i przepływu, w drugim określono rozwiązania *Pareto*-optymalne. Poniżej przedstawiono poszczególne kroki ogólnego algorytmu:

- Wygenerowanie populacji początkowej (populacją są różne postacie geometryczne implantów);
- Sprawdzenie wygenerowanych osobników pod kątem własności wytrzymałościowych oraz perfuzji krwi;
- Reprodukacja (klonowanie) każdego osobnika;
- Hipermutacja sklonowanych osobników;
- Obliczenie wartości funkcji celu lub osobników *Pareto*-optymalnych;
- Wyselekcjonowanie najlepszych osobników (cech geometrycznych implantów);
- Wygenerowanie kolejnej populacji.

Tak zaprojektowany schemat zaimplementowano w środowisku MATLAB[®] (ogólny schemat przedstawiono na rys. 4.12).

4.7 Metoda oceny wyników przez ekspertów bazująca na formularzach

W celu weryfikacji metody optymalizacji z wykorzystaniem algorytmu immunologicznego opracowano bazującą na formularzach metodę oceny wyników przez ekspertów. Specjalistom przekazano ankiety, w których znajdowały się trzy różne modele uzyskane na drodze optymalizacji cech geometrycznych implantu. Istota ankiet polegała na tym, aby nie sugerować, które cechy geometryczne zostały uznane za optymalne, a jednocześnie przekazać ekspertom wystarczającą wiedzę na temat zastosowania implantów oraz ich cech geometrycznych i materiałowych, tak aby mogli ocenić ich przydatność. Specjalista oceniający daną ankietę formułuje swoją ocenę, posługując się przede wszystkim skalą ilościową (tylko w dwóch wyjątkach jest to odpowiedź tak / nie klasyfikująca danego osobnika). Skala ta



Rys. 4.12: Ogólny algorytm zastosowanego systemu immunologicznego

zawiera się w zbiorze 1-3 i polega na sklasyfikowaniu osobników od najlepszego do najgorszego spośród pokazanych rozwiązań (Moczulski, 2002), (Cholewa i Pedrycz, 1987), (Cholewa, 2015).

W rozprawie przygotowano dwie różniące się ankiety. Pierwsza z nich została przeznaczona dla inżynierów zajmujących się wytwarzaniem. Związane jest to z faktem, że model implantu należy ocenić pod kątem możliwości jego wytworzenia technologią wtrysku. Sposób wytwarzania został skonsultowany z firmą, która najprawdopodobniej wykona takie implanty. Niestety druk 3D został odrzucony, ze względu na przewidywaną bardzo dużą liczbę produkowanych egzemplarzy. Druga grupa specjalistów to lekarze, ponieważ implant musi zostać oceniony przede wszystkim pod względem jego funkcjonalności.

4.7.1 Ankietyzacja przeprowadzona wśród inżynierów

Ankieta skierowana do inżynierów miała na celu przede wszystkim poznanie opinii specjalistów pod względem wytworzenia implantu, trudności skonstruowania formy, ceny oraz czasu jego wykonania.

Pytania, które zostały zawarte w ankiecie skierowanej do inżynierów były następujące:

- Ocena poziomu trudności skonstruowania formy:
 - forma dzielona (odp. tak lub nie),
 - występowanie rdzenia formy (odp. tak lub nie),
 - skomplikowanie formy (ocena od 1 do 3),
 - łatwość demontażu formy (ocena od 1 do 3).
- Postać systemu kanałów doprowadzania tworzywa (ocena od 1 do 3).
- Liczba miejsc wtrysku (ocena od 1 do 3).
- Rozmieszczenie kanałów chłodzących (ocena od 1 do 3).
- Czas wykonania (ocena od 1 do 3).
- Koszt wytworzenia (ocena od 1 do 3).
- Ocena subiektywna (ocena od 1 do 3).

Ankieta stanowi załącznik nr 1 do tej rozprawy.

4.7.2 Ankietyzacja przeprowadzona wśród lekarzy

Ankieta skierowana do lekarzy miała na celu przede wszystkim poznanie opinii pod względem praktycznego zastosowania opisanych implantów. W ankiecie tej zwrócono przede wszystkim uwagę na zastosowanie implantów w ciele człowieka, na ich implantację oraz funkcjonalność.

Pytania, które zostały zawarte w ankiecie skierowanej do lekarzy były następujące:

- Możliwość implementacji do kanału kostnego w kości udowej.
- Możliwość przeciągnięcia przeszczepu (np. ścięgna) przez implant.
- Ocena implantu pod względem jego możliwości resorpcji.
- Ocena implantu pod względem możliwości jego przerastania tkanką kostną.
- Ocena implantu pod względem możliwości zakotwiczenia się w kanale kostnym.
- Ocena implantu pod względem przesączania się płynów ustrojowych przez otwory na powierzchni implantu.
- Czy będzie stosowna równowaga pomiędzy narastaniem nowej tkanki kostnej, a resorpcją implantu.
- Ocena subiektywna.

Ankieta stanowi załącznik nr 2 do tej rozprawy.

4.7.3 Metoda analizy ankiet

Wypełnione anonimowo ankiety, wprowadzono do programu Excel, gdzie poddano je analizie. Przy każdym pytaniu specjaliści mieli posegregować podane modele od najlepszego klasyfikując go jako 1, do najgorszego - przypisując mu ocenę 3. Dzięki temu, po zsumowaniu liczby punktów w kolumnach, można wyłonić najlepszy (z minimalną liczbą punktów) i najgorszy (z maksymalną liczbą punktów) model. Do sumy punktów, nie zaliczono ostatniego pytania, brzmiącego - ocena subiektywna specjalisty, pytanie to analizowano osobno. Powyższy sposób analizy ankiet jest tylko propozycją możliwego rozwiązania, w przypadku pozyskania w przyszłości większej liczby ankiet.

4.8 Podsumowanie

Jest to główny rozdział tej rozprawy, skupiający się na metodyce określenia cech geometrycznych implantu ortopedycznego. Rozdział ten rozpoczęto streszczeniem założeń projektowych. Przedstawiono cechy tworzywa bioresorbowalnego wybranego do produkcji implantu ortopedycznego, wymiary implantu ściśle związane z anatomicznymi cechami człowieka oraz wybrane algorytmy heurystyczne. Następnie przedstawiono koncepcję implantu oraz podkreślono, że optymalizacji podlegały wielkość i rozmieszczenie otworów przelotowych.

Obszerna część tego rozdziału została poświęcona m.in. kryteriom oceny koncepcji, omówiono założone kryteria dla własności wytrzymałościowych oraz dla perfuzji krwi przez implant, a także metodę zastosowania ważonej funkcji celu oraz metodę *Pareto*.

W metodyce tej rozprawy wyodrębniono główne trzy metody, więc każdą z nich starannie opisano. Pierwsza metoda dotyczyła opracowania modelu kości, które zrekonstruowano na podstawie obrazów DICOM. W modelach tych wyodrębniono tkankę kostną korową, gąbczastą oraz tunel kostny.

W drugiej metodzie opisano optymalizację wielokryterialną z wykorzystaniem algorytmów immunologicznych, gdzie przedstawiono poszczególne kroki ogólnego algorytmu.

Ostatnią omówioną metodą była ocena wyników przez ekspertów bazująca na formularzach. Przygotowano dwa różne wzory ankiet skierowane do dwóch grup specjalistów - pierwsza z nich to inżynierowie technolodzy (oceniali modele pod względem wytworzenia implantu), druga lekarze (oceniali funkcjonalność implantu). Na koniec przedstawiono także możliwą metodę analizy ankiet.

5. Budowa środowiska programowego przeznaczanego do weryfikacji metody optymalizacji wielokryterialnej

W celu zbudowania środowiska obliczeniowego do przeprowadzenia optymalizacji wielokryterialnej badanego rozwiązania wykorzystano dwa pakiety oprogramowania.

Środowisko programowe składa się z programu nadrzędnego w MATLABie[®] realizującego algorytm immunologiczny (rozdz. 5.1), z modułu obliczającego naprężenia w implancie (rozdz. 5.2) i z modułu obliczającego przepływy (rozdz. 5.3).

5.1 Środowisko badawcze do optymalizacji wielokryterialnej przy pomocy sztucznych algorytmów immunologicznych

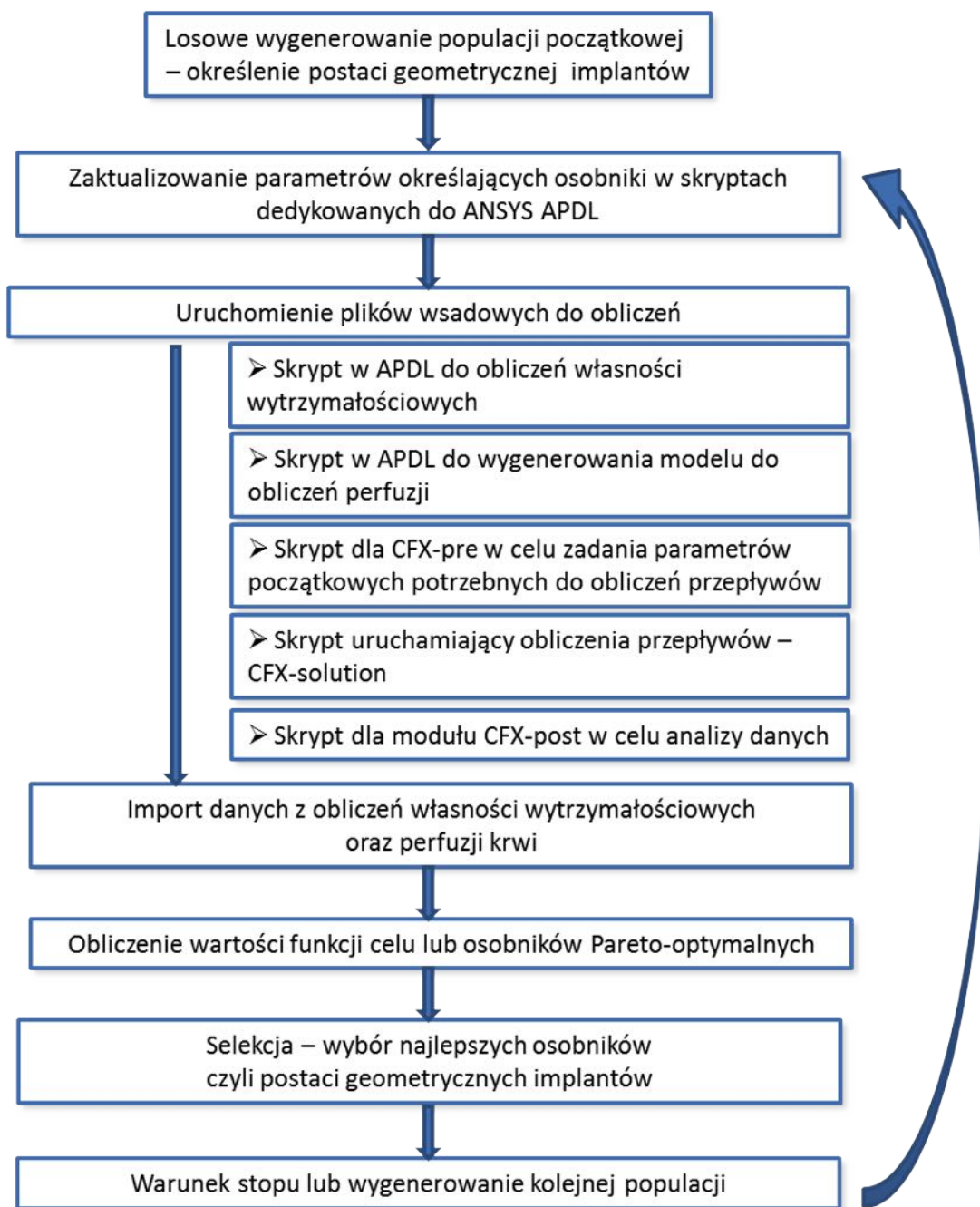
Główny program do optymalizacji wzorowano na dwóch algorytmach immunologicznych, t.j. *immunitytollbox* (de Castro, 2002) oraz *Immune algorithm* (Lu, 2014). Obydwa te algorytmy przebadano m.in. z wykorzystaniem funkcji testowej (Wierchoń, 2001):

$$F(x, y) = x \cdot \sin(4\pi x) - y \cdot \sin(4\pi y + \pi) + 1, \quad (5.1)$$
$$x, y \in [-1, 2].$$

W obydwu przypadkach algorytmy te znalazły optimum globalne.

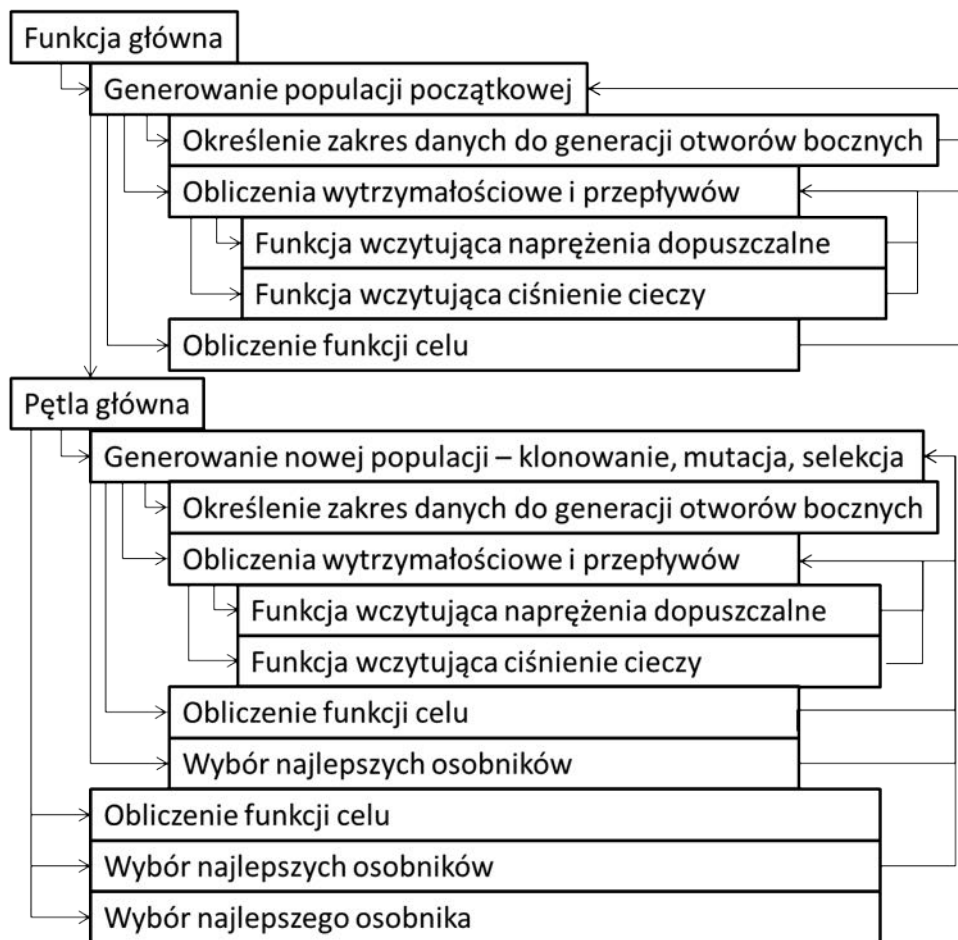
Po tak przeprowadzonej analizie wybrano powyższe algorytmy i ich adaptację do problemu badawczego optymalizacji wielokryterialnej cech geometrycznych implantu.

Poniżej przedstawiono ogólny zarys algorytmu (rys. 5.1). Ponieważ w pracy badane są dwa warianty optymalizacji, jeden z wykorzystaniem funkcji celu (wariant nr 1), drugi



Rys. 5.1: Ogólny algorytm zastosowanego systemu immunologicznego

z wykorzystaniem metody *Pareto* (wariant nr 2), na rysunkach 5.2 oraz 5.3 przedstawiono szczegółowe schematy postępowania.



Rys. 5.2: Algorytm optymalizacji wielokryterialnej z wykorzystaniem funkcji celu

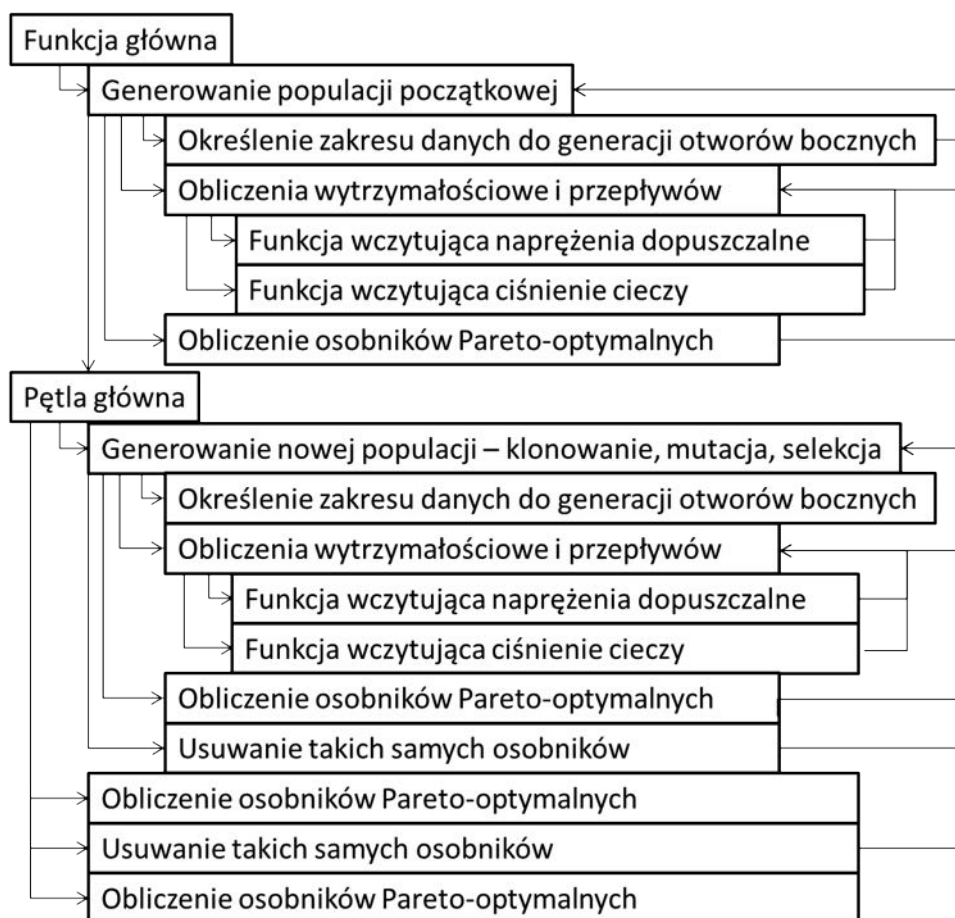
Główny program podzielono na kilka funkcji.

Funkcja główna

W funkcji głównej określono następujące parametry:

- Wielkość populacji;
- Naprężenia kryterialne;
- Przepływ zadany;
- Wagi wykorzystywane w funkcji celu;
- Liczba klonów;
- Maksymalną liczbę iteracji;
- Prawdopodobieństwo mutacji.

Wywołano funkcję generującą populację początkową, a w niej funkcję obliczającą własności wytrzymałościowe i przepływy dla tejże populacji.



Rys. 5.3: Algorytm optymalizacji wielokryterialnej z wykorzystaniem metody *Pareto*

Obliczono funkcję celu (dla wariantu 1).

Zaimplementowano pętlę główną, w której:

- wywoływana jest funkcja generująca nową populację,
- wywoływana jest funkcja do obliczenia frontu *Pareto* (wariant nr 2),
- wywoływana jest funkcja sprawdzająca warunek zakończenia obliczeń,
- wyświetlane są wyniki najlepszych osobników w postaci tabeli oraz rysunku,
- następuje wybór najlepszego osobnika z powyższej puli.

Inicjalizacja populacji początkowej

Losowana jest generacja populacji początkowej. Program generuje każdego osobnika, określając jego charakterystykę z przedziału (rozdz. 4.4) opisującego otwory na powierzchni implantu. Przykładowy osobnik jest zapisywany za pomocą 4 elementów.

D	B	Oddl	Thxy	→	0.0014	0.0017	0.0088	17
---	---	------	------	---	--------	--------	--------	----

Obliczenia wytrzymałościowe i obliczenia przepływów dla populacji początkowej

W funkcji tej odbywają się działania przede wszystkim na plikach wsadowych przeznaczonych dla programu ANSYS.

W pierwszej kolejności następuje podmiana danych określających osobnika w skryptach przeznaczonych dla programu Mechanical APDL. Następnie wywoływane są skrypty:

- Skrypt w APDL dla obliczeń własności wytrzymałościowych.
Jeśli naprężenia kryterialne dla danego osobnika przekraczają naprężenia dopuszczalne to taki osobnik od razu jest usuwany i nie są dla niego liczone pozostałe kroki.
- Skrypt w APDL dla wygenerowania modelu do obliczeń perfuzji.
- Skrypt dla CFX-pre do zadania parametrów początkowych potrzebnych do obliczeń przepływów.
- Skrypt uruchamiający obliczenia przepływów – CFX-solution.
Pobranie nazwy obliczonego pliku ze skryptu i podmiana jej w kolejnym kroku.
- Skrypt dla modułu CFX-post do analizy danych.

Osobniki wadliwe, dla których nie zostały w sposób poprawny obliczone własności wytrzymałościowe lub parametry przepływu krwi, są od razu usuwane.

Następnie obliczana jest wartość funkcji celu (wariant nr 1), która przekazywana jest z powrotem do funkcji inicjalizującej populację początkową, a stamtąd do pętli głównej.

Funkcja pobierająca wynik naprężeń

Funkcja, która czyta, z pliku tekstowego wygenerowanego z obliczeń wytrzymałościowych, naprężenie kryterialne dla każdego osobnika.

Funkcja pobierająca wynik perfuzji krwi

Funkcja która czyta, z pliku tekstowego wygenerowanego z obliczeń przepływów, wartość ciśnienia krwi na wyjściu implantu dla każdego osobnika.

Funkcja określająca przedział wartości wymiarów otworów na powierzchni implantu

W skrypcie tym zadany jest przedział dla wszystkich wartości, z których generowany jest osobnik - rozdz. 4.4.

Funkcja generująca nową populację

W funkcji tej populacja rodziców jest porządkowana od najlepszego do najgorszego osobnika. Następnie losowane jest, czy dany osobnik ma być mutowany jeśli tak - to osobnik najpierw podlega klonowaniu. Osobnik o najlepszym przystosowaniu jest klonowany największą liczbę razy, natomiast osobniki gorsze, są w mniejszej liczbie klonowane. Potem na wszystkich klonach, oprócz pierwszego, jest wykonywana mutacja - zmiana wartości każdego elementu danego osobnika 5.1.

Zmutowane osobniki są przekazywane do funkcji, w której obliczane są ich własności wytrzymałościowe i przepływy.

Jeśli dany osobnik nie został wylosowany do mutacji, to jest przepisywany bez zmian do populacji potomnej.

Obliczenia wytrzymałościowe i obliczenia przepływów dla zmutowanych osobników

Funkcja ta jest bardzo zbliżona do funkcji - Obliczenia wytrzymałościowe i obliczenia przepływów dla populacji początkowej.

Funkcja z zaimplementowaną metodą *Pareto*

W funkcji tej każdy osobnik jest kwalifikowany do jednej z grup: osobników zdominowanych lub niezdominowanych 4.3.4. Wartością wyjściową z tej funkcji jest zbiór osobników *Pareto*-optymalnych.

Funkcja usuwająca takie same osobniki

Funkcji ta usuwa takie same osobniki, aby się nie powtarzały.

Funkcja zatrzymania algorytmu

W algorytmie zaimplementowano dwa rozwiązania jego zakończenia:

- Pierwszym jest osiągnięcie zadanej liczby iteracji.
- Drugim jest przypadek, gdy wynik funkcji celu w danej iteracji jest większy od średniej bieżącej z ostatnich 10 iteracji.

Mutacja

Przeanalizowano wiele różnych rodzajów operatorów mutacji takich jak (Gwiazda, 2007): mutacja nierównomierna, mutacja *Deba* i *Goyala*, operatory dla problemów optymaliza-

cji dynamicznej, mutacja bazująca na symulowanym wyżarzaniu, mutacja kontrolowana wiekiem, mutacja bazująca na modelach zredukowanych, mutacja bakteryjna, mutacja chaosem, adaptacyjna mutacja *Kamala*, wielogenowa mutacja nierównomierna.

Szczególne uwagi zwrócono na trzy rodzaje mutacji, które w pracy starano się połączyć. Operatorami mutacji są (Gwiazda, 2007):

- Mutacja bakteryjna - mutacja, która swoją charakterystyką najbardziej pasuje do algorytmów immunologicznych, ponieważ pierwszym krokiem jest klonowanie osobników, a następnie mutacja wszystkich poszczególnych zmiennych wektora rozwiązań (poza jednym - pierwszym klonem). Po zakończeniu cyklu wybierany jest najlepszy zmutowany klon.
- Adaptacyjna mutacja *Kamala* - operator, który wykorzystuje wartość średniego przystosowania w danej populacji. W efekcie, na początku realizacji algorytmu przeszukiwanie jest praktycznie losowe, natomiast im bardziej średnie przystosowanie zbliża się do wartości najlepszego przystosowania, tym bardziej obszar poszukiwań się zawęża.
- Mutacja kontrolowana wiekiem - współczynnik mutacji jest proporcjonalny do wieku mutowanego rozwiązania, czyli osobniki starsze będą podlegały w większym stopniu mutacji niż osobniki młodsze.

Dodatkowo dodano zależność, że liczba klonów zależna jest od dopasowania, czyli najlepszy osobnik jest klonowany większą liczbą razy, niż pozostałe osobniki (Wierzchoń, 2001).

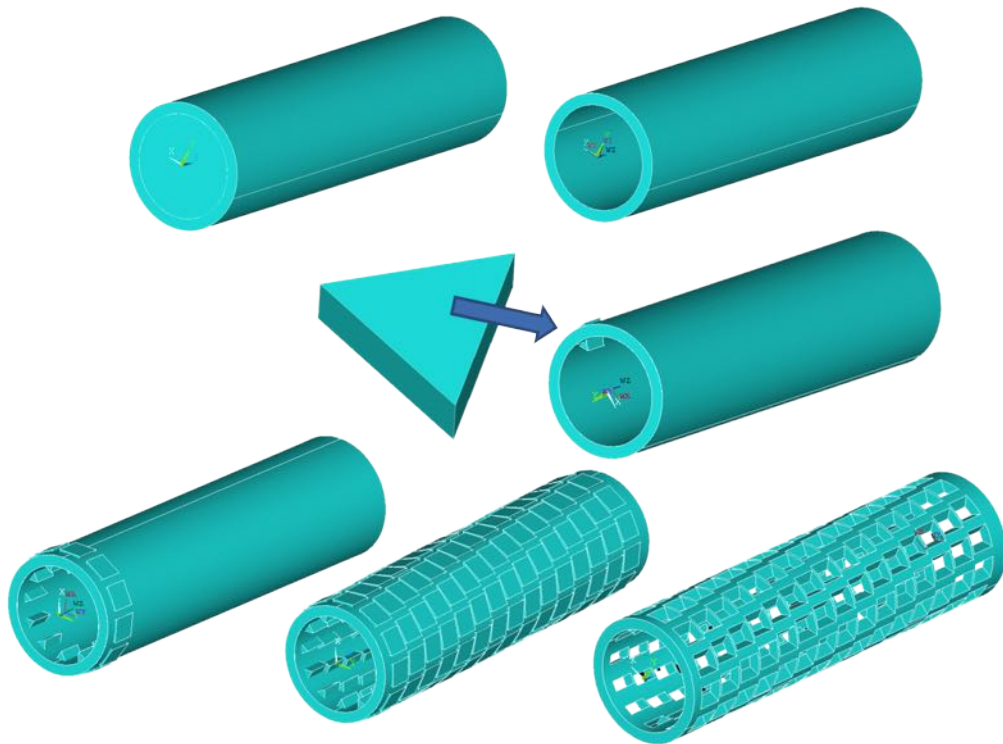
5.2 Moduł obliczający naprężenia w implancie

Własności wytrzymałościowe zostały obliczone w oprogramowaniu ANSYS Mechanical APDL (ANSYS Parametric Design Language). Jest to zaawansowane narzędzie do analizy MES (Metody Elementów Skończonych). Język APDL za pomocą komend pozwala m.in. na sparametryzowanie modeli oraz zautomatyzowanie procesów, a co najważniejsze, na przeprowadzenie obliczeń dzięki wywołaniu plików wsadowych. Oprogramowanie to zostało wybrane, ponieważ umożliwiło m.in.:

- Zapisanie całej ścieżki obliczeń za pomocą kodu w skrypcie, co daje bezpośrednią możliwość na podmianę parametrów obliczonych w algorytmie optymalizacji zaimplementowanym w oprogramowaniu MATLAB®;
- Samoczynne wywołanie obliczeń dzięki wywołaniu w kodzie MATLAB® plików wsadowych;

- Zapis wyników w postaci graficznej, a przede wszystkim w postaci tekstowej, dzięki czemu istnieje możliwość bezpośredniego zaimplementowania wyników do algorytmu głównego w MATLABie®;
- Zautomatyzowanie wielu operacji, jak na przykład zaznaczanie poszczególnych powierzchni, nazwanie ich i wykorzystanie do nadania im pewnych własności.

Każdy osobnik wygenerowany przez algorytm immunologiczny to osobny zespół cech geometrycznych implantu, których parametry muszą być przekazane do skryptu napisanego w APDLu i dla każdego osobnika muszą zostać obliczone naprężenia w nim występujące. Dlatego tak ważne było sparametryzowanie i zautomatyzowanie procesu obliczeniowego własności wytrzymałościowych.



Rys. 5.4: Proces generowania cech geometrycznych implantów ortopedycznych

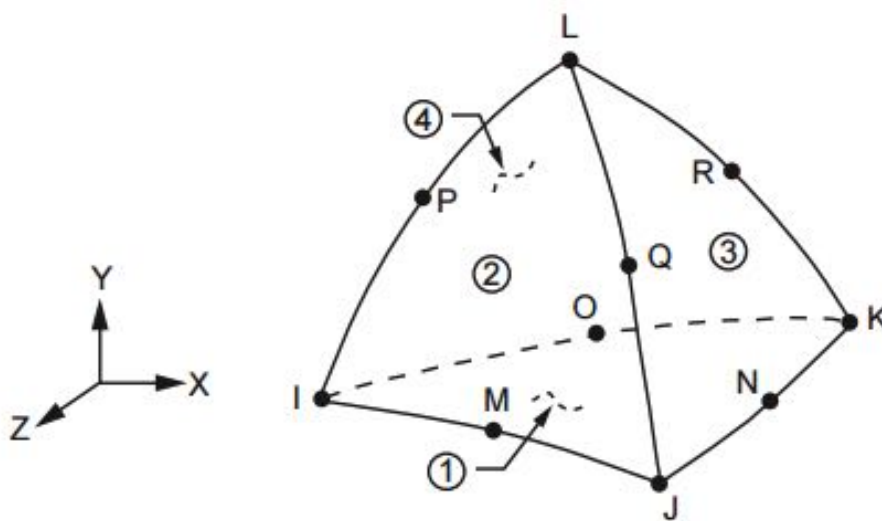
W skrypcie przeznaczonym dla środowiska Mechanical APDL do obliczeń wytrzymałościowych określono (rys. 5.4):

- Postać implantu poprzez wycięcie w jednym walcu drugiego o mniejszej średnicy, tak aby uzyskać pożądany kształt rurki:

```
Cyl4,0,0,0.0055,,,0.04,
```

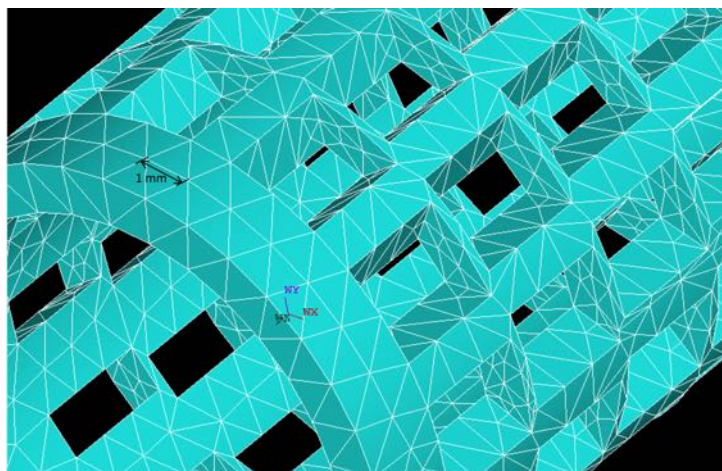
```
Cyl4,0,0,0.0045,,,0.04;
```

- Postać otworów na powierzchni implantu - część wspólna ostrosłupa i płaszcza walca (rys. 4.2): $rpr4,3,x,y,b,Th,d$;
- Rozmieszczenie otworów bocznych poprzez określenie odstępów między nimi, a także obrotu wokół osi z ;
- Odjęcie brył otworów na powierzchni implantu;
- Określenie rodzaju elementów skończonych - SOLID187 (element bryłowy, 10-węzłowy, o 3 stopniach swobody - translacje w kierunku x, y, z - rys. 5.5) (ANSYS, 2013);



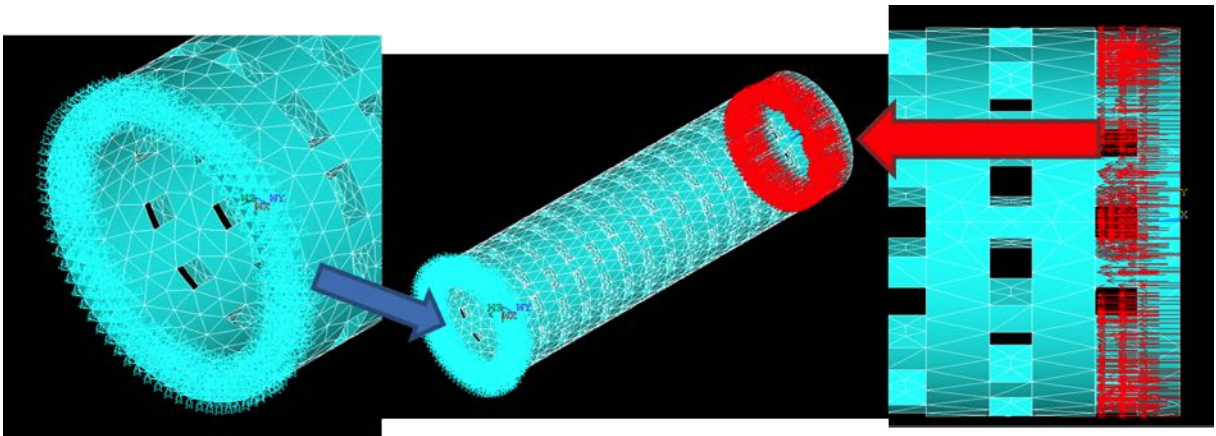
Rys. 5.5: Element bryłowy - SOLID187 (ANSYS, 2013)

- Określenie wielkości elementów skończonych - 1 mm (rys. 5.6);



Rys. 5.6: Nadanie siatki elementów skończonych o dł. boku 1 mm

- Nadanie własności materiałowych (podrozdział 4.1);
- Tworzenie komponentów - wybór węzłów do określenia poszczególnych nazw powierzchni (konieczne do określenia np. przyłożenia siły czy utwierdzenia modelu);
- Automatyczne wyodrębnienie płaszczyzny utwierdzenia - odebranie stopni swobody jednej z płaszczyzn (rys. 5.7);
- Automatyczne wyodrębnienie płaszczyzny, do której przyłożono siłę zewnętrzną równą 10 N (rys. 5.7);



Rys. 5.7: Zdefiniowane miejsce utwierdzenia i przyłożenia siły

- Wywołanie obliczeń wytrzymałościowych, obliczenie naprężeń w implancie;
- Eksport modelu w rozszerzeniu .cdb ANSYS Database;
- Eksport wyników obliczeń własności wytrzymałościowych do pliku tekstowego .txt;
- Zamknięcie programu.

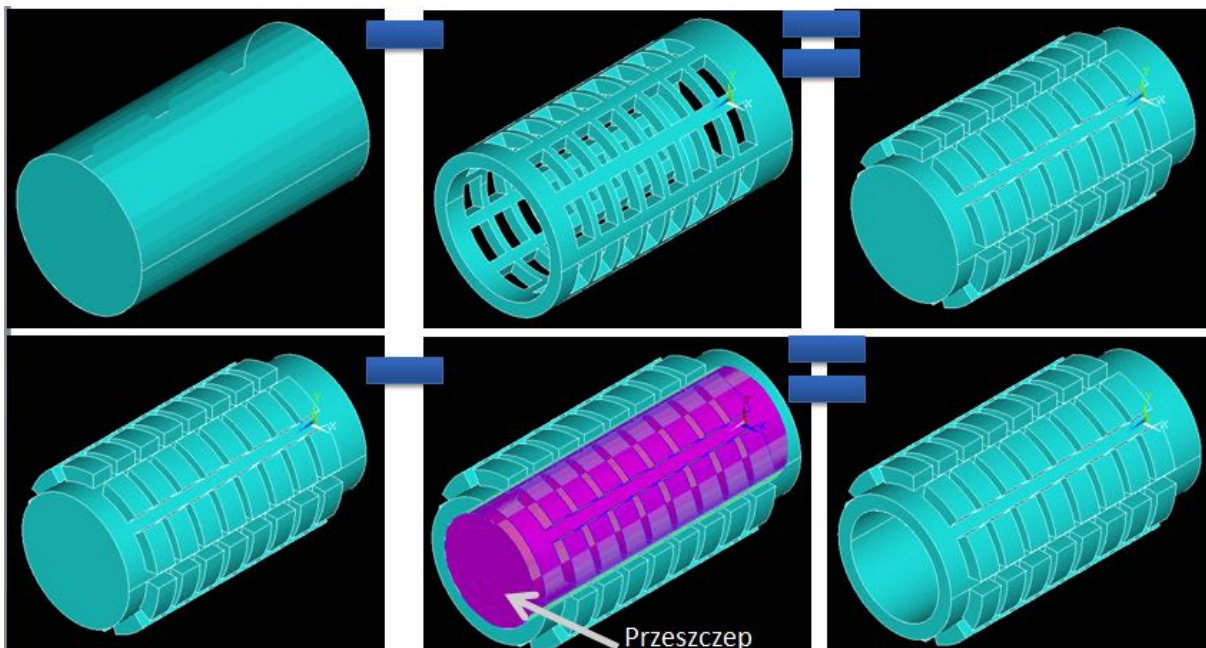
Sparametryzowanie modelu polegało na:

- nadaniu wartości brzegowych takich jak: długość implantu, średnica zewnętrzna oraz wewnętrzna (rozdz. 4.2),
- nadaniu cech geometrycznych otworom na powierzchni implantu,
- rozmieszczeniu otworów w implancie.

Dzięki takiemu podejściu możliwe było zautomatyzowanie wszystkich procesów.

5.3 Moduł obliczający przepływy

Do obliczeń perfuzji krwi, w języku Mechanical APDL, został wykonany negatyw bryły implantu, czyli model objętości cieczy przepływającej przez implant (rys. 5.8). Jedną z ważniejszych czynności na tym etapie było automatyczne nadawanie nazw na odpowiednich płaszczyznach nowo utworzonych modeli tak, aby później móc określić miejsca wlotu i wylotu cieczy (rys. 5.9). Automatyczny proces musiał zapewniać każdorazowo bezbłędne definiowanie powierzchni, nawet na bardzo różniących się modelach, tak aby nie powstał problem złego zdefiniowania parametrów wejściowych. Ostatnim krokiem, po nadaniu siatki elementów skończonych w oprogramowaniu Mechanical APDL, był eksport modelu w rozszerzeniu *.cdb* do oprogramowania CFX.

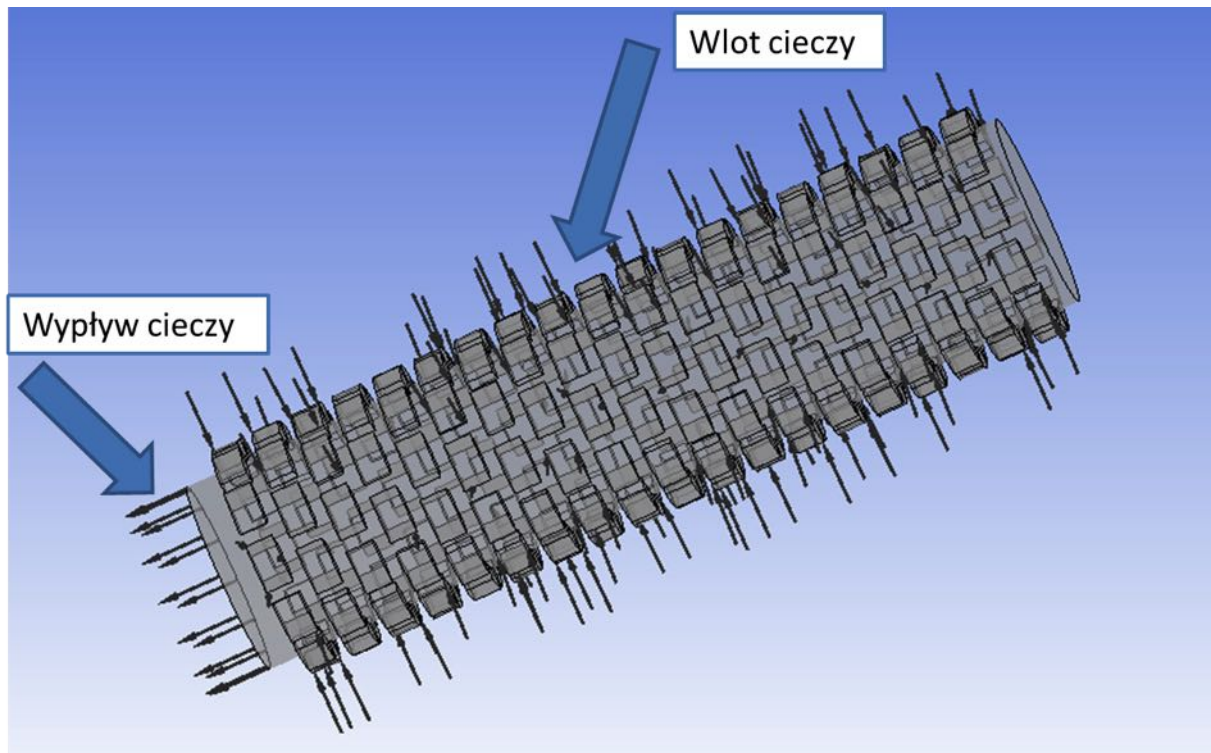


Rys. 5.8: Przygotowanie modelu objętości cieczy w implancie

Moduł ANSYS CFX jest podzielony na trzy sekcje:

- CFX-Pre - zdefiniowanie wartości początkowych;
- CFX-Solution - obliczenie przepływów;
- CFX-Post - wizualizacja i generowanie wyników obliczeń przepływów.

Do każdej sekcji został napisany osobny skrypt w specjalnym języku CFX Command Language (CCL), automatycznie wywoływany w środowisku MATLAB[®] poprzez pliki wsadowe.



Rys. 5.9: Określenie wlotu i wypływu cieczy

CFX-Pre

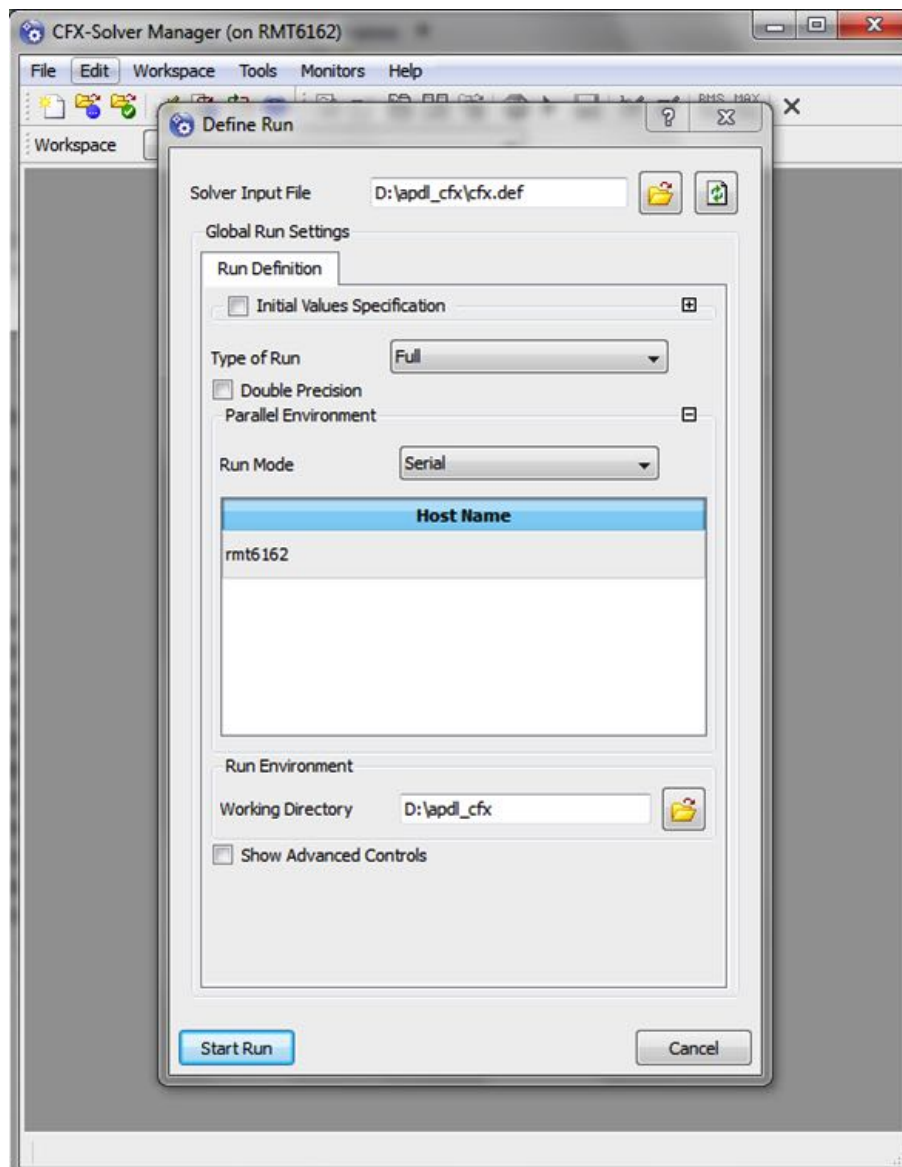
Dla modułu CFX-Pre utworzono skrypt o rozszerzeniu *.pre*, który importuje model cieczy wygenerowany w Mechanical APDL *model.cdb* oraz określono:

- powierzchnie wlotu cieczy - powierzchnie zewnętrzne wszystkich otworów przelotowych implantu (rys. 5.9),
- powierzchnie wypływu cieczy - powierzchnie zewnętrzne implantu, odzwierciedlające początek i koniec tunelu (rys. 5.9),
- własności cieczy - zamodelowano ciecz jako krew, nadając jej odpowiednie własności materiałowe (podrozdział 4.1),
- prędkość przepływu cieczy - 1mm/s (imitacja przesączania się cieczy w kanale kostnym),
- maksymalną liczbę iteracji,
- warunki brzegowe przepływu,
- treść skryptu dla modułu CFX-Solution.

Efektym końcowym tego etapu jest powstanie skryptu przeznaczonego dla kolejnego modułu CFX-Solution. Plik ten jest zapisywany z rozszerzeniem *.def*.

CFX-Solution

W module tym jest uruchamiana symulacja przepływu cieczy zgodnie z parametrami zadanymi w modelu CFX-pre (rys. 5.10). Wczytywany jest plik wsadowy o rozszerzeniu *.def*, a wyniki zapisywane są w pliku o rozszerzeniu *.res*.



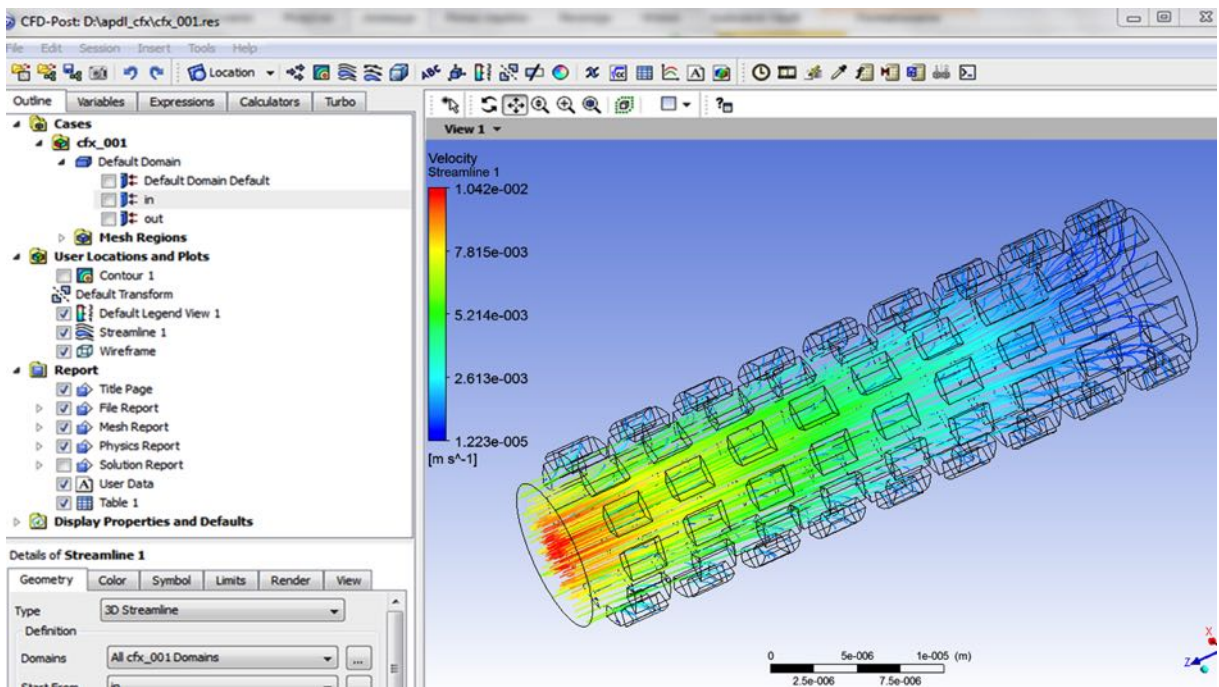
Rys. 5.10: Uruchamianie symulacji przepływów

CFX-Post

Moduł ten pozwala na wygenerowanie wyników perfuzji krwi oraz ich wizualizację (rys. 5.11).

Skrypt przeznaczony dla tego oprogramowania zapisywany jest z rozszerzeniem *.cse*, w którym to skrypcie między innymi wczytywany jest plik wyjściowy (*.res*) z modułu

CFX-Solution, z tym, że za każdym razem nazwę tego pliku trzeba odczytać z wygenerowanego pliku *.res* i podmienić w skrypcie *.cse* (proces ten odbywa się automatycznie w programie MATLAB®). Plikiem końcowym z procesu odbywającego się w oprogramowaniu CFX jest plik o rozszerzeniu *.cst*. Dodatkowo wyniki symulacji można zapisać w pliku tekstowym *.txt*, łatwym do odczytu w programie MATLAB®.

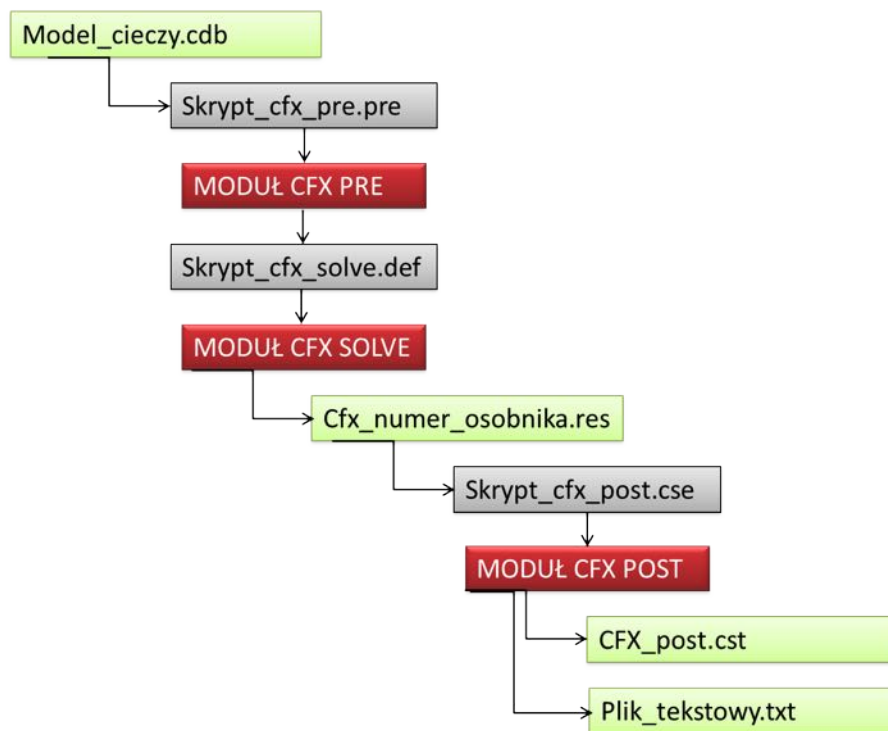


Rys. 5.11: Wizualizacja wyników perfuzji krwi przez przykładowy implant

Przebieg procesu analizy perfuzji krwi pokazano na rysunku 5.12.

5.4 Podsumowanie

W niniejszym rozdziale omówiono zbudowane środowisko programowe przeznaczone do weryfikacji metody optymalizacji wielokryterialnej. Głównym programem, który steruje przebiegiem procesu optymalizacji jest MATLAB®. Zaimplementowano w nim główny algorytm, na który składają się następujące kroki: losowe wygenerowanie populacji początkowej, zaktualizowanie parametrów określających osobniki w skryptach przeznaczonych dla programu ANSYS APDL, uruchomienie plików wsadowych dla obliczeń wytrzymałościowych i perfuzji krwi, import danych z tych obliczeń, obliczenie wartości funkcji celu lub określenie osobników *Pareto*-optymalnych, selekcja osobników oraz zakończenie programu lub wygenerowanie kolejnej populacji.



Rys. 5.12: Schemat budowy środowiska w systemie CFX

W następnej kolejności omówiono środowisko badawcze do analizy wytrzymałościowej realizowane w programie ANSYS APDL, za pomocą skryptu. A także opisano środowisko badawcze do analizy perfuzji krwi w programie ANSYS CFX.

Tak zbudowane środowisko badawcze pozwoliło na zautomatyzowanie procesu optymalizacji wielokryterialnej.

6. Weryfikacja i walidacja opracowanej metodyki

Weryfikację metodyki przeprowadzono poprzez wykonanie obliczeń w środowisku badawczym. Przetestowano algorytm immunologiczny zmieniając dane wejściowe i porównując wyniki przy zastosowaniu funkcji celu oraz metody *Pareto*. Obliczenia te prowadziły do bardzo podobnych wyników. Walidację produktu przeprowadzili między innymi specjaliści do spraw wytwarzania oraz lekarze.

W rozdziale tym przedstawiono wyniki dwóch eksperymentów końcowych, umożliwiających porównanie obu metod obliczeniowych.

Następnie poddano wybrane implanty dodatkowej analizie wytrzymałościowej. Badania te polegały na sprawdzeniu czy implant po zaimplementowaniu go w kości spełni wymogi wytrzymałościowe podczas pierwszej fazy użytkowania implantu oraz na sprawdzeniu czy implant nie zostanie uszkodzony podczas przeciągania przez niego przeszczepu w trakcie samej operacji rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego.

6.1 Dane wejściowe przeprowadzonego eksperymentu numerycznego

Algorytmy immunologiczne w obu przypadkach (wykorzystujące funkcję celu oraz funkcję *Pareto*) miały zadane następujące dane wejściowe:

- Wielkość populacji wejściowej - 15 osobników generowanych losowo;
- Prawdopodobieństwo mutacji - 0,7;
- Warunki zatrzymania algorytmu - zgodne z opisem w podrozdziale 5.1, natomiast maksymalna liczba iteracji - 100;
- Liczba klonów (jeśli występuje mutacja) - 8 dla najlepszego osobnika, 5 dla pozostałych.

Dane te zostały dobrane doświadczalnie w wyniku wykonanych wcześniej symulacji.

6.2 Wyniki symulacji z wykorzystaniem funkcji celu

Pozostałe parametry, które zastosowano w algorytmie immunologicznym wykorzystującym funkcję celu, to:

- Funkcja celu zdefiniowana w rozdziale 4.3.3.

Jeżeli wartość ciśnienia przepływu obliczonego jest mniejsza od określonego przepływu to:

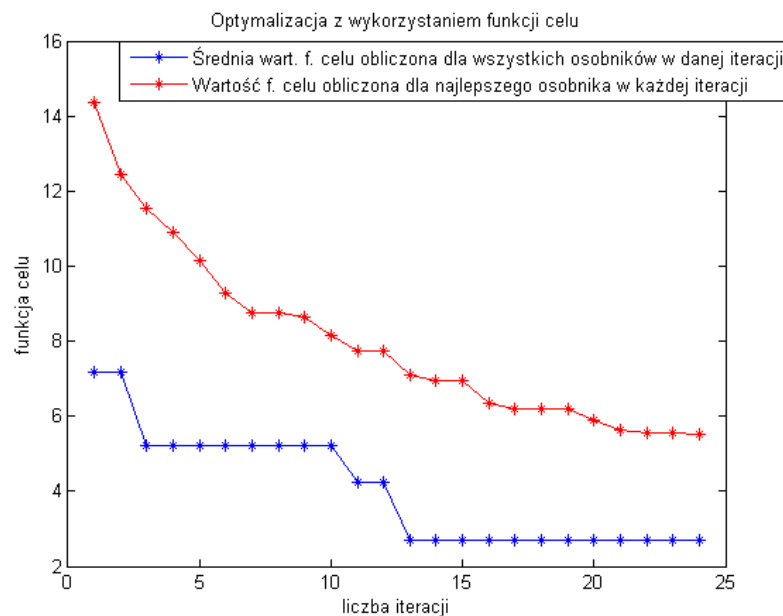
$$f = w_1 \cdot \left(\frac{\text{Napężenia dopuszczalne}}{\text{Napężenia kryterialne}} \right)^2 + w_2 \cdot \left(\frac{\text{Ciśnienie zadane}}{\text{Ciśnienie obliczone}} \right)^2. \quad (6.1)$$

W przeciwnym przypadku:

$$f = w_1 \cdot \left(\frac{\text{Napężenia dopuszczalne}}{\text{Napężenia kryterialne}} \right)^2 + w_2 \cdot \left(\frac{\text{Ciśnienie obliczone}}{\text{Ciśnienie zadane}} \right)^2. \quad (6.2)$$

- Wagi dla obu kryteriów równe 0,5.

Algorytm umożliwił znalezienie wyniku po 24 głównych iteracjach i zakończył obliczenia ze względu na brak znacznej poprawy wyników w kolejnych iteracjach. Poniższy wykres (rys. 6.1) obrazuje przebieg procesu optymalizacji w kolejnych iteracjach.



Rys. 6.1: Wykres poszukiwania rozwiązania optymalnego z wykorzystaniem funkcji celu

Wykres czerwony przedstawia wartość średnią funkcji celu obliczonej dla wszystkich osobników w danej iteracji, natomiast wykres niebieski określa wartość funkcji celu obliczonej dla najlepszego osobnika w każdej iteracji.

Na czerwonym wykresie można zaobserwować brak poprawy uśrednionych wyników w ostatnich iteracjach, dlatego program został przerwany.

Natomiast optymalny osobnik został znaleziony już w 13. iteracji.

Tab. 6.1 obrazuje najlepsze osobniki wyłonione w poszczególnych iteracjach.

Tab. 6.1: Najlepsze osobniki odnalezione w poszczególnych iteracjach

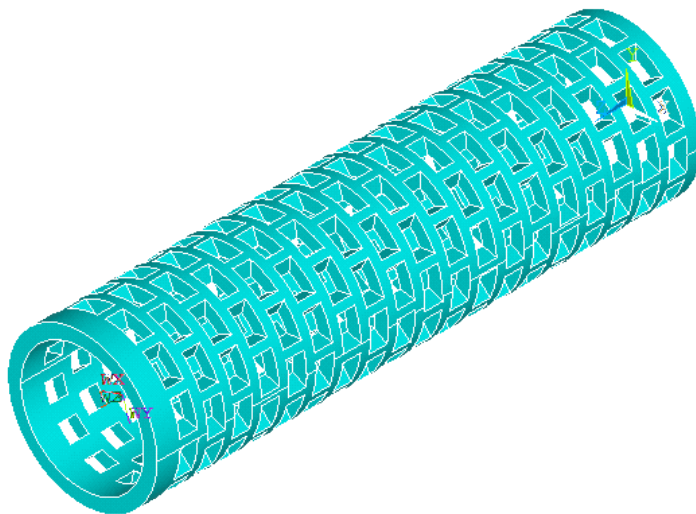
Nr iteracji	Długość otworu przelotowego wzdłuż osi z [mm]	Szerokość otworu przelotowego [mm]	Odległość między otworami [mm]	Kąt, o jaki otwory w kolejnym rzędzie są przesunięte [°]	Wartość funkcji celu
1	0.0021	0.0016	0.0050	19.0000	7.1762
2	0.0021	0.0016	0.0050	19.0000	7.1762
3	0.0014	0.0017	0.0021	16.0000	5.2272
4	0.0014	0.0017	0.0021	16.0000	5.2272
5	0.0014	0.0017	0.0021	16.0000	5.2272
6	0.0014	0.0017	0.0021	16.0000	5.2272
7	0.0014	0.0017	0.0021	16.0000	5.2272
8	0.0014	0.0017	0.0021	16.0000	5.2272
9	0.0014	0.0017	0.0021	16.0000	5.2272
10	0.0014	0.0017	0.0021	16.0000	5.2272
11	0.0014	0.0014	0.0011	8.0000	4.2309
12	0.0014	0.0014	0.0011	8.0000	4.2309
13	0.0013	0.0016	0.0007	11.0000	2.6866
14	0.0013	0.0016	0.0007	11.0000	2.6866
15	0.0013	0.0016	0.0007	11.0000	2.6866
16	0.0013	0.0016	0.0007	11.0000	2.6866
17	0.0013	0.0016	0.0007	11.0000	2.6866
18	0.0013	0.0016	0.0007	11.0000	2.6866
19	0.0013	0.0016	0.0007	11.0000	2.6866
20	0.0013	0.0016	0.0007	11.0000	2.6866
21	0.0013	0.0016	0.0007	11.0000	2.6866
22	0.0013	0.0016	0.0007	11.0000	2.6866
23	0.0013	0.0016	0.0007	11.0000	2.6866
24	0.0013	0.0016	0.0007	11.0000	2.6866

Wynik uzyskany dzięki zastosowaniu algorytmów immunologicznych zobrazowano na rys. 6.2. Implant ten charakteryzuje się gęsto rozłożonymi otworami, w rzędach przesuniętych względem siebie.

Parametry implantu:

- Długość otworu na powierzchni implantu wzdłuż osi z - 1,3 mm;
- Szerokość otworu na powierzchni implantu - 1,6 mm;
- Odległość między otworami - 0,7 mm;
- Kąt, o jaki otwory w kolejnym rzędzie są przesunięte względem rzędu poprzedniego - 11° ;
- Funkcja celu - 2,6866;
- Liczba otworów przelotowych - 228
 - Liczba otworów na obwodzie - 12;
 - Liczba rzędów otworów - 19.

Postać geometryczną tego implantu przedstawiono na rys. 6.2.

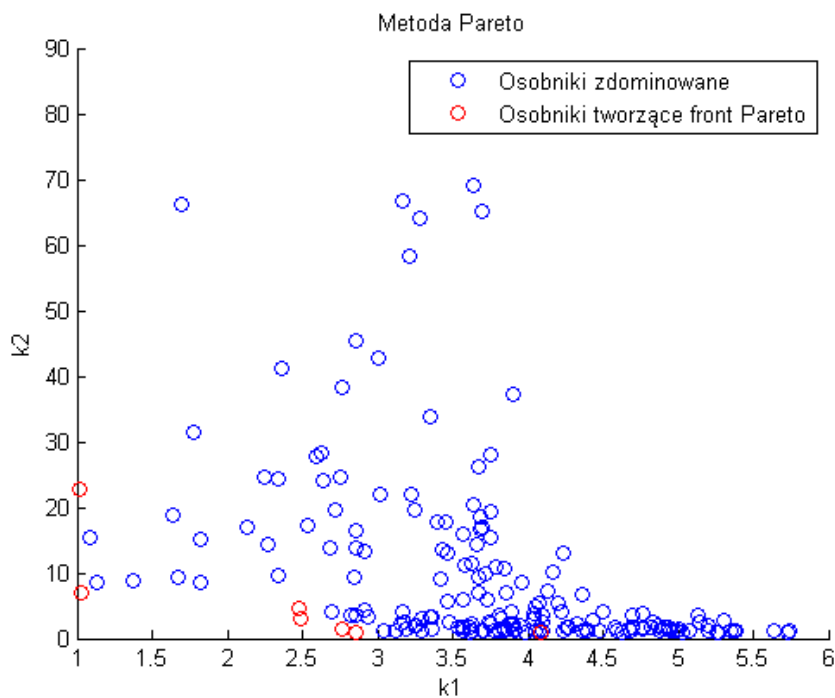


Rys. 6.2: Optymalne cechy geometryczne implantu wyłonionego przez algorytm immunologiczny z wykorzystaniem funkcji celu

6.3 Wyniki symulacji z wykorzystaniem metody *Pareto*

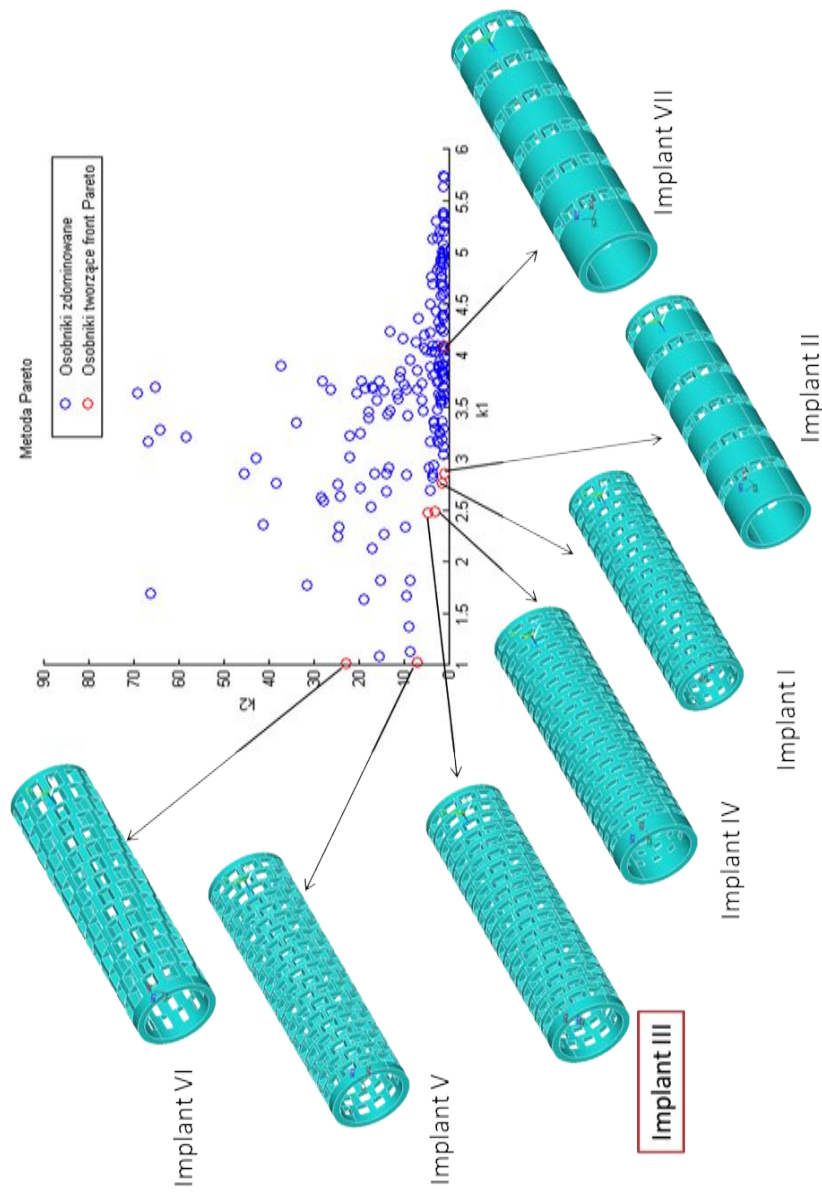
Algorytm immunologiczny z wykorzystaniem funkcji *Pareto* zakończył obliczenia po 100 iteracjach (czyli algorytm został zatrzymany po osiągnięciu zadanej liczby iteracji).

Funkcja *Pareto* zwróciła 185 wyników, w tym 7 osobników niezdominowanych tworzących front *Pareto*. Na rysunku 6.3 osobniki zdominowane są zaznaczone na niebiesko, natomiast front *Pareto* jest oznaczony czerwonym kolorem.



Rys. 6.3: Osobniki *Pareto*-optymalne z frontem *Pareto*; k_1 - obliczona wartość kryterium własności wytrzymałościowych; k_2 - obliczona wartość kryterium perfuzji krwi

Poniżej przedstawiono cechy geometryczne (rys. 6.4) wraz z danymi poszczególnych *Pareto*-optymalnych rozwiązań (tab. 6.2).

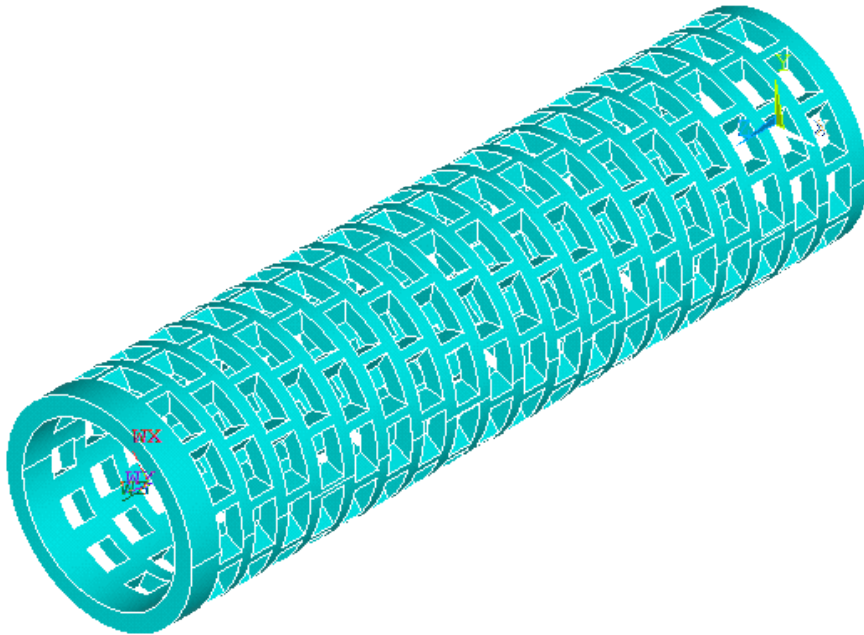


Rys. 6.4: Cechy geometryczne osobników Pareto- optymalnych

Tab. 6.2: Zestawienie wyników liczbowych osobników *Pareto*-optymalnych

Dane	Długość otworu przelotowego wzdłuż osi z [mm]	Szerokość otworu przelotowego [mm]	Odległość między otworami [mm]	Kąt, o jaki otwory w kolejnym rzędzie są przesunięte [$^{\circ}$]	Liczba otworów przelotowych	Liczba otworów na obwodzie	Liczba rzędów otworów
Implant I	1,3	1,4	1,0	13	204	12	17
Implant II	1,7	1,7	4,6	11	72	12	6
Implant II	1,3	1,7	0,7	7	108	12	19
Implant IV	0,8	1,4	0,9	19	264	12	22
Implant V	1,5	1,7	0,4	17	252	12	21
Implant VI	2,3	1,2	0,2	6	180	12	15
Implant VII	1,8	1,6	4,4	2	72	12	6

Analizując powyższe wyniki, implant nr III (rys. 6.5) został wybrany jako najlepsze rozwiązanie, ponieważ posiada jednocześnie najlepsze własności wytrzymałościowe oraz najlepsze własności związane z perfuzją krwi.





Rys. 6.5: Postać geometryczna implantu nr III

6.4 Porównanie obydwu metod

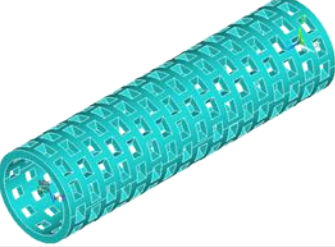

Obydwie wyżej opisane metody pozwoliły na uzyskanie bardzo podobnych wyników optymalizacji. Poniżej (rys. 6.6) przedstawiono zestawienie najlepszego osobnika wyłonionego poprzez funkcję celu (osobnik FC) oraz najlepszego osobnika wybranego z frontu *Pareto* (osobnik FPIII).

Dodatkowo wśród osobników zawartych we froncie *Pareto* można odnaleźć innego osobnika o bardzo podobnych cechach geometrycznych implantu do tego znalezionej dzięki funkcji celu. Osobnikiem tym jest implant nr I (osobnik FPI). Porównanie obydwu osobników zamieszczono na rys. 6.7.

Powyższe przykłady obrazują, że pomimo wyłonienia różnych zestawów cech geometrycznych przez algorytmy immunologiczne, implanty te są bardzo do siebie zbliżone. Oznacza to, że z wyłonionych osobników można wybrać implant najlepszy pod względem

Metoda	Pareto (FPIII)	F. Celu (FC)
D - długość otworu w pł. implantu po osi z	1,3	1,3
B - wielkość otworu w pł. implantu	1,7	1,6
$Odld$ - odległość między otworami	0,7	0,7
$Thxy$ - kąt, o jaki kolejny rząd otworów ma być przesunięty względem poprzedniego	7	11
Postać geometryczna implantu		
Czas obliczeń	~ 520 h	~ 140 h

Rys. 6.6: Porównanie cech geometrycznych uzyskanych obiema metodami dla implantów FPIII i FC

Metoda	Pareto (FPI)	F. Celu (FC)
D - długość otworu w pł. implantu po osi z	1,3	1,3
B - wielkość otworu w pł. implantu	1,4	1,6
$Odld$ - odległość między otworami	1,0	0,7
$Thxy$ - kąt, o jaki kolejny rząd otworów ma być przesunięty względem poprzedniego	13	11
Postać geometryczna implantu		
Czas obliczeń	~ 520 h	~ 140 h

Rys. 6.7: Porównanie cech geometrycznych uzyskanych obiema metodami dla implantów FPI i FC

kolejnych kryteriów takich jak:

- sposób wytworzenia,
 - postać geometryczna formy,
 - wyprodukowanie formy,
 - cena przygotowania implantu,
 - czas wytworzenia implantu,
- cena produktu,
- sposób sterylizacji,
- sposób implementacji implantu podczas operacji.

Przykłady takich kryteriów można byłoby mnożyć, jednakże nie jest to celem tej pracy. Porównując otrzymane implanty, należy zwrócić także uwagę na czas obliczeń symulacji. Dużo szybszą metodą (prawie czterokrotnie) jest metoda z wykorzystaniem funkcji celu. Podstawowymi zaletami tego algorytmu jest fakt znacznie szybszego odnalezienia satysfakcjonującego wyniku, co wiąże się z przeanalizowaniem dużo mniejszej liczby osobników. Algorytm wykorzystujący fronty *Pareto* ma znacznie wydłużony czas obliczeń ze względu na fakt, że w każdej iteracji osobników niezdominowanych może być kilka, a nawet kilkanaście, przez co mnoży się liczba kolejnych operacji, jak choćby klonowanie, co powoduje, że liczba osobników stale się rozrasta. Przebadanie większej liczby osobników może nieść za sobą korzyści, takie jak zmniejszenie ryzyka utknięcia w optimum lokalnym oraz zwiększenie szansy na zbliżenie się do optimum globalnego.

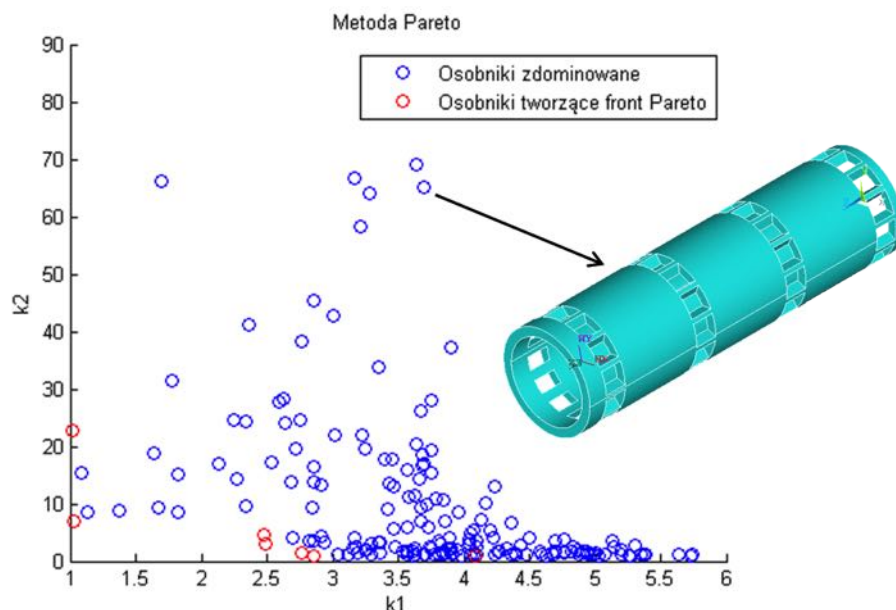
Jednakże powyższe przykłady obrazują, że w tym przypadku wystarcza zastosowanie w algorytmie immunologicznym funkcji celu. Trzeba jednak pamiętać, że wybór wag jest często subiektywny. Wagi, które zostały wykorzystane w algorytmie, również mogłyby zostać poddane procesowi optymalizacji. Proces taki mógłby opierać się na wykorzystaniu np. sieci neuronowych. Sieci takie mogłyby być trenowane z wykorzystaniem wzorców uczących pozyskanych od specjalistów. Postaci geometryczne zostałyby ocenione przez ekspertów – lekarzy, a następnie wykorzystane w algorytmie uczenia sieci neuronowej (np. metodą najszybszego spadku z wykorzystaniem algorytmu wstecznej propagacji błędu). Ocena przez ekspertów, wcześniej przygotowanych modeli, może być wykonana np. w skali 2-stopniowej (1 – dobry, 0 – zły) uwzględniając jedynie postać geometryczną. Sieć taka miałaby dwa wejścia (k_1 – wartość kryterium określającego najlepsze wykorzystanie własności wytrzymałościowych implantu, k_2 – wartość kryterium określającego optymalne nasączenie implantu krwią).

6.5 Ankietyzacja wśród specjalistów

Analizując powyższe przykłady, można zaobserwować, że otrzymano satysfakcjonujące wyniki pod względem wybranych przez autorkę kryteriów. Jednak wyniki te powinny być zweryfikowane pod kątem sposobu i kosztu wytwarzania oraz skonsultowane z lekarzami chirurgami i ortopedami. W tym celu utworzono dwie ankiety skierowane do dwóch grup specjalistów - inżynierów oraz lekarzy (rozd. 4.7).


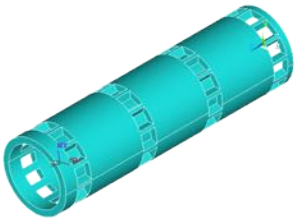

W obydwu ankietach porównano takie same trzy osobniki. Pierwszy implant to osobnik wybrany z frontu *Pareto*, określony w rozdziale 6.3 jako implant IV (rys. 6.4). Drugi implant również pochodzi z algorytmu wykorzystującego front *Pareto*, ale jest to osobnik z puli osobników zdominowanych - jego położenie oraz cechy geometryczne przedstawiono na rysunku 6.8. Jako ostatni implant został wybrany najlepszy osobnik wyłoniony przez funkcję celu.

Wybierając implanty do ankiety, starano się dobrać osobniki na tyle różniące się cechami geometrycznymi, aby można było je porównywać według różnych kryteriów. Z tego powodu nie zdecydowano się załączyć do ankiet najlepszego wyniku uzyskanego z frontu *Pareto*, ponieważ dwa bardzo podobne implanty mogłyby wpływać na odpowiedzi osób ankietowanych oraz sugerować cechy geometryczne pożądane przez badacza. Dlatego osobnik wygenerowany przez algorytm wykorzystujący funkcję celu traktowany jest jako reprezentant implantów o bardzo zbliżonych cechach geometrycznych.



Rys. 6.8: Osobnik zdominowany ze zbioru *Pareto* wybrany do ankiet

Zestawienie wytypowanych implantów przedstawiono na rysunku 6.9.

Postać implantu			
Liczba otworów	12 (na obwodzie) x 22 (rzędy) = 264	12 (na obwodzie) x 4 (rzędy) = 48	12 (na obwodzie) x 19 (rzędy) = 228

Rys. 6.9: Zestawienie wybranych implantów do ankiet

W ankietach, przy każdym pytaniu poproszono o sklasyfikowanie implantów od 1 do 3 - od najlepszego do najgorszego rozwiązania (gdzie 1 oznacza najlepsze, a 3 najgorsze z pokazanych rozwiązań) lub odpowiedź na pytanie tak lub nie (w ankietach skierowanych do inżynierów). Pozwoliło to na wyłonienie najlepszego i najgorszego implantu według dwóch grup specjalistów.

6.5.1 Ankietyzacja przeprowadzona wśród inżynierów

Ankiety wypełniło trzech inżynierów z Politechniki Śląskiej. Pomimo prób, nie udało się zgromadzić większej liczby ankiet. Z tego względu ten fragment badań weryfikacyjnych metodyki ma jedynie charakter ilustracji możliwego sposobu postępowania, który może być wykorzystany w przyszłości.

Z dostępnych ankiet wynika:

- modele zamieszczone w ankiecie pod względem technologii wykonania są bardzo do siebie podobne,
- wszystkie implanty będą wymagać formy dzielonej oraz występowania rdzenia formy,
- implant 2 będzie najprostszy do wytworzenia, co wynika z faktu, że forma dla niego będzie najmniej skomplikowana, najłatwiejsza do demontażu, a dodatkowo jego cechy takie jak postać systemu kanałów doprowadzania tworzywa, czas oraz koszt wykonania są najkorzystniejsze,
- implanty nie różnią się pod względem miejsc wtrysku oraz rozmieszczenia kanałów chłodzących.

Analizując ankiety, można wyciągnąć wnioski, że pod względem technologii wytworzenia implanty te nie różnią się znacząco. Wszystkie będą wymagać bardzo skomplikowanej

formy, której demontaż nie będzie prosty, a czas wykonania implantu będzie długi. Natomiast implanty nie będą wymagające pod względem postaci systemu kanałów doprowadzania tworzywa, liczby miejsc wtrysku czy rozmieszczenia kanałów chłodzących.

Najistotniejsze jednak okazały się uwagi dodatkowe do ankiet, z których wynika, że implanty 1 i 3 są do siebie na tyle podobne, że trudno je ocenić w ankiecie pod względem różnic w technologii wtrysku. Zauważono również, że koszt wykonania takich implantów w każdym przypadku będzie zbliżony.

Reasumując powyższe wyniki, pomimo, że implant 2 został wyłoniony przez inżynierów jako najlepszy pod względem wytworzenia, można przyjąć, iż różnice między przedstawionymi modelami są niewielkie.

6.5.2 Ankietyzacja przeprowadzona wśród lekarzy

Ankiety wypełniło trzech lekarzy z ośrodka ortopedycznego Galen-Ortopedia w Bieruniu. Ograniczenie zakresu badania jedynie do tego ośrodka uwarunkowane było zobowiązaniem autorki do zachowania poufności rozwiązania, które zaproponował Prof. K. Ficek.

Wypełnione ankiety wprowadzono do programu Excel, gdzie zsumowano wyniki. W dwóch pierwszych ankietach, jako najlepszy model został wybrany implant nr 1, drugi z kolei implant nr 3. W ankiecie trzeciej najlepszy implant to model nr 3, następnym w kolejności to implant nr 1. We wszystkich trzech ankietach najgorzej oceniony był model nr 2, czyli osobnik zdominowany w funkcji *Pareto*. W opinii subiektywnej lekarzy, najlepsza postać geometryczna została ujęta na implancie nr 3, czyli modelu uzyskanym z optymalizacji wielokryterialnej przy użyciu funkcji celu.

Dodatkowo w uwagach w ankiecie dodano, że w implancie nr 2 na pewno nie zostanie zachowana stosowna równowaga pomiędzy narastaniem nowej tkanki kostnej, a resorpcją implantu, co go dyskwalifikuje. Wniosek ten potwierdził poprawność wyników optymalizacji, ponieważ to rozwiązanie zostało również odrzucone przez zastosowane algorytmy.

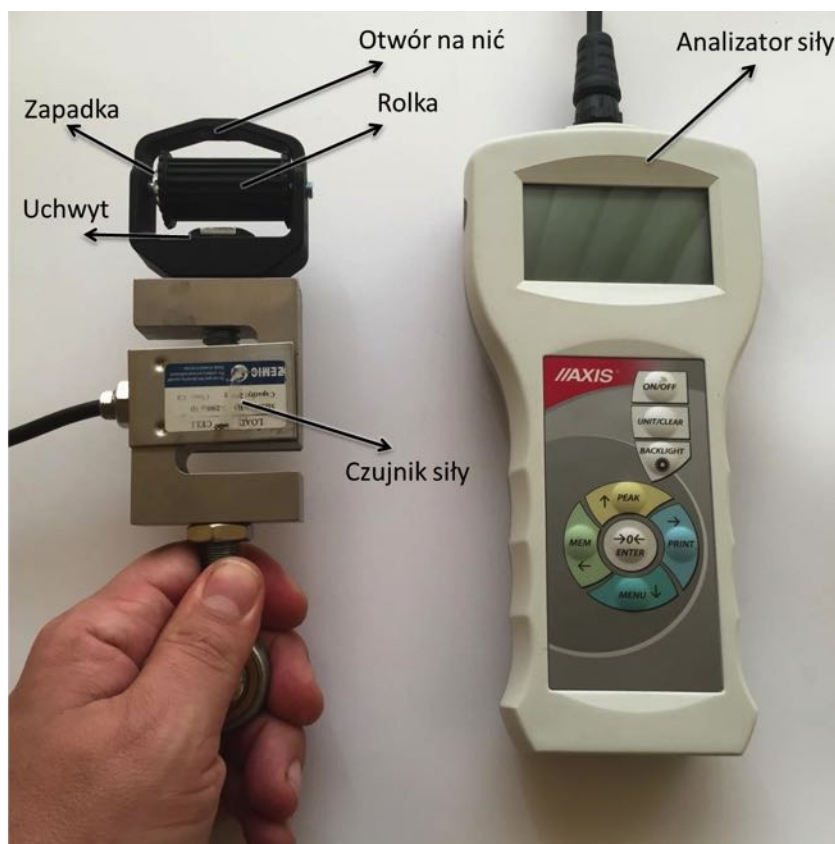
6.6 Weryfikacja wytrzymałościowa

Implant otrzymany z procesu optymalizacji z wykorzystaniem funkcji celu poddano kolejnym testom w postaci badań wytrzymałościowych. Pierwsza weryfikacja miała na celu ocenienie czy implant nie ulegnie złamaniu lub znacznej deformacji podczas przeciągania przez niego przeszczepu. Druga weryfikacja polegała na umocowaniu modelu implantu w kości udowej i obciążeniu jej siłą odpowiadającą obciążeniu kończyny dolnej człowieka w pozycji stojącej.

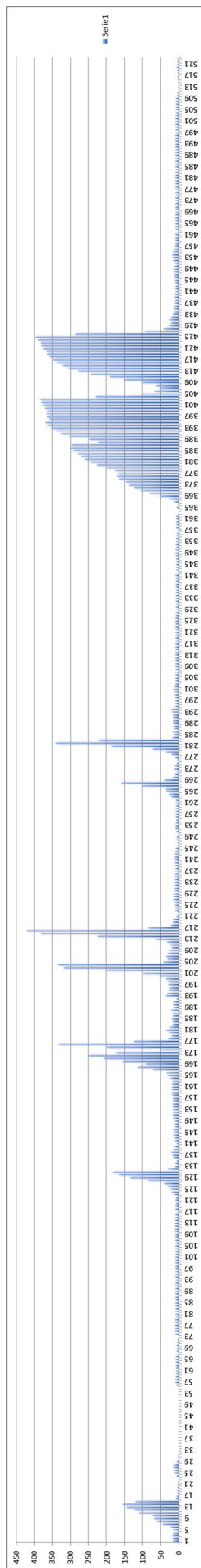
6.6.1 Weryfikacja procesu implantacji

Jednym z bardziej newralgicznych momentów podczas operacji, jest moment przeciągania przeszczepu przez tunel kostny w kości piszczelowej i udowej. Dodatkową zaletą zastosowania implantów jest ochrona przeszczepu podczas jego implantacji. Zupełnie nieznanym czynnikiem była siła przeciągania przeszczepu przez tunel kostny. Siła ta zależy wprawdzie głównie od możliwości samego lekarza, ale również zależy od parametrów wiskoelastycznych przeszczepu oraz od średnicy tunelu kostnego w stosunku do średnicy przeszczepu. Im ciasniej dopasowane są te średnice, tym większa szansa stabilnego zakotwiczenia przeszczepu w tunelu kostnym. Aby móc oszacować wartość siły wymaganej do przeciągnięcia przeszczepu, Prof. M. Wyleźół opracował specjalne urządzenie do pomiaru siły, z wykorzystaniem liniowego siłomierza serii FB wraz z cyfrowym analizatorem firmy AXIS (Muzalewska *i in.*, 2016b). Urządzenie to składało się z (rys. 6.10):

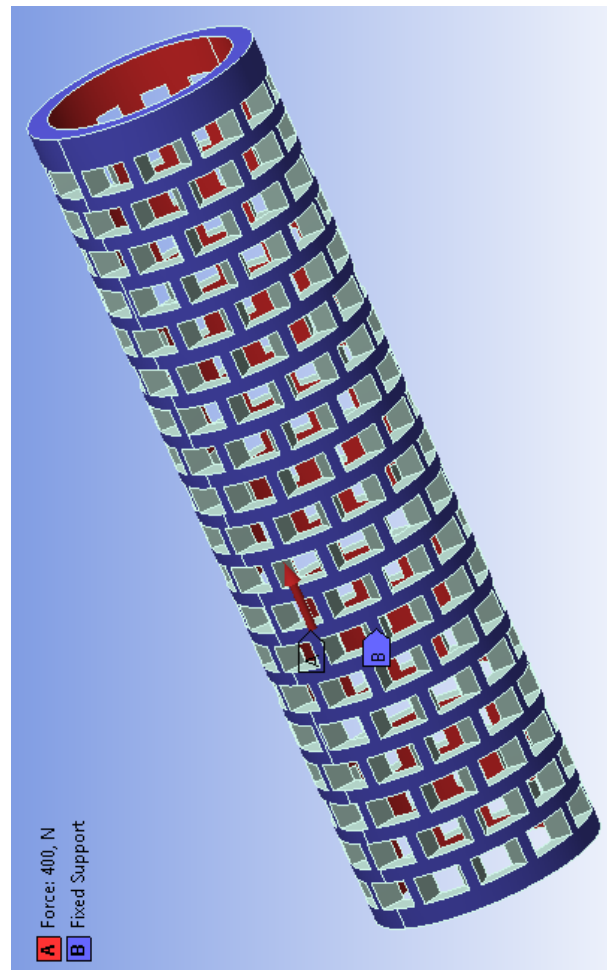
1. analizatora,
2. czujnika siły,
3. korpusu z rolką do nawijania nici, za pomocą której przeciągany jest przeszczep.



Rys. 6.10: Urządzenie do mierzenia siły przeciągania przeszczepu przez kanał kostny



Rys. 6.11: Zarejestrowany przebieg zmienności wartości siły przeciągnięcia przeszczepu



Rys. 6.12: Nadana siła oraz utwierdzenie implantu

Element nr 3 został wykonany z użyciem technologii generatywnej (FDM) na drukarce 3D z materiału ABS, a następnie został specjalnie wysterylizowany. Element ten składał się z:

- korpusu z otworem na nić,
- rolki do nawijania nici,
- zapadki, blokującej obrót rolki w drugą stronę (rozwiniecie nawiniętej nici),
- uchwytu mocującego go do czujnika siły.

Elementy 1 i 2 zostały umieszczone w specjalnym sterylnym rękawie, tak aby mógł zostać użyty podczas operacji. Autorka rozprawy wraz z Prof. M. Wyleżołem, uczestniczyli w zabiegu rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego, podczas którego dwóch lekarzy przy wykorzystaniu wyżej opisanego urządzenia kilkakrotnie zmierzyło siłę przeciągania przeszczepu. Pomiar ten polegał na ciągnięciu nici, za pomocą której przeciągany był przeszczep w tunelu kostnym (pomiar siły), a następnie na nawinięciu jej na rolkę. Te czynności były powtarzane, dopóki przeszczep nie został całkowicie przeciągnięty na jego docelowe miejsce. Przykładowy zapis z analizatora siły przedstawiono na rys. 6.11.

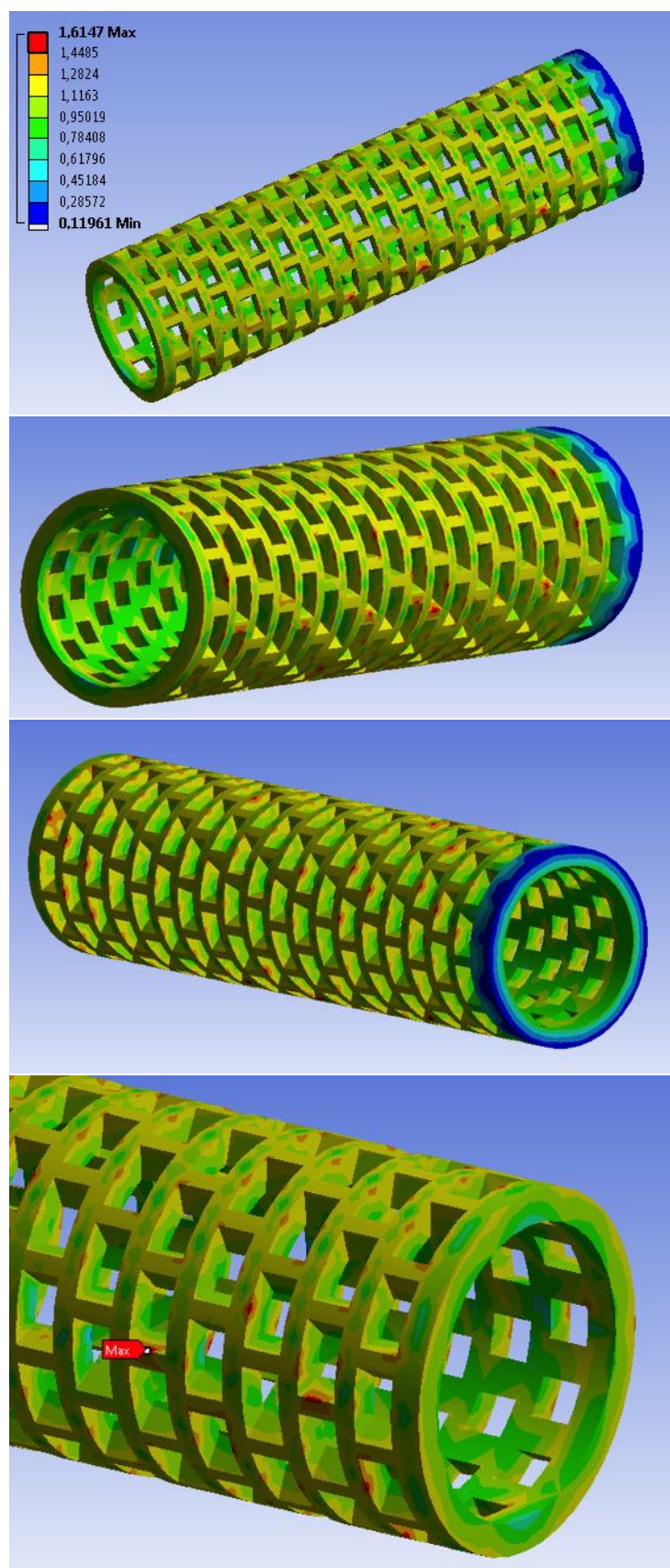
Maksymalna siła jaką zarejestrowano to 400 N, taką też siłę zadano w analizie wytrzymałościowej implantu.

Podczas symulacji (w programie ANSYS Workbench) siłę nałożono (rys. 6.12) na wewnętrzne ściany tunelu implantu, w kierunku wylotu z tunelu (o zwrocie skierowanym do góry, wzdłuż osi implantu - obszar czerwony), natomiast implant utwierdzono na jego powierzchni zewnętrznej oraz na jednej ze ścian wyjścia z tunelu (obszar niebieski). Aby uniknąć maksymalnych naprężeń, skumulowanych na krawędziach powierzchni, wszystkim krawędziom nadano zaokrąglenie o promieniu 0,01 mm.

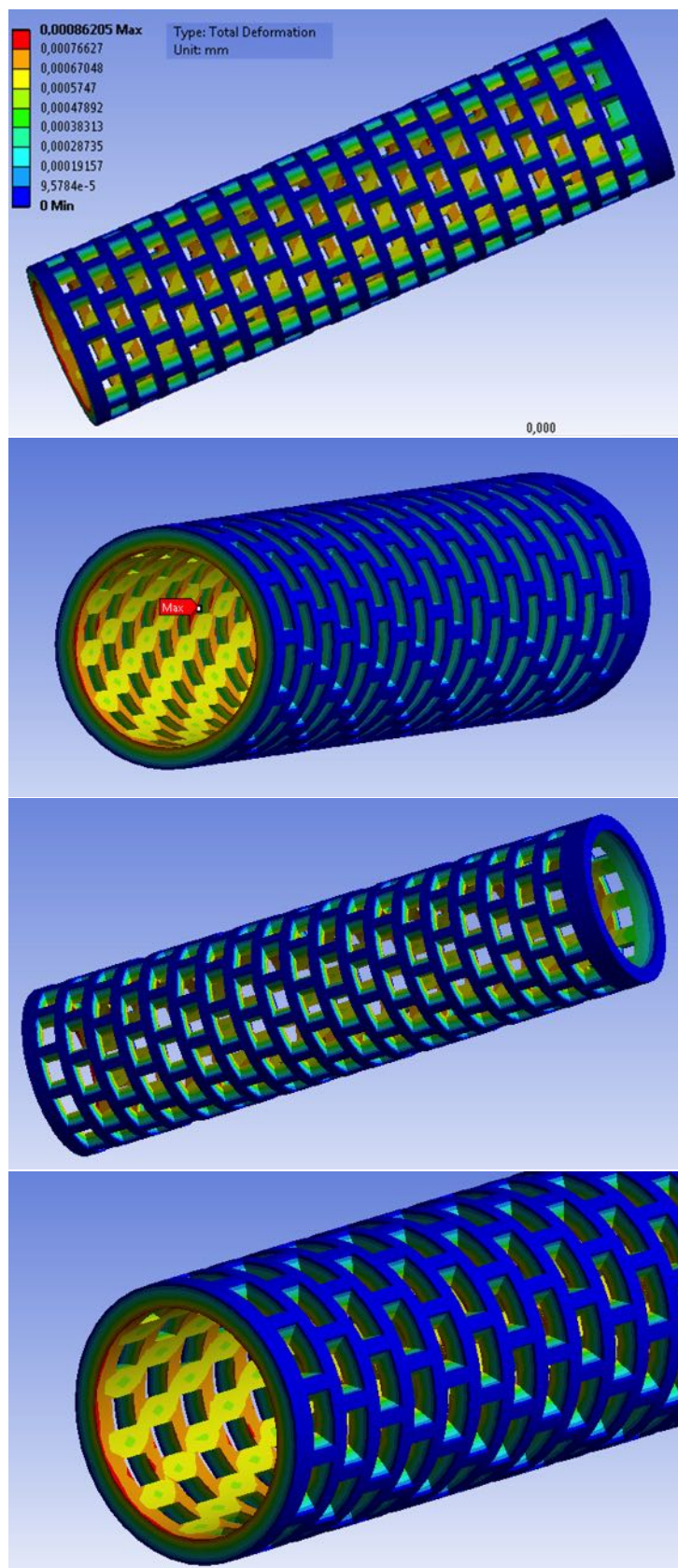
Wyniki symulacji zobrazowano na następujących rysunkach:

- 6.13 - wyniki naprężeń. Maksymalne naprężenia równe 1,66 MPa, zaobserwowano na krawędzi jednego z otworów na powierzchni implantu.
- 6.14 - wyniki deformacji implantu. Maksymalne odkształcenie (równe $8,8 \cdot 10^{-4}$ mm) również można zaobserwować na krawędzi jednego z otworów na dole implantu, od strony stawu kolanowego.

Przeprowadzone badania wykazały najslabsze obszary implantu. Okazały się nimi obszary wokół otworów na powierzchni implantu. Pomimo tych obszarów, badany implant powinien wytrzymać proces przeciągania przez niego przeszczepu, gdy będzie zakotwiczony w kości.



Rys. 6.13: Rozkład naprężeń w implancie

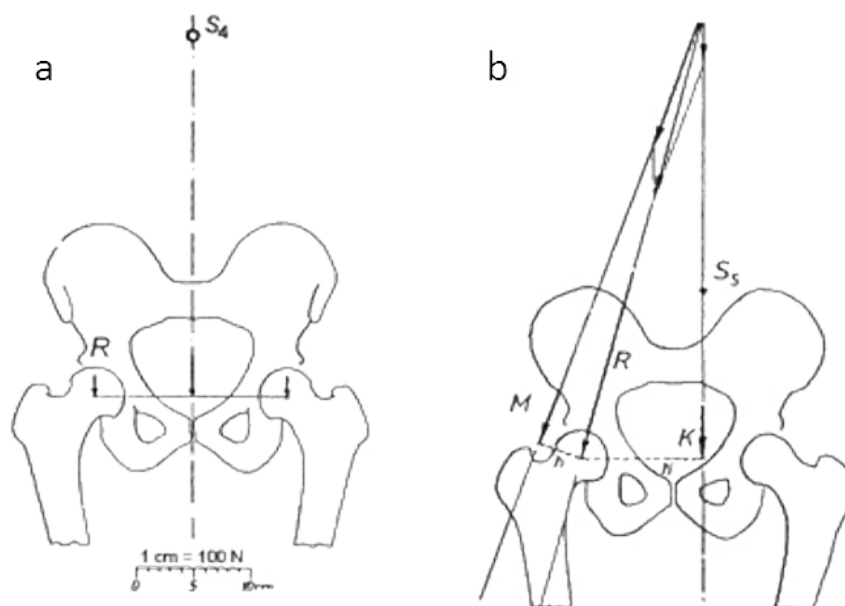


Rys. 6.14: Rozkład deformacji w implancie

6.6.2 Weryfikacja wytrzymałości implantu w kości

Implant opisany w rozprawie jest wykonany z materiału resorbowalnego, czyli rozpuszczającego się w organizmie człowieka. Proces ten jest powolny i ma wspomóc stopniowe przerastanie tkanki kostnej w przeszczep. Jednakże, na początku użytkowania (implant przed rozpoczęciem procesu resorpcji) ma stanowić solidne rusztowanie dla przeszczepu, dlatego ważna jest weryfikacja wytrzymałości implantu w kości po jego wszczępieniu. Istotne jest, że po operacji pacjent przechodzi proces rekonwalescencji, a więc jego ruchomość jest ograniczona do podstawowych czynności jak wstawanie, chodzenie, siadanie, natomiast bardziej dynamiczne ruchy jak np. bieg są niewskazane. Po przeprowadzonej analizie zdecydowano się na obciążenie kości udowej siłą odpowiadającą sile obciążenia podczas stania osoby dorosłej na jednej nodze.

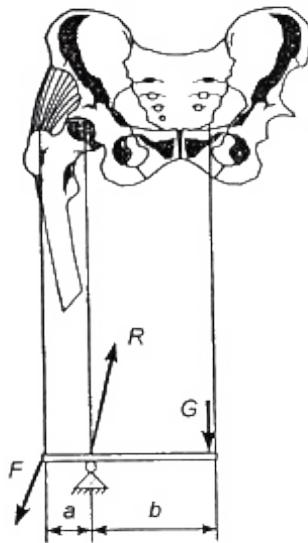
Do wyznaczenia obciążenia kości udowej wykorzystano model *Pauwelsa* (Będziński, 1997).



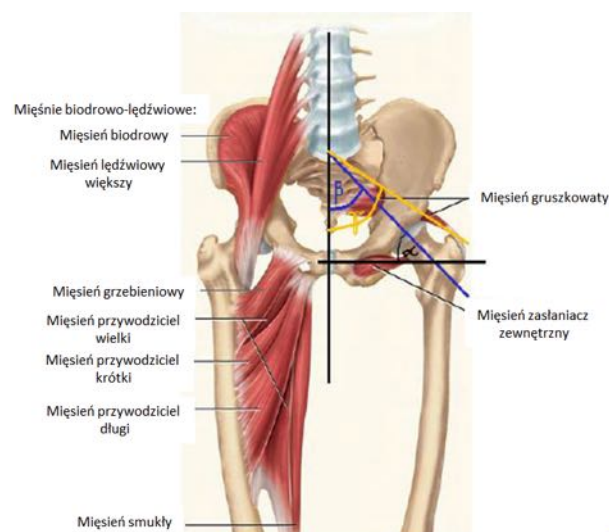
Rys. 6.15: a - Obciążenia stawu biodrowego podczas stania na obu kończynach, b - podczas stania na jednej kończynie. S_4 , S_5 - środki ciężkości, R - siła działająca na głowę kości udowej, M - oddziaływanie mięśni odwodzących, K - wypadkowa sił oddziaływania masy ciała (Będziński, 1997)

Podczas stania na obu kończynach (rys. 6.15a) zakłada się, że w środku ciężkości (S_4) obciążenia od głowy, tułowia i kończyn górnych stanowią 62% masy ciała. Podczas podparcia na jednej nodze (rys. 6.15b) staw biodrowy przenosi obciążenia od głowy, tułowia

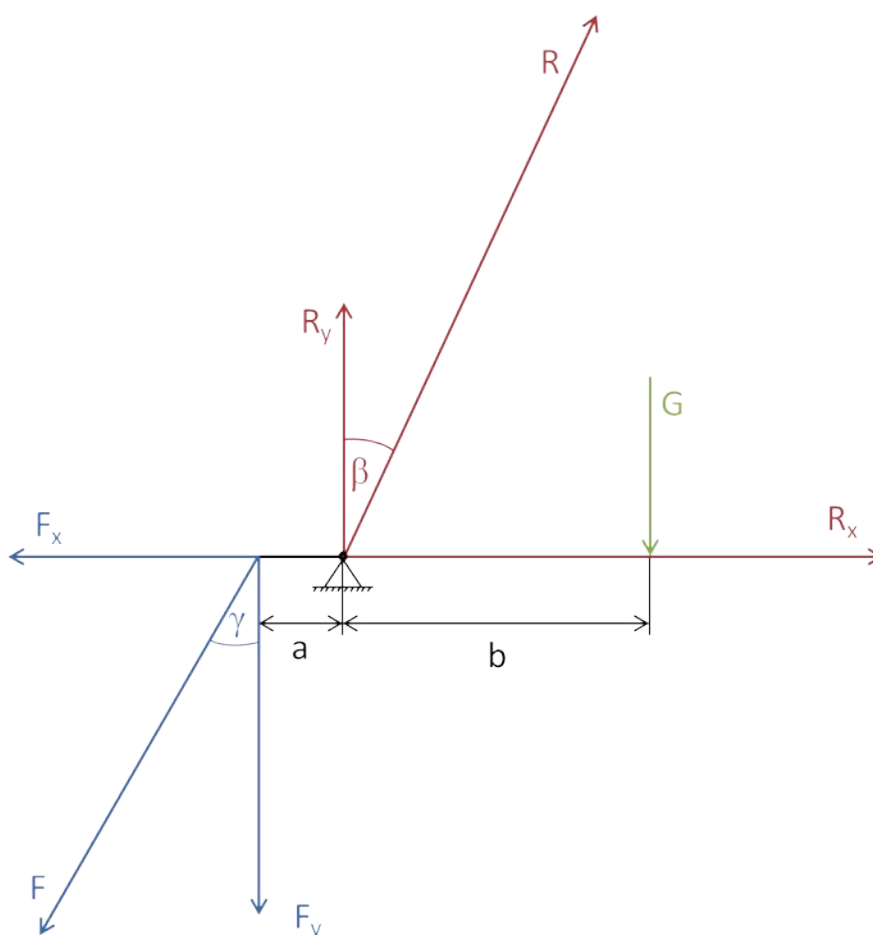
i kończyn. Środek ciężkości jest umiejscowiony w S_5 , a wypadkowe obciążenia kończyn stanowią 81% masy ciała człowieka. W fazie jednostronnego obciążenia kończyny, całkowita wartość siły obciążającej staw wynika z oddziaływania masy ciała oraz siły, z jaką działają na staw mięśnie okołostawowe. Do obliczeń przyjęto model dźwigni dwuramiennej (rys. 6.16) realizujący obciążenia głowy kości udowej podczas stania na jednej nodze (rys. 6.17).



Rys. 6.16: Model dźwigni dwuramiennej obciążenia głowy i nasady kości udowej podczas stania na jednej nodze (Będziński, 1997)



Rys. 6.17: Kąty przyczepu mięśni (Saladin, 2010)



Rys. 6.18: Uproszczony model dźwigni dwuramiennej obciążenia kości udowej podczas stania na jednej nodze

Do obliczeń siły wykorzystano uproszczony model, pokazany na rys. 6.18.

$$R \cdot \sin \beta - F \cdot \sin \gamma = 0 \quad (6.3)$$

$$R \cdot \cos \beta - F \cdot \cos \gamma = 0 \quad (6.4)$$

$$-G \cdot b - F \cdot a \cdot \sin \zeta = 0 \quad (6.5)$$

$$M = 65 \text{ kg}$$

$$G = 65 \cdot 9.81 = 637.65 \text{ N}$$

$$b = 109 \text{ mm}$$

$$a = 30 \text{ mm}$$

$$\gamma = 35^\circ$$

$$\beta = 25^\circ$$

$$\sin 25^\circ = 0.423$$

$$\cos 25^\circ = 0.906$$

$$\sin 35^\circ = 0.574$$

$$\cos 35^\circ = 0.819$$

$$R \cdot 0.423 = F \cdot 0.570$$

$$R = F \cdot 1.357 \quad F \cdot 1.357 \cdot 0.906 - F \cdot 0.819 - 637.65$$

$$R = 0$$

$$F = 1555.24 \text{ N}$$

$$R = F \cdot 0.574 / 0.423$$

$$R = 1555.24 \cdot 0.574 / 0.423$$

$$R = 2110.43 \text{ N}$$

Obliczone siły naniesiono na model kości (rys. 6.19). Siła R została przyłożona pod kątem 25° na główkę kości korowej (układ współrzędnych został dopasowany do układu współrzędnych znajdującego się na modelu kości):

$$R = 2110,43 \text{ N},$$

$$R_y = -891,906 \text{ N},$$

$$R_x = -1912,699 \text{ N}.$$

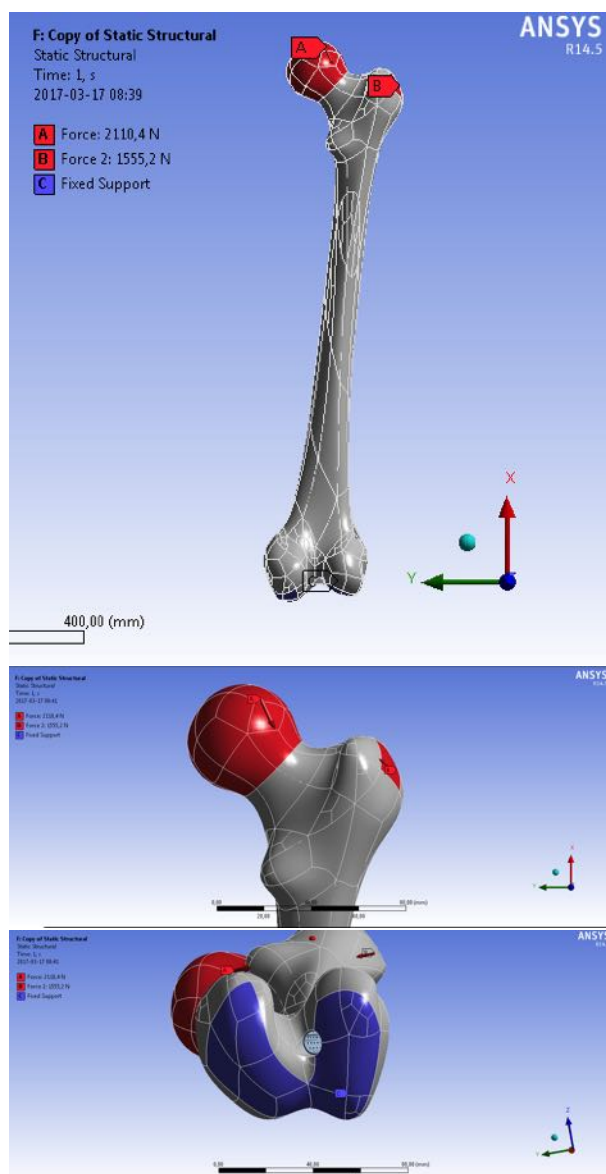
Siła F została przyłożona pod kątem 35° na nasadę głowy kości udowej:

$$F = 1555,24 \text{ N},$$

$$F_y = 1273,978 \text{ N},$$

$$F_x = 892,049 \text{ N}.$$

Model kości opisany w rozdziale 4.5 uproszczono do postaci dwóch warstw - tkanki kostnej korowej o grubości ok. 7 mm oraz tkanki kostnej gąbczastej. Do takiego modelu kości wprowadzono implant (uzyskany podczas optymalizacji z wykorzystaniem funkcji celu) pod odpowiednim kątem (kąt ten został zmierzony na obrazach DICOM, z badań rezonansem magnetycznym, pacjentów po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego).

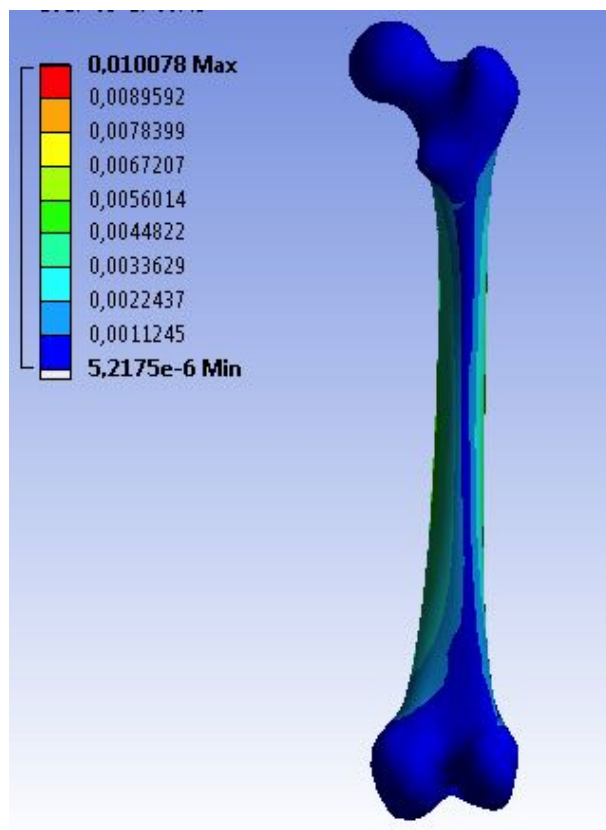


Rys. 6.19: Zdefiniowanie miejsca utwierdzenia i nadanie sił oddziałujących na kość udową

Wyniki weryfikacji wytrzymałościowej wykazały, że większość obciążenia przenosi tkanka twarda, dlatego obciążenia przechodzące do tkanki miękkiej oraz implantu są niewielkie.

Poszczególne wyniki symulacji zobrazowano na poniższych rysunkach:

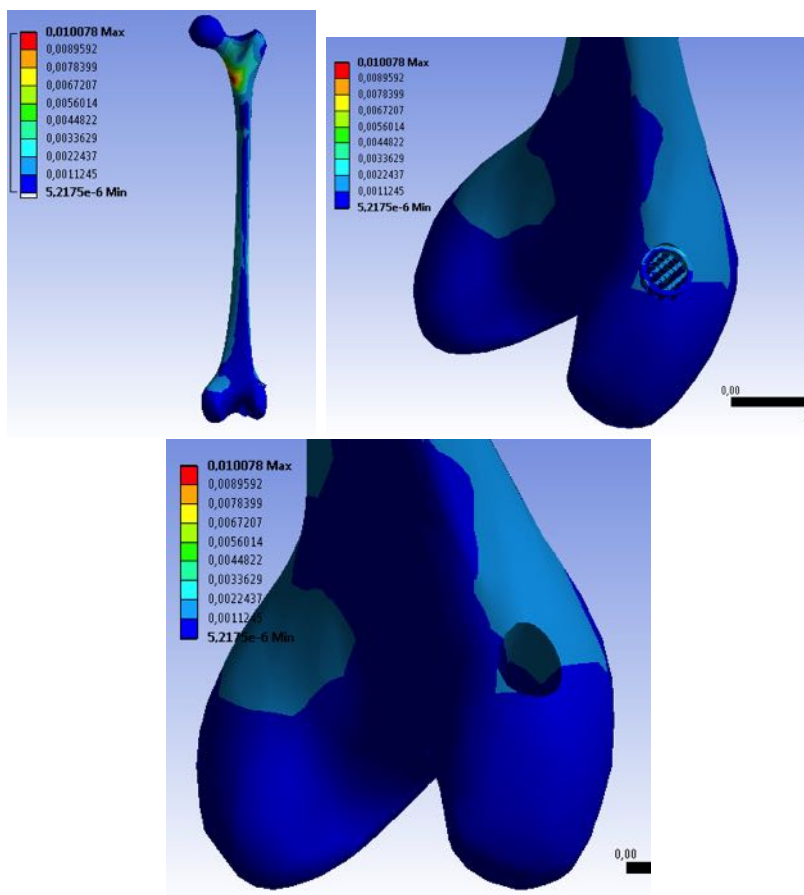
- rys. 6.20 - odkształcenia w tkance kostnej korowej, rys. 6.21 - odkształcenia w tkance gąbczastej i w implancie,



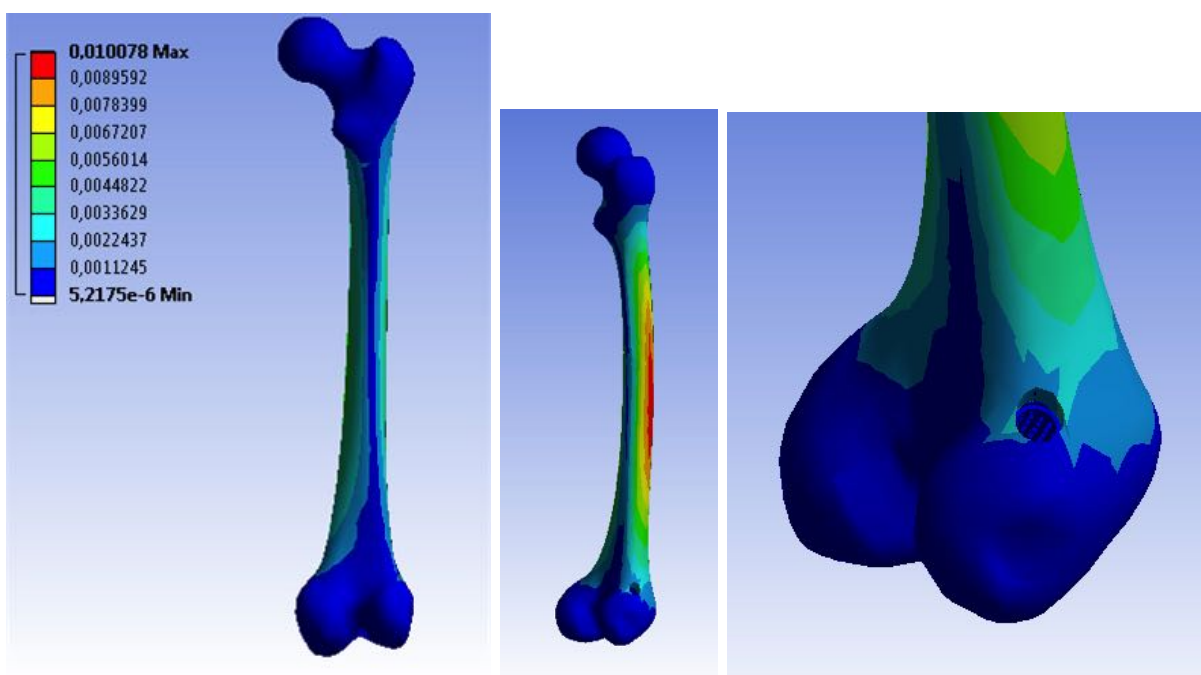
Rys. 6.20: Odkształcenia w tkance kostnej korowej

- rys. 6.22 - naprężenia w tkance kostnej korowej,
- rys. 6.23 - naprężenia w tkance gąbczastej i w implancie,
- rys. 6.24 - deformacja.

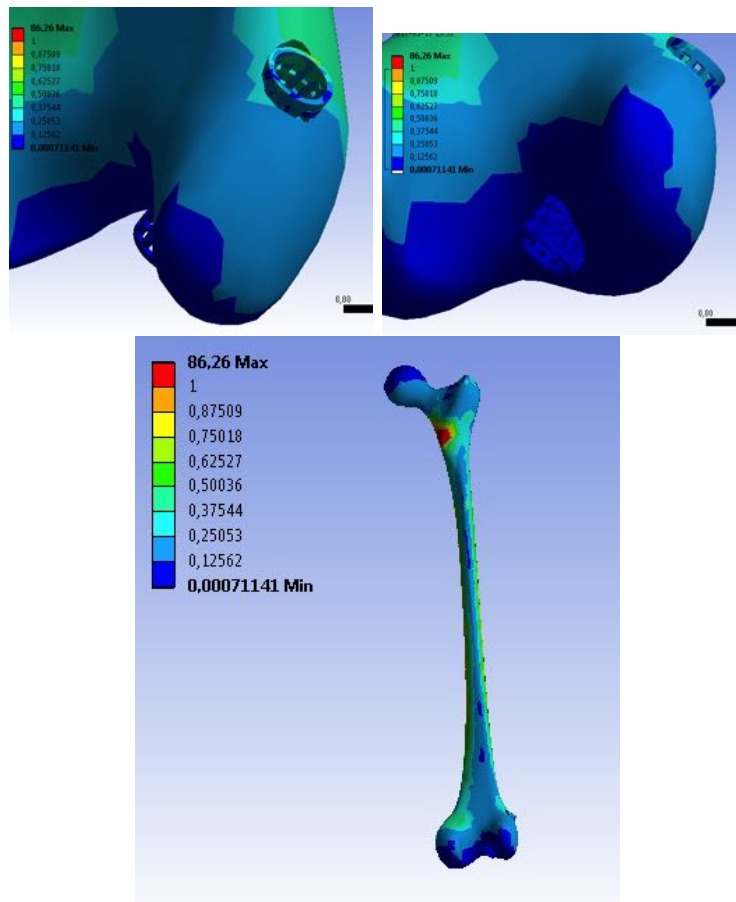
Analizując otrzymane wyniki, stwierdzono, że implant nie ulegnie zniszczeniu w pierwszej fazie rekonwalescencji pacjenta podczas wykonywania przez niego dozwolonych czynności.



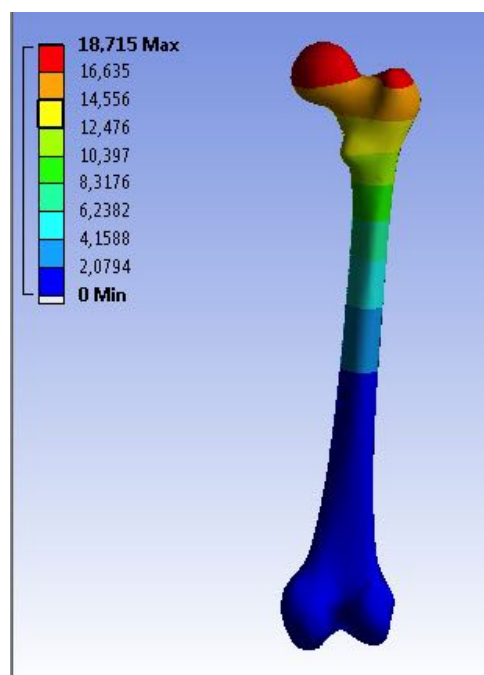
Rys. 6.21: Odkształcenia w tkance kostnej gąbczastej i implancie



Rys. 6.22: Naprężenia w tkance kostnej korowej



Rys. 6.23: Naprężenia w tkance gąbczastej i implancie (zmiana skali)



Rys. 6.24: Deformacja w kości

6.7 Podsumowanie

Rozdział szósty poświęcony został weryfikacji i walidacji zastosowanej metodyki. Jej poprawność sprawdzono poprzez przeprowadzenie eksperymentów numerycznych. Po zdefiniowaniu danych wejściowych, czyli wielkości populacji, prawdopodobieństwa mutacji, warunków zatrzymania algorytmu oraz liczby klonów, rozpoczęto proces optymalizacji. W rozprawie tej opracowano wyniki z dwóch symulacji. Pierwszy eksperyment numeryczny został wykonany z wykorzystaniem ważonej funkcji celu, drugi dotyczył optymalizacji z wykorzystaniem metody *Pareto*.

Następnie porównano wyniki z obydwu eksperymentów. Zebrano cechy geometryczne wyłonionych implantów i stwierdzono, że ich postaci są bardzo zbliżone. Zauważono jednak, że metoda z zastosowaniem ważonej funkcji celu jest dużo szybsza od metody *Pareto*, ale nie bez znaczenia jest, że optymalizacja *Pareto* umożliwia przebadanie znacznie większej liczby osobników.

Kolejnym etapem weryfikacji wyników było przeprowadzenie ankiet wśród dwóch grup ekspertów - technologów i lekarzy.

Bardzo ważną dla wyników pracy była weryfikacja wytrzymałościowa polegająca na sprawdzeniu czy dany implant nie ulegnie zniszczeniu podczas jego implantacji oraz normalnego funkcjonowania pacjenta po zabiegu rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego. Obydwa stadia weryfikacji wytrzymałościowej potwierdziły, że implant nie ulegnie zniszczeniu.

7. Podsumowanie

Przedmiotem badań opisanych w rozprawie było opracowanie metodyki wielokryterialnej optymalizacji cech geometrycznych implantów ortopedycznych. Badania te były odpowiedzią na zapotrzebowanie rozwiązania problemu medycznego, zgłoszonego przez lekarza Prof. K. Ficka, założyciela Ośrodka Galen-Ortopedia Sp. z o.o. w Bieruniu. Głównym przedmiotem badań było opracowanie cech geometrycznych implantu ortopedycznego, przeznaczonego do rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego, z uwzględnieniem dwóch odrębnych kryteriów. Pierwszym kryterium było maksymalne wykorzystanie materiału ze względu na jego własności wytrzymałościowe. Drugim kryterium było odpowiednie nasączenie przeszczepu umiejscowionego w resorbowalnym implancie, tak aby wspomóc jego wgajanie. Optymalizację wielokryterialną opracowano w oprogramowaniu MATLAB[®], w którym zaimplementowano pliki wsadowe dla środowiska ANSYS, gdzie program generował cechy geometryczne implantu, uwzględniając narzucone wymiary i kształt implantu, zmieniając jednak wielkość oraz rozmieszczenie otworów na powierzchni implantu.

W pracy porównano dwie metody optymalizacji wielokryterialnej. Pierwsza metoda wykorzystywała zadaną funkcję celu do wyłonienia optymalnego rozwiązania, druga metoda bazowała na wygenerowaniu *Pareto*-optymalnych rozwiązań tworzących tzw. front *Pareto*, a następnie wyborze optymalnego rozwiązania.

Obydwie metody wyłoniły podobne rozwiązania określone przez bardzo zbliżone wartości cech geometrycznych implantów ortopedycznych. Wynik taki sugeruje, że może istnieć kilka rozwiązań (kilka implantów o podobnych cechach). To pozwala na dobór optymalnego rozwiązania, nie tylko na podstawie rozpatrywanych kryteriów, ale także na podstawie kolejnych zadanych warunków, jak np. cena czy łatwość wytworzenia formy implantu.

Ponadto w pracy zaproponowano metody walidacji wyników. Jedna z metod polega na zamodelowaniu kości człowieka (odwzorowanej na podstawie obrazów DICOM) i weryfikacji, czy dany implant umiejscowiony w kości, podczas normalnego funkcjonowania w pierwszej fazie jego użytkowania spełni wymogi wytrzymałościowe. Następną metodą umożliwi sprawdzenie, czy implant nie ulegnie zniszczeniu podczas przeciągania przez niego przeszczepu. Kolejną metodą walidacji rozwiązań otrzymanych w procesie optyma-

lizacji bazuje na wykorzystaniu opinii specjalistów. W tym celu przeprowadzono ankietyzację wśród technologów oraz lekarzy. Inżynierowie od spraw wytwarzania oceniali postać geometryczną głównie pod względem jego wytworzenia, trudności skonstruowania formy, czasu wytworzenia implantu, a także ceny jego wykonania. Lekarze natomiast oceniali przede wszystkim przydatność implantów do praktycznego zastosowania, ich implementację w ciele człowieka oraz ich funkcjonalność. W ankiecie porównywane były wyniki zarówno uzyskane przez algorytm z wykorzystaniem funkcji celu, jak i frontu *Pareto*.

Głównym osiągnięciem autorki było zaproponowanie metodyki postępowania w wielokryterialnej optymalizacji cech geometrycznych implantów ortopedycznych. Zbudowane środowisko pozwala na dalsze badania przy zmianie niektórych parametrów, między innymi takich jak przepływ zadany, wagi kryteriów czy wielkość implantu (np. do wykonania typoszeregu implantów).

Program działa automatycznie, wszystkie obliczenia wykonywane są z wykorzystaniem wcześniej przygotowanych plików wsadowych, które wywołują działania programów ANSYS APDL oraz modułu CFX, a także automatycznie zwracają wyniki do algorytmu optymalizacji. Tak zbudowane środowisko, po zainicjowaniu obliczeń, zwraca wynik optymalnego rozwiązania bez potrzeby dodatkowych działań ze strony użytkownika.

Podczas pisania rozprawy doktorskiej rozpoczęto współpracę z przemysłem. Jeden z polskich producentów implantów i narzędzi do ortopedii i traumatologii zainteresował się produktem. Została podpisana umowa o zachowanie poufności między firmą, autorką tej pracy, Prof. *K. Fickiem* oraz Prof. *M. Wyleżołem* i aktualnie trwają dalsze rozmowy na temat wdrożenia produktu na rynek medyczny.

7.1 Wnioski

Po przeprowadzeniu badań opisanych w tej rozprawie doktorskiej można sformułować następujące wnioski:

1. Opracowano metodykę optymalizacji wielokryterialnej cech geometrycznych wraz ze zbudowaniem w pełni automatycznego środowiska do jej wykonania.
2. Proces optymalizacji wielokryterialnej powiódł się i zostały wyłonione optymalne (według zadanych kryteriów) cechy geometryczne implantu ortopedycznego do rekonstrukcji więzadła krzyżowo przedniego w stawie kolanowym.
3. Implementacja algorytmu optymalizacji wielokryterialnej w środowisku MATLAB® znacznie ułatwiła przebieg procesu optymalizacji.
4. Zastosowanie plików wsadowych przeznaczonych dla obliczeń wytrzymałościowych

- i perfuzji krwi pozwoliło na zautomatyzowanie procesu optymalizacji.
5. Zastosowanie metody *Pareto* pozwala na większy wybór *Pareto*-optymalnych rozwiązań, które można zastosować, jednak nie daje zdecydowanie lepszego wyniku, pomimo przeszukania znacznie większej liczby rozwiązań.
 6. Optymalizacja z wykorzystaniem funkcji celu pozwala na uzyskanie porównywalnych wyników z optymalizacją z zastosowaniem metody *Pareto*, jednakże czas obliczeń w pierwszym z tych przypadków jest znacznie krótszy.
 7. Bardzo ważnym krokiem w optymalizacji jest odpowiedni dobór kryteriów i nadanie im wag.
 8. Weryfikacja cech geometrycznych implantu po zaimplementowaniu go w modelu kości udowej potwierdziła możliwość zastosowania takiego rozwiązania.
 9. Weryfikacja modelu implantu wykazała, że nie ulegnie on zniszczeniu podczas implantacji przeszczepu.

Podstawowym wnioskiem płynącym z rozprawy doktorskiej jest potwierdzenie założonej tezy mówiącej, że optymalizacja wielokryterialna z wykorzystaniem: algorytmu immunologicznego, funkcji celu i metody *Pareto*, pozwala na wybór cech geometrycznych implantu, która umożliwi optymalną perfuzję krwi przy jednoczesnym zapewnieniu optymalnych własności wytrzymałościowych implantu.

7.2 Kierunki dalszych prac

Po analizie wyników badań, ich weryfikacji oraz walidacji, zaproponowano następujące kierunki badań naukowych, przemysłowych i prac rozwojowych, które można podjąć w przyszłości:

1. Optymalizacja doboru wag oraz potęg we wzorach (4.5), (4.6):

$$f = w_1 \cdot \left(\frac{\text{Napężenia dopuszczalne}}{\text{Napężenia kryterialne}} \right)^{p_1} + w_2 \cdot \left(\frac{\text{Ciśnienie zadane}}{\text{Ciśnienie obliczone}} \right)^{p_2}, \quad (7.1)$$

$$f = w_1 \cdot \left(\frac{\text{Napężenia dopuszczalne}}{\text{Napężenia kryterialne}} \right)^{p_1} + w_2 \cdot \left(\frac{\text{Ciśnienie obliczone}}{\text{Ciśnienie zadane}} \right)^{p_2}. \quad (7.2)$$

2. Zmiana przepływu zadanego, gdy pojawią się techniki umożliwiające dokładne zbadanie wartości ciśnienia przepływu krwi i płynów ustrojowych w kości.
3. Zmiana długości implantu wraz ze średnicą wewnętrzną oraz zewnętrzną implantu, tak aby utworzyć cały typoszereg produktu.

4. Rozbudowanie kryteriów wytrzymałościowych zwiększając liczbę cech w zapisie osobnika, aby móc promować optymalny rozkład naprężeń uzyskany przy właściwej konstrukcji implantu.
5. Porównanie uzyskanych wyników w procesie optymalizacji immunologicznej z innymi metodami heurystycznymi np. zbadanie problemu algorytmem genetycznym.
6. Próba uwzględnienia resorbowalności implantu ortopedycznego w funkcji kryterialnej stosowanej w procesie optymalizacji
7. Zamodelowanie narzędzi do wprowadzania implantu do kanału kostnego.
8. Zamodelowanie implantu o tym samym zastosowaniu do kości piszczelowej (różnice w mocowaniu przeszczepu identyfikują różne cechy geometryczne takich implantów).
9. Przeprowadzenie wiwisekcji - badań na zwierzętach.
10. Wdrożenie produktu na rynek medyczny.

Dalsze kierunki działań związane są również z nowym opisem patentowym implantów ortopedycznych oraz planowanymi badaniami we współpracy z przemysłem.

Bibliografia

- Agur Z., Mazor G. i Meilijson I. (1992): *Theoretical and experimental insights into immunology*. Edited by A. S. Perelson and G. Weisbuch (Springer, Berlin) p. 323–332.
- Al-Anzi F. S. i Allahverdi A. (2013): *An artificial immune system heuristic for two-stage multi-machine assembly scheduling problem to minimize total completion time*. Journal of Manufacturing Systems **32**: pp. 825—830.
- Al -Enez J., Abbod M. i Alsharhan S. (2010): *Artificial immune systems – models, algorithms and applications*. IJRRAS **3**: pp. 118–131.
- Albert A., Freedman M. i Perelson A. S. (1980): *Tumors and the immune system: the effects of a tumor growth modulator*. Mathematical Biosciences **50**: pp. 25–58.
- ANSYS (2013): *ANSYS Mechanical APDL Element Reference*. ANSYS.
- Arkin R. C. (1998): *Behavior-based robotics*. MIT Press. Cambridge, Mass.
- Attux R., Loiola M., Suyama R., de Castro L., Zuben F. V. i Romano J. (2003): *Blind search for optimal Wiener equalizers using an artificial immune network model*. EURASIP Journal on Advances in Signal Processing **8**: pp. 740–747.
- Balch T. i Arkin R. C. (1999): *Behavior-based formation control for multi-robot teams*. IEEE Transactions on Robotics and Automation **14**: pp. 926–939.
- Będziński R. (1997): *Biomechanika inżynierska: zagadnienia wybrane*. Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej.
- Bereta M. i Burczyński T. (2009): *Immune k-means and negative selection algorithms for data analysis*. Information Sciences **179**: pp. 1407–1425.
- Bereta M. i Burczyński T. (2010): *Evolving ensembles of linear classifiers by means of clonal selection algorithm*. Control And Cybernetics **39**: pp. 325–342.
- Bochenek A. i Reicher M. (2010): *Anatomia człowieka tom I*. Wydawnictwo Lekarskie PZWL.
- Burnet F. M. (1959): *The Clonal Selection Theory of Acquired Immunity*. Vanderbilt University, Nashville, TN.
- Chandrashekar N., Slauterbeck J. i Hashemi J. (2005): *Sex-based differences in the anthropometric characteristics of the anterior cruciate ligament and its relation to intercon-*

- dylar notch geometry: a cadaveric study*. American Journal of Sports Medicine: pp. 1492–1498.
- Chmielewski A. i Wierzchoń S. (2009): *An immune approach to recognition of handwritten words*. Proc. of the International Conference on Biometrics and Kansei Engineering: ICBAKE 2009. IEEE CS Press.
- Chmielewski A. i Wierzchoń S. T. (2012): *Hybrid negative selection approach for anomaly detection*. Computer Information Systems and Industrial Management - 11th IFIP TC 8 International Conference, CISIM 2012, Venice, Italy, September 26-28, 2012. Proceedings: pp. 242–253.
- Cholewa W. (2015): *Diagnostyczne systemy doradcze*. Wydawnictwo Instytutu Maszyn Przepływowych PAN.
- Cholewa W. i Pedrycz W. (1987): *Systemy doradcze*. Politechnika Śląska.
- Ciesielski K., Kłopotek M. A. i Wierzchoń S. T. (2009): Applying the immunological network concept to clustering document collections. Handbook of Research on Artificial Immune Systems and Natural Computing: Applying Complex Adaptive Technologies. IGI Global. Rozdz. VIII.
- Ciupke K. (2016): *Laboratorium metod sztucznej inteligencji z zastosowaniem języka R*. Politechnika Śląska.
- Cooper D., Deng X., Burstein A. i Warren R. (1993): *The strength of the central third patellar tendon graft. A biomechanical study*. Am. J. Sports Med. **21**: pp. 818–823.
- de Castro L. N. (2002): *Immunitytollbox*. Updated for ICARIS.
- de Castro L. i Timmis J. (2002): *Artificial immune systems: a novel paradigm to pattern recognition*. Artificial Neural Networks in Pattern Recognition. University of Paisley **SOCO-2002**: pp. 67–84.
- de Castro L. i Zuben F. V. (2001): *Immune and neural network models: Theoretical and empirical comparisons*. International Journal on Computational Intelligence and Applications **1**(3): pp. 239–257.
- de Castro L. i Zuben F. V. (2002): *Learning and optimization using the clonal selection principle*. IEEE Transactions on Evolutionary Computation, Special Issue on Artificial Immune Systems **6**: pp. 239–251.
- de Castro N., Zuben L. V. i Fernando J. (2000): *An evolutionary immune network for data clustering*. Neural Networks, 2000. Proceedings. Sixth Brazilian Symposium on. IEEE: pp. 84–89.

- de Castro P. i Zuben F. J. V. (2010): *Multi-objective feature selection using a bayesian artificial immune system*. International Journal of Intelligent Computing and Cybernetics **3**: pp. 235–256.
- de Sousa J. S., de C. T. Gomes L., Bezerra G. B., de Castro L. N. i Zuben F. J. V. (2004): *An immune-evolutionary algorithm for multiple rearrangements of gene expression data*. Genetic Programming and Evolvable Machines **5**: pp. 157–179.
- Domnick C., Raschke M. J. i Herbort M. (2016): *Biomechanics of the anterior cruciate ligament: Physiology, rupture and reconstruction techniques*. World Journal Orthopedics **7**: pp. 82–93.
- Długosz A. (2013): *Optymalizacja wielokryterialna w problemach pól sprzężonych*. Wydawnictwo Politechniki Śląskiej.
- Edelkamp S. i Schroedl S. (2011): *Heuristic Search. Theory and Applications*. Elsevier.
- ESSKA (1982): <http://www.esska.org/>. European Society for Sports Traumatology, Knee Surgery and Arthroscopy.
- Ficek K. (2014): Patent nr PL217967 B1: Implant medyczny do wzmacniania wgajania przeszczepów w rekonstrukcji więzadeł w tunelach kostnych.
- Ficek K., Cholewiński J., Błażewicz S., Stodolak-Zych E., Wiatr A. i Stolarz M. (2013): *Bioresorbable polylactide (pla) sponges - platelet rich plasma (prp) composite implants as a means to enhance ossification in the bone tunnel in ligament reconstruction surgery*. Orthopedic Research Society.
- Gołąb J., Jakóbsiak M. i Lasek W. (2004): *Immunologia*. Wydawnictwo naukowe PWN.
- Gong M., Liu C., Jiao L. i Cheng G. (2010): *Hybrid immune algorithm with lamarckian local search for multi-objective optimization*. Memetic Computing **2**: pp. 47–67.
- Goodman D., Boggess L. i Watkins A. (2002): *Artificial immune system classification of multiple-class problems*. Proceedings of the Artificial Neural Networks in Engineering ANNIE **2**: pp. 179–183.
- Górecki A. (2013): *Rozwój chirurgii kolana w Polsce*. Ortopedia Traumatologia Rehabilitacja © MEDSPORTPRESS, PTOiTR .
- Gwiazda T. D. (2007): *Algorytmy genetyczne. Kompendium. Tom II. Operatory mutacji dla problemów numerycznych*. Wydawnictwo Naukowe PWN SA.
- Hamner D., Brown C., Steiner M., Hecker A. i Hayes W. (1999): *Hamstring tendon grafts for reconstruction of the anterior cruciate ligament: biomechanical evaluation of the use of multiple strands and tensioning techniques*. J Bone Joint Surg Am. **81**: pp. 549–557.

- Hao X. i Cai-Xin S. (2007): *Artificial immune network classification algorithm for fault diagnosis of power transformers*. IEEE Transactions on Power Delivery **22**: pp. 930–935.
- Höher J., Scheffler S. i Weiler A. (2003): *Graft choice and graft fixation in pcl reconstruction*. Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc. **11**: pp. 297–306.
- Hunt J. E. i Cooke D. E. (1995): *An adaptive, distributed learning system based on the immune system*. Systems, Man and Cybernetics, 1995. Intelligent Systems for the 21st Century., IEEE International Conference on **3**: pp. 2494–2499.
- Hunt J., Timmis J., Cooke D., Neal M. i King C. (1998): *Jisys: Development of an artificial immune system for real world applications*. Springer: pp. 157–186.
- IB (2010): <https://www.polsl.pl/wydzialy/rib/strony/witamy.aspx>. Wydział Inżynierii Biomedycznej, Politechnika Śląska.
- John A. (2013): *Modelowanie zmian osteoporotycznych i ocena ich skutków w kości miedniczej człowieka*. Wyd. Politechniki Śląskiej.
- Knight T. i Timmis J. (n.d.): *Assessing the performance of the resource limited artificial immune system AINE*. Great Britain: University of Kent: pp. 1–45.
- Kousa P., Järvinen T., Kannus P. i Järvinen M. (2001): *Initial fixation strength of bioabsorbable and titanium interference screws in anterior cruciate ligament reconstruction. Biomechanical evaluation by single cycle and cyclic loading*. Am. J. Sports Med. **29**: pp. 420–425.
- Kousa P., Järvinen T., Vihavainen M., Kannus P. i Järvinen M. (2003): *The fixation strength of six hamstring tendon graft fixation devices in anterior cruciate ligament reconstruction. Part I: femoral site*. Am. J. Sports Med. **31**: pp. 174–181.
- Książek-Czekaj A. i Wiecheć M. (2012): *Leczenie zachowawcze po zerwaniu więzadła krzyżowego przedniego*. Praktyczna Fizjoterapia i Rehabilitacja.
- Kuś W. M. (1984): *Urazowe uszkodzenia kolana*. Państwowy Zakład Wydawnictw Lekarskich.
- Kuchta M. i Sokołowski A. (2013): *Sztuczne systemy immunologiczne: Wybrane zastosowania w zagadnieniach diagnostycznych*. Monografia. Wydawnictwo Politechniki Śląskiej.
- Lu (2014): *Immune algorithm*. MathWorks.
- Lucińska M. i Wierzchoń S. (2009): *An Immune Inspired Algorithm for Learning Strategies in a Pursuit-Evasion Game*. Handbook of Research on Artificial Immune Sys-

- tems and Natural Computing: Applying Complex Adaptive Technologies. IGI Global. Rozdz. IV.
- Luo W., Wang X. i Wang X. (2007): *A novel fast negative selection algorithm enhanced by state graphs*. Artificial Immune Systems. 6th International Conference, ICARIS 2007, Santos, Brazil. Series Lecture Notes in Computer Science **4628**: pp. 168–181.
- Majchrzak E., Paruch M., Dziewoński M., Freus S. i Freus K. (2016): *Sensitivity analysis of temperature field and parameter identification in burned and healthy skin tissue*. Computational Modeling, Optimization and Manufacturing Simulation of Advanced Engineering Materials **49**: pp. 89–112.
- Martelot E. L. i Bentley P. J. (2009): *Metabolic systemic computing: Exploiting innate immunity within an artificial organism for on-line self-organisation and anomaly detection*. Journal of Mathematical Modelling and Algorithms **8**: pp. 203–225.
- MatWeb (2016): Matweb material property data. <http://matweb.com/search/DataSheet.aspx?MatGUID=4a4781f0791445a5aff417ed6f778737&ckck=1>.
- Meleiro L., Zuben F. V. i Filho R. M. (2009): *Constructive learning neural network applied to identification and control of a fuel-ethanol fermentation process*. Engineering Applications of Artificial Intelligence **22**: pp. 201–215.
- Miyata K., Yasuda K., Kondo E., Nakano H., Kimura S. i Hara N. (2000): *Biomechanical comparisons of anterior cruciate ligament: reconstruction procedures with flexor tendon graft*. Journal of Orthopaedic Science **5**: pp. 585–592.
- Mochnacki B. i Piasecka -Belkhat A. (2013): *Numerical modeling of skin tissue heating using the interval finite difference method*. Mol. Cell. Biomech. **10**: pp. 233–244.
- Moczulski W. A. (2002): *Diagnostyka techniczna: metody pozyskiwania wiedzy*. Wydaw. Politechniki Śląskiej.
- Mrówczyńska B. (2011): *A clonal selection algorithm for pallet loading problem*. Evolutionary and deterministic methods for design, optimization and control with applications to industrial and societal problems. A Series of Handbooks on Theory and Engineering Applications of Computational Methods : pp. 129–134.
- Mrówczyńska B. (2015): *Multicriteria vehicle routing problem solved by artificial immune system*. Transport Problems **10**: pp. 141–152.
- Muzalewska M. i Moczulski W. (2015): *Methodology of optimization of the design of an orthopedic implant*. Mach. Dyn. Res. **39**: pp. 131–144.
- Muzalewska M. i Moczulski W. (2016): *Metodyka wykorzystania optymalizacji wielokryterialnej do określenia postaci geometrycznej implantu ortopedycznego*. Mechanik **89/2**: pp. 122–124.

- Muzalewska M. i Wyleźoł M. (2015): *Metodyka modelowania w inżynierii biomedycznej z użyciem inżynierii rekonstrukcyjnej*. *Mechanik* **88/2**: pp. 1–12.
- Muzalewska M., Wyleźoł M. i Ficek K. (2016a): *Bioresorbowalne implanty ortopedyczne*. *Modelowanie Inżynierskie* **59**: pp. 47–53.
- Muzalewska M., Wyleźoł M. i Ficek K. (2016b): *Projekt wstępny bioresorbowalnych implantów ortopedycznych do wspomaganie rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego*. *Modelowanie Inżynierskie* **59**: pp. 47–53.
- Netter F. H. (2010): *Atlas of Human Anatomy*. Saunders.
- Neumann D. A. (2015): *Kinesiology of the musculoskeletal system*. <https://clinicalgate.com/knee-5/>.
- Niedźwiedzka-Rystwej P., Tokarz-Deptuła B. i Deptuła W. (2013): *Charakterystyka subpopulacji limfocytów t*. *Postępy Higieny i Medycyny Doświadczalnej (online)* **67**: pp. 371–379.
- Oh Y., Namkoong S., Strauss E., Ishak C., Hecker A., Jazrawi L. i Rosen J. (2006): *Hybrid femoral fixation of soft-tissue grafts in anterior cruciate ligament reconstruction using the endobutton CL and bioabsorbable interference screws: a biomechanical study*. *Arthroscopy* **22**: pp. 1218–1224.
- Papakonstantinou O., Chung C. B., Chanchairujira K. i Resnick D. L. (2003): *Complications of anterior cruciate ligament reconstruction: Mr imaging*. *Eur Radio* **13**: pp. 1106–1117.
- Pasierbiński A. i Jarząbek A. (2001): *Biomechanika więzadeł krzyżowych*. *Acta Clinica* **1/4**: pp. 284–293.
- Pasti R., Castro L., Coelho G. i Zuben F. V. (2010): *Neural network ensembles: immune-inspired approaches to the diversity of components*. *Natural Computing* **9**: pp. 625–653.
- Perelson A. S. (1978): *Applications of optimal control theory to immunology*. *Recent Developments in Variable Structure Systems, Economics and Biology*. The series Lecture Notes in Economics and Mathematical Systems **162**: pp. 272–287.
- Perelson A. S. i Weisbuch G. (1997): *Immunology for physicists*. *Reviews of Modern Physics* **69**: pp. 1219–1267.
- Piętka E. (1999): *Standard DICOM w archiwizacji i transmisji obrazów medycznych*. VI Konferencja “Sieci komputerowe”. *Zeszyty Naukowe. Informatyka / Politechnika Śląska* : pp. 651–660.

- Poteralski A. (2015): *Optymalizacja immunologiczna układów mechanicznych*. Wydawnictwo Politechniki Śląskiej.
- Przystałka P. i Moczulski W. (2015): *Methodology of neural modelling in fault detection with the use of chaos engineering*. Eng. Appl. Artif. Intell. **41**: pp. 25–40.
- PTA (2015): <http://ptartro.pl/>. Polskie Towarzystwo Artroskopowe.
- Roberts D., Friden T., Zatterstrom R., Lindstrand A. i Moritz U. (1999): *Proprioception in people with anterior cruciate ligament-deficient knees: comparison of symptomatic and asymptomatic patients*. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy **29**.
- Robertson W. J., Hatch J. D. i Rodeo S. A. (2007): *Evaluation of tendon graft fixation using alpha-bism calcium phosphate cement*. Arthroscopy **23**.
- Rutkowski L. (2009): *Metody i techniki sztucznej inteligencji*. Wydawnictwo Naukowe PWN.
- Saladin K. S. (2010): *Anatomy and Physiology*. Anatomy and Physiology.
- Somayaji A., Hofmeyr S. i Forrest S. (1998): *Principles of a computer immune system*. New Security Paradigms Workshop: pp. 75–82.
- Stäubli H., Schatzmann L., Brunner P., Rincón L. i Nolte L. (1996): *Quadriceps tendon and patellar ligament: cryosectional anatomy and structural properties in young adults*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc **4**: pp. 100–110.
- Suchanowski J. (2013): *Budowa i biomechanika więzadła krzyżowego przedniego (ACL)*: <http://rehabilitacjasportowa.com/budowa-i-biomechanika-wiezadla-krzyzowego-przedniego-acl-2/>. Sport Injury Specialist.
- Tarnowski W. (2011): *Optymalizacja i polioptymalizacja w technice*. Wydawnictwo Uczelniane Politechniki Koszalińskiej.
- Tejszerska D., Światoński E.; i Gzik M. (2011): *Biomechanika narządu ruchu człowieka*. Instytut Technologii Eksploatacji - PIB, Radom.
- Tiffert M. i Barszcz J. (2011): *Rehabilitacja stawu kolanowego po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego w okresie powrotu funkcji - doświadczenia własne*. Centrum-Synergia.
- Tkacz E. i Borys P. (2008): *Bionika*. Wydawnictwo Naukowo-Techniczne.
- Trojanowski K. i Wierzchoń S. T. (2009): *Immune-based algorithms for dynamic optimization*. Inf. Sci. **179**(10): pp. 1495–1515.
- Tsankova D., Georgieva V., Zezulka F. i Bradac Z. (2007): *Immune network control for stigmergy-based foraging behaviour of autonomous mobile robots..* International Journal of Adaptive Control and Signal Processing **21**: pp. 265–286.

- van der Bie G. (2006): *Immunology*. Louis Bolk Instituut.
- Weiler A., Peine R., Pashmineh-Azar A., Abel C., Südkamp N. P. i Hoffmann R. F. (2002): *Tendon healing in a bone tunnel. Part I: Biomechanical results after biodegradable interference fit fixation in a model of anterior cruciate ligament reconstruction in sheep*. *Arthroscopy* **18(2)**: pp. 113–123.
- Wierzchoń S. T. (2001): *Sztuczne systemy immunologiczne. Teoria i zastosowania*. EXIT.
- Wing-Yuik I. i Gogolewski S. (2007): *Clinical application of resorbable polymers in guided bone regeneration*. *Macromolecular Symposia* **253**: pp. 139–146.
- Świtalska A. (2006): *Sztuczne systemy immunologiczne - zastosowanie w optymalizacji kombinatorycznej*. Instytut Podstaw Informatyki Polskiej Akademii Nauk.
- Woo S., Hollis J., Adams D., Lyon R. i S. T. (1991): *Tensile properties of the human femur-anterior cruciate ligament-tibia complex. The effects of specimen age and orientation*. *Am. J. Sports Med.* **19**: pp. 217—225.
- Wosik I. (2008): *Szeregowanie zleceń produkcyjnych z zastosowaniem algorytmów immunologicznych. Rozprawa doktorska..* Politechnika Śląska. Wydział Mechaniczny Technologiczny. Promotor: Prof. dr hab. inż. Bożena Skołod.
- Wyleżoł M., Ostrowska B., Muzalewska M., Grabowski M., Wyszynski D., Zubrzycki J., Piech P. i Klepka T. (2016): *Inżynieria biomedyczna: metody przyrostowe w technice medycznej*. Politechnika Lubelska.
- Wyleżoł M., Otrębska M. i Ficek K. (2015a): Opis ochronny wzoru przemysłowego nr RP.21140: Stent.
- Wyleżoł M., Otrębska M. i Ficek K. (2015b): Opis ochronny wzoru przemysłowego nr RP.21141: Stent.
- Xing F., Koceja N., Zhan J., Dozier G. i Dipankar D. (2012): *An artificial immune system for phishing detection*. *Evolutionary Computation (CEC), Congress on IEEE*: pp. 1–7.
- Zabriskie J. B. (2009): *Essential Clinical Immunology*. Cambridge.

Metodyka wielokryterialnej optymalizacji cech geometrycznych implantu ortopedycznego do rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego

Praca doktorska - Streszczenie

Doktorant: mgr inż. Małgorzata Muzalewska

Promotor: prof. dr hab. Wojciech A. Moczulski

Politechnika Śląska w Gliwicach, Wydział Mechaniczny Technologiczny

Celem niniejszej pracy było opracowanie metodyki wielokryterialnej optymalizacji cech geometrycznych (tj. postaci geometrycznej i układu wymiarów) implantu ortopedycznego do rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego znajdującego się w stawie kolanowym.

Dokonano szczegółowego rozpoznania problemu pod kątem budowy stawu kolanowego, roli i urazów więzadeł krzyżowych przednich oraz przeglądu możliwych technik operacyjnych. Ponadto, z uwagi na zamiar zastosowania metody heurystycznej, dokonano przeglądu wybranych metod optymalizacji wielokryterialnej, wykorzystujących algorytmy immunologiczne oraz optymalizację Pareto.

Podstawowa część rozprawy obejmuje opis rozwiązania w zakresie metodyki optymalizacji cech geometrycznych implantu ortopedycznego, pod kątem dwóch kryteriów: z jednej strony jak najlepsze wykorzystanie własności wytrzymałościowych implantu (przy spełnieniu ograniczenia na naprężenia dopuszczalne), a z drugiej – optymalne nasączenie przeszczepu krwią. W celu selekcji wykorzystano dwa niezależne podejścia, pierwsze opierało się na obliczeniu ważonej funkcji celu, drugie na wyznaczeniu frontu Pareto.

Ponadto opisano metodę modelowania kości stawu kolanowego z rozróżnieniem tkanki korowej i gąbczastej, na podstawie obrazów DICOM. Opracowano także własną metodę oceny rozwiązań uzyskanych w wyniku optymalizacji, bazującą na odpowiednio opracowanych formularzach: jednego dla technologów w celu oceny możliwości wytworzenia implantów, a drugiego dla lekarzy – w celu oceny ich funkcjonalności.

W celu umożliwienia weryfikacji metodyki opracowano środowisko programowe przeznaczone do weryfikacji metody optymalizacji algorytmem immunologicznym w oprogramowaniu MATLAB[®], odwołujące się za pomocą plików wsadowych dla programów ANSYS APDL (obliczenia wytrzymałościowe) oraz ANSYS CFX (obliczenia perfuzji krwi). Opracowanie odpowiednich skryptów, umożliwiło automatyzację obliczeń. Obliczenia przeprowadzono na wielu wariantów parametrów, sterujących przebiegiem eksperymentu numerycznego. Porównano także wyniki obliczeń uzyskane dla dwóch wersji algorytmu: z selekcją bazującą na stopniu dopasowania oraz z selekcją Pareto. Dodatkowo ocenę wyników przeprowadzono za pomocą weryfikacji wytrzymałościowej, obejmującej wstawienie modelu implantu do kości udowej oraz zasymulowanie przeciągnięcia przeszczepu przez implant.

Analiza zebranych wyników potwierdziła słuszność postawionej tezy: *optymalizacja wielokryterialna z wykorzystaniem: algorytmu immunologicznego, funkcji celu i metody Pareto, pozwala na wybór cech geometrycznych implantu, która umożliwi optymalną perfuzję krwi przy jednoczesnym zapewnieniu optymalnych własności wytrzymałościowych implantu.*

Słowa kluczowe: rekonstrukcja więzadła krzyżowego przedniego, implant ortopedyczny, optymalizacja wielokryterialna, algorytm immunologiczny, optymalizacja Pareto, optymalizacja cech geometrycznych implantu.

Methodology of multicriterial optimization of geometric features of an orthopedic implant for supporting the reconstruction of the anterior cruciate ligament

Dissertation - Summary

PhD student: Małgorzata Muzalewska

Supervisor: Prof. Wojciech A. Moczulski

Silesian University of Technology, Faculty of Mechanical Engineering

The scientific goal of the dissertation is the development of a methodology of multicriterial optimization of the geometric features (the geometric form and dimension system) of an orthopedic implant responsible for supporting the reconstruction of the anterior cruciate ligament in the knee joint.

The research begins with an anatomical description of the knee joint, the role and trauma of the anterior cruciate ligament and reviews possible operating techniques. In addition, there is a description of heuristic methods, research of a multi-criteria optimization method, using artificial immune system and Pareto optimizations.

The main part of the dissertation is the description concerning the methodology of optimization of the geometric features of an orthopedic implant, and selection of the optimal solution with respect to the following two criteria: the form geometry should be strong enough and enable the best blood perfusion. Two independent approaches were used for the selection, the first being based on the calculation of the weighted sum method, the second based on the Pareto front.

In addition, a description of the method of modeling bones of the knee joint was presented. In this bone, basing on DICOM images, the cortical and soft bone were separated. Validations were made basing on questionnaires. The first questionnaire was dedicated to engineers – to evaluate the possibility of producing implants while the second one was addressed to doctors – to evaluate functionality of the implants.

In order to verify the methodology a software environment was built to verify the optimization method of the artificial immune system in a MATLAB[®] software. MATLAB[®] software works on batch files – dedicated to ANSYS APDL (strength calculations) and ANSYS CFX (blood perfusion calculation). Such a system works automatically. In this dissertation two independent solutions were compared. The first solution was made on the basis of an algorithm with the weighted sum method while the second solution was based on the Pareto optimization. Additionally, evaluation of the results was made using strength verification. In the first step, the implant model was put in to the bone model. In the second step of the simulation it was pulled off the graft by the implant.

The analysis of the results confirmed the thesis: multicriterial optimization supported by: the artificial immune system, the weighted sum method and Pareto optimization, make it possible to choose the geometric features which allow optimal blood perfusion while providing the optimum strength of the implant.

Key words: reconstruction of the anterior cruciate ligament, orthopedic implant, Artificial Immune System, *Pareto* optimization, optimization of the geometric features.


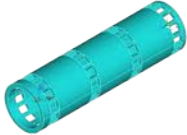

ANKIETA DLA SPECJALISTÓW DO SPRAW WYTWARZANIA

W ramach pracy doktorskiej pt. „Metodyka wielokryterialnej optymalizacji cech geometrycznych implantu ortopedycznego do rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego” wytypowałam kilka modeli implantów, które przeznaczone są do usytuowania w organizmie ludzkim.

Implanty te spełniają kryteria wytrzymałościowe oraz przepływowość. Bardzo proszę o wypełnienie ankiety, która pozwoli na wytypowanie najlepszego implantu ze względu na jego wytworzenie za pomocą technologii wtrysku.

Proszę przy każdym punkcie o sklasyfikowanie od 1 do 3 - od najlepszego do najgorszego rozwiązania (gdzie 1 oznacza najlepszy, a 3 najgorszy z pokazanych rozwiązań) lub odpowiedzenie na pytanie tak bądź nie.

Pod tabelą znajduje się dokładniejszy opis poszczególnych implantów oraz dokładne dane materiałowe.

	Implant 1	Implant 2	Implant 3	UWAGI
Postać implantu (poniżej rysunki w powiększeniu wraz z opisem)				
Ocena poziomu trudności skonstruowania formy:				
- forma dzielona (odp. tak lub nie)				
- występowanie rdzenia formy (odp. tak lub nie)				
- skomplikowanie formy				
- łatwość demontażu formy				
Postać systemu kanałów doprowadzania tworzywa				
Liczba miejsc wtrysku				
Rozmieszczenie kanałów chłodzących				
Czas wykonania				
Koszt wytworzenia				
Ocena subiektywna				

CHARAKTERYSTYKA IMPLANTÓW:

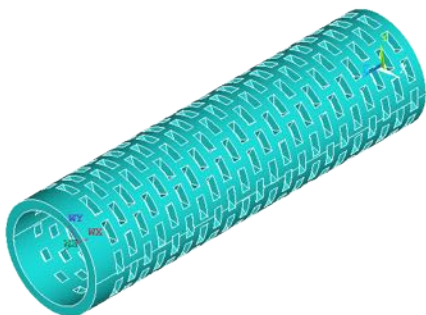
Cechy wspólne:

Długość = 40 mm

Średnica zewnętrzna = 11 mm

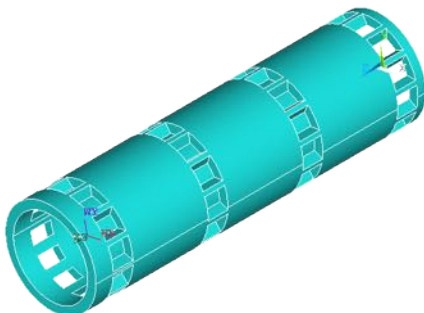
Średnica wewnętrzna = 9 mm

- Postać geometryczna Implantu 1



Liczba otworów: 12 (na obwodzie) x 22 (rzędy) = 264

- Postać geometryczna Implantu 2



Liczba otworów: 12 (na obwodzie) x 4 (rzędy) = 48

- Postać geometryczna Implantu 3



Liczba otworów: 12 (na obwodzie) x 19 (rzędy) = 228

Dane materialowe:

LATI Latigea B01 F1 Bio-Polymer

Physical Properties	Metric	English
Density	1.26 g/cc	0.0455 lb/in ³
Linear Mold Shrinkage, Flow	0.0020 - 0.0060 cm/cm	0.0020 - 0.0060 in/in
Linear Mold Shrinkage, Transverse	0.0020 - 0.0060 cm/cm	0.0020 - 0.0060 in/in
Mechanical Properties	Metric	English
Tensile Strength at Break	55.0 MPa	7980 psi
Elongation at Break	4.5 %	4.5 %
Elongation at Yield	2.8 %	2.8 %
Tensile Modulus	3.00 GPa	435 ksi
Charpy Impact Unnotched	2.00 J/cm ²	9.52 ft-lb/in ²
Charpy Impact, Notched	0.140 J/cm ²	0.666 ft-lb/in ²
Thermal Properties	Metric	English
Deflection Temperature at 0.46 MPa (66 psi)	55.0 °C	131 °F
Deflection Temperature at 1.8 MPa (264 psi)	50.0 °C	122 °F
Vicat Softening Point	60.0 °C @Load 5.00 kg	140 °F @Load 11.0 lb
Processing Properties	Metric	English
Melt Temperature	170 - 190 °C	338 - 374 °F
Mold Temperature	15.0 - 30.0 °C	59.0 - 86.0 °F
Drying Temperature	40.0 - 50.0 °C @Time 21600 sec	104 - 122 °F @Time 6.00 hour
ISO Shrinkage - Pressure		60 MPa

Źródło:

<http://www.matweb.com/search/DataSheet.aspx?MatGUID=4a4781f0791445a5aff417ed6f778737&ck=1>

ANKIETA SKIEROWANA DO LEKARZY

W ramach pracy doktorskiej pt. „Metodyka wielokryterialnej optymalizacji cech geometrycznych implantu ortopedycznego do rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego” wytypowano kilka modeli implantów, które przeznaczone są do rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego znajdującego się w stawie kolanowym. Implant taki powinien dokładnie zakotwiczać przeszczep w tunelu kostnym oraz przyspieszyć wrastanie tkanki kostnej w przeszczep tak, aby mógł on przejąć rolę zerwanego więzadła. Pomysłodawcą takiego rozwiązania jest Prof. Krzysztof Ficek (patent nr PL 217967), natomiast widoczne w dalszej części ankiety postaci implantów zostały wygenerowane w wyniku symulacji komputerowych przez automatyczny system komputerowy.


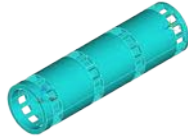



Celem badań było określenie optymalnej postaci geometrycznej implantów pod względem dwóch kryteriów, którymi są: wykorzystanie maksymalnych własności wytrzymałościowych nieprzekraczających wartości dopuszczalnych oraz optymalne nasączenie implantu krwią.

Bardzo proszę o wypełnienia ankiety, która pozwoli na wytypowanie najlepszego implantu w kontekście cech ujętych w pytaniach.

Proszę przy każdym punkcie o sklasyfikowanie od 1 do 3 - od najlepszego do najgorszego rozwiązania (gdzie 1 oznacza najlepszy, a 3 najgorszy z pokazanych rozwiązań).

Pod tabelą znajduje się dokładniejszy opis poszczególnych implantów oraz dokładne dane materiałowe.

	Implant 1	Implant 2	Implant 3	Uwagi
Postać implantu				
Możliwość implementacji do kanału kostnego w kości udowej				
Możliwość przeciągnięcia przeszczepu (np. ścięgna) przez implant				
Ocena implantu pod względem jego możliwości resorpcji				
Ocena implantu pod względem jego przerastania tkanką kostną				
Ocena implantu pod względem zakotwiczenia się w kanale kostnym				
Ocena implantu pod względem przesączania się płynów ustrojowych przez otwory na powierzchni implantu				
Czy będzie stosowna równowaga pomiędzy narastaniem nowej tkanki kostnej a resorpcją implantu				
Ocena subiektywna				

CHARAKTERYSTYKA IMPLANTÓW:

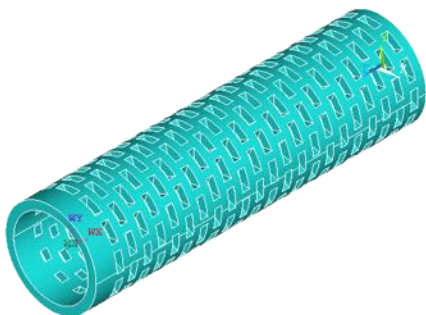
Cechy wspólne:

Długość = 40 mm

Średnica zewnętrzna = 11 mm

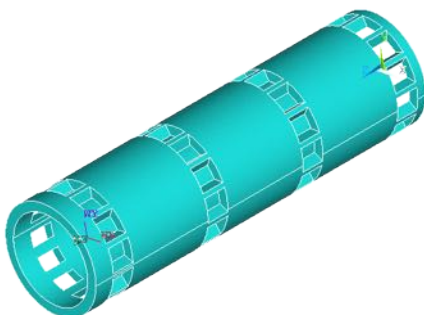
Średnica wewnętrzna = 9 mm

- Postać geometryczna Implantu 1



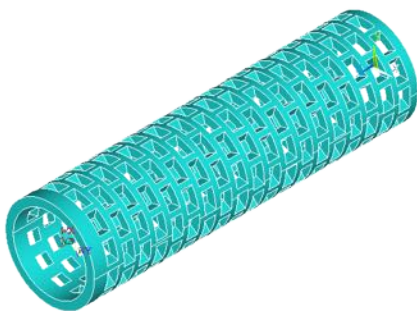
Liczba otworów: 12 (na obwodzie) x 22 (rzędy) = 264

- Postać geometryczna Implantu 2



Liczba otworów: 12 (na obwodzie) x 4 (rzędy) = 48

- Postać geometryczna Implantu 3



Liczba otworów: 12 (na obwodzie) x 19 (rzędy) = 228

Dane materiałowe:

LATI Latigea B01 F1 Bio-Polymer

Cechy polilaktydu to m.in:

- . Gęstość = 1,26 g/cm³
- . Wytrzymałość na rozciąganie = 55 MPa
- . Moduł sprężystości = 3 GPa

Pozostałe:

Physical Properties	Metric
Density	1.26 g/cc
Linear Mold Shrinkage, Flow	0.0020 - 0.0060 cm/cm
Linear Mold Shrinkage, Transverse	0.0020 - 0.0060 cm/cm
Mechanical Properties	Metric
Tensile Strength at Break	55.0 MPa
Elongation at Break	4.5 %
Elongation at Yield	2.8 %
Tensile Modulus	3.00 GPa
Charpy Impact Unnotched	2.00 J/cm ²
Charpy Impact, Notched	0.140 J/cm ²
Thermal Properties	Metric
Deflection Temperature at 0.46 MPa (66 psi)	55.0 °C
Deflection Temperature at 1.8 MPa (264 psi)	50.0 °C
Vicat Softening Point	60.0 °C <small>@Load 5.00 kg</small>
Processing Properties	Metric
Melt Temperature	170 - 190 °C
Mold Temperature	15.0 - 30.0 °C
Drying Temperature	40.0 - 50.0 °C <small>@Time 21600 sec</small>
ISO Shrinkage – Pressure	60 MPa

Źródło:

<http://www.matweb.com/search/DataSheet.aspx?MatGUID=4a4781f0791445a5aff417ed6f778737&ck=1>