



Politechnika Poznańska

Wydział Budowy Maszyn i Zarządzania

Zakład Mechaniki Technicznej

Instytut Mechaniki Stosowanej

Praca dyplomowa magisterska



**MODELOWANIE I ANALIZA ZAGADNIENIA FSI WYSTĘPUJĄCEGO
PODCZAS PRZEPLYWU KRWI W ORGANIZMIE**

Promotor:

dr hab. inż. Tomasz Stręk

Wydział Budowy Maszyn i Zarządzania

Politechnika Poznańska

Poznań 2017

[REDACTED]

Spis treści

Wprowadzenie	5
1. Metoda elementów skończonych	6
1.1. Siatki.....	6
1.2. Obliczeniowa mechanika płynów	9
1.3. Zagadnienie kontaktowe.....	10
1.4. Oddziaływanie ciecż – ciało stałe	11
2. Zaburzenia pracy zastawki aortalnej i metody ich leczenia	14
2.1. Schorzenia	14
2.2. Metody diagnostyczne.....	16
2.2.1. Osłuchiwanie.....	17
2.2.2. Rezonans magnetyczny serca	18
2.2.3. Obrazowanie z wykorzystaniem promieniowania rentgenowskiego.....	21
2.3. Implanty zastawek	24
2.4. Leczenie operacyjne	29
3. Model.....	31
3.1. Rzeczywisty model przestrzenny zastawki	31
3.2. Uproszczony model trójwymiarowy zastawki	35
3.3. Proces dyskretyzacji modelu – generowanie siatki	37
4. Symulacja	42
4.1. Opis oprogramowania	42
4.2. Warunki brzegowe i materiałowe.....	42
4.2.1. Warunek prędkości na wlocie.....	42
4.2.2. Warunek ciśnienia na ujściu	43
4.2.3. Parametry płynu	43
4.2.4. Właściwości mechaniczne tkanki	43
4.2.5. Utwierdzenie elementów płatków zastawek	44
4.2.6. Pozostałe warunki i ustawienia.....	44
5. Wyniki i ich analiza.....	46
5.1. Symulacja przepływu	46
5.2. Symulacja oddziaływania ciecż-ciało stałe	49
6. Podsumowanie i wnioski.....	54
7. Bibliografia.....	58

Streszczenie

Celem niniejszej pracy było zbadanie i przeanalizowanie zjawiska oddziaływania płyn-ciało stałe, które powszechnie występuje w krążeniu krwi w organizmie człowieka. Wybrany został szczególny przypadek – zastawka aortalna.

W pracy można wyróżnić pięć zasadniczych części. W pierwszej części została po krótko omówiona metoda elementów skończonych, algorytmy analizy kontaktu dwóch powierzchni przy obliczeniach numerycznych oraz algorytmy oddziaływania ciec-ciało stałe.

Drugą stanowi omówienie schorzeń zastawek aortalnych, metod obrazowania układu krwionośnego, metod leczenia schorzeń oraz rozwiązań technicznych stosowanych w implantach zastawek.

W części trzeciej przedstawiono sposób utrwalenia próbek zastawek biologicznych za pomocą żywicy poliestrowej oraz ich badanie za pomocą tomografii komputerowej.

Część czwartą stanowi opis generowania siatki elementów skończonych, właściwości materiałowych oraz warunków brzegowych. W tej części znajdują się także wyniki symulacji z krótkim omówieniem.

Ostatnią, piątą część stanowi podsumowanie, w którym autor przedstawia swoją koncepcję konstrukcji sztucznych zastawek aortalnych.

Abstract

The aim of this study was examination and analysis of fluid-structure interaction, which is very common in human's circulatory system. Aortic valve was chosen due to its importance.

There are five main parts in this paper. First part is about basics of finite element analysis, contact algorithms and FSI algorithms.

In second part, diseases of aortic valve, cardiovascular system imaging methods, treatments and implants were discussed.

In third part, process of sample preparation with polyester resin and imaging with computed tomography were described.

Fourth part of this paper shows how 3d model and mesh were generated. Also, boundary conditions and material data were presented. There is brief results explanation.

Last part is conclusion and some concepts of new implants are showed.

Wprowadzenie

Funkcjonowanie ludzkiego organizmu oparte jest o transport tlenu, tlenku węgla(IV), substancji odżywczych i produktów przemiany materii. Te funkcje spełnia tkanka łączna – krew. Czerwone krwinki, bogate w hemoglobinę, biorą udział w transporcie tlenu z pęcherzyków płucnych do wszystkich tkanek ciała oraz odprowadzają dwutlenek węgla z komórek. Krwinki białe (leukocyty) odpowiadają za reakcję obronną organizmu – ich zadaniem jest neutralizowanie patogenów które przeniknęły do wnętrza ciała. Ostatnimi elementami morfotycznymi krwi są trombocyty (płytki krwi). Pełnią kluczową rolę w procesie krzepnięcia krwi. Krew w organizmie krąży w tętnicach, żyłach i naczyniach włosowatych pełniąc swoje funkcje. Ruch ten spowodowany jest cyklicznymi skurczami głównego narządu tego układu – serca, które zaczyna być jeszcze w życiu płodowym, a ustanie jego pracy powoduje zgon [1].

Wszelkie nieprawidłowości w krążeniu krwi, takie jak zmniejszenie światła naczyń przez odkładanie się płytki miażdżycowej, niewłaściwa praca zastawek serca, niedostateczne ukrwienie partii ciała lub organu, mogą być brzemienne w skutkach. W ostatnich latach obserwowany jest wzrost ilości osób ze schorzeniami układu krwionośnego [1,2,3]. Dzięki rozwojowi medycyny oraz urządzeń medycznych co raz więcej chorych może zostać wyleczonych. Jednymi z najczęściej występujących zaburzeń są nieprawidłowości pracy zastawek serca. Powszechnie stosowanym leczeniem jest operacja wymiany zastawki, polegająca na wszczepieniu implantu na miejsce uszkodzonej lub zmienionej chorobowo zastawki pacjenta.

Projektowanie implantów niepowodujących zmian w przepływie krwi, zdolnych wytrzymać miliony cykli pracy oraz obojętnych biologicznie wymaga poznania zasad działania zastawek naturalnych oraz odpowiedniego doboru materiałów. Do obu zadań wykorzystywane są komputerowe symulacje przepływu i oddziaływania cieczy z ciałem stałym oraz wzajemnego oddziaływania tkanek biologicznych.

Niniejsza praca stanowi kontynuację badań realizowanych w ramach pracy inżynierskiej autora. Pewne aspekty dotyczące anatomii układu krwionośnego, serca i zastawek zostały w niej ujęte i w tej pracy zostały pominięte.

1. Metoda elementów skończonych

Metoda elementów skończonych (MES) to jedno z narzędzi wykorzystywanych do analiz i obliczeń inżynierskich. Pozwala analizować rzeczywiste zjawiska fizyczne z dużą dokładnością, a dzięki operowaniu na wirtualnych modelach pozwala na wykorzystanie różnych parametrów obciążeń, modeli materiałowych czy zmian geometrii. Umożliwia to dokładne poznanie i przeanalizowanie zjawiska bez potrzeby stworzenia jego fizycznego modelu. Obecnie, wykorzystywana jest przez prawie wszystkie działy inżynierii, począwszy od konstrukcji budowli, poprzez analizę pracy maszyn, na nanotechnologii kończąc [4].

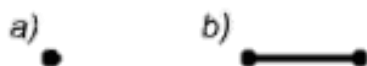
Celem przeprowadzenia analizy za pomocą metody elementów skończonych należy określić dziedzinę zagadnienia, geometrię, warunki początkowe oraz właściwości materiałowe. Następnie konieczna jest dyskretyzacja geometrii za pomocą małych elementów tworzących siatkę. Zbiór opisanych operacji określa się mianem preprocessingu. Takowy zbiór danych wejściowych jest wprowadzany do solvera który rozwiązuje układy równań różniczkowych i zwraca wyniki w postaci numerycznej. W procesie postprocessingu dokonywana jest obróbka rezultatu obliczeń, w wyniku której mogą zostać wygenerowane wykresy, obrazy, animacje oraz wizualizacje analizowanego zjawiska [4].

1.1. Siatki

Dyskretyzacja to proces przekształcenia bryły na mniejsze elementy. Od ich rodzaju i wielkości silnie zależy poprawność i zbieżność otrzymanych wyników. Każdy ze składowych elementów zawiera węzły (ang. *nodes*) oraz opisane na nich funkcje aproksymacyjne, zwane funkcjami kształtu, określające wielkość tych elementów [4].

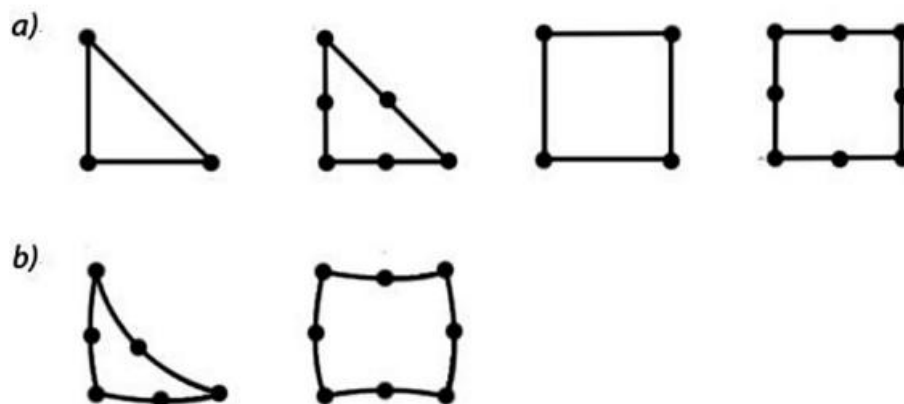
Zależnie od typu elementu bazowego, węzły mogą znajdować się na wierzchołkach, krawędziach lub na ścianach. W procesie dyskretyzacji możliwe są dwa podejścia. Jedno zakłada utrzymanie kształtu i rozmiaru elementów w całej geometrii. Drugie podejście przyjmuje tylko lokalne ujednoczenie elementów. W trójwymiarowym zagadnieniu wykorzystywane są następujące rodzaje elementów:

- Jednowymiarowe – opisane w przestrzeni jednowymiarowej (np. posiadające tylko długość), rzadko stosowane przy analizach wytrzymałościowych, spotykane (elementy liniowe) w analizach przepływu ciepła [4,5]



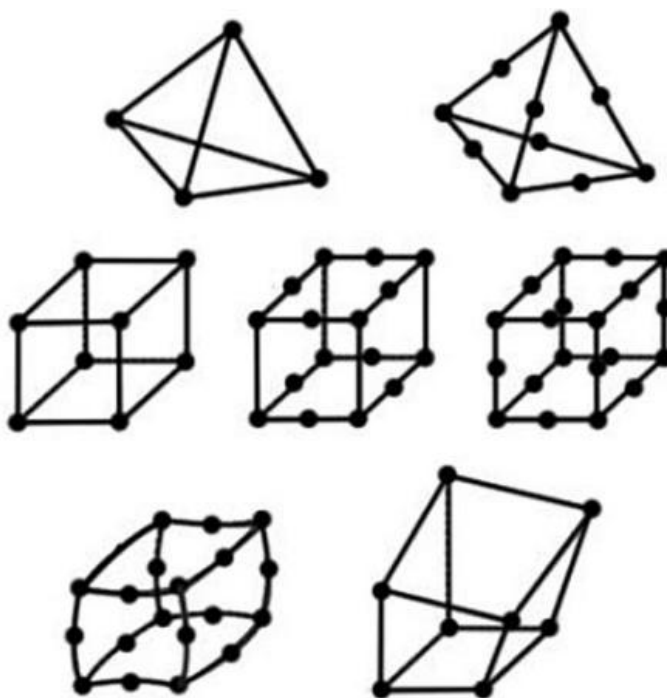
Rysunek 1. Elementy jednowymiarowe. Oznaczenia: a – punkt, b – element liniowy [4]

- Dwuwymiarowe – opisane w przestrzeni dwuwymiarowej. Najczęściej stosowane są elementy o kształcie trójkątnym lub czworokątnym z węzłami na wierzchołkach. Niektóre elementy mogą mieć węzły również na krawędziach [4,5]



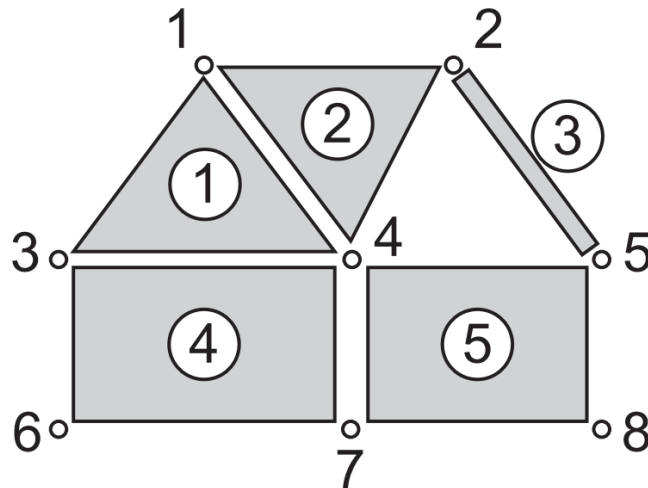
Rysunek 2. Elementy dwuwymiarowe. Oznaczenia: a - aproksymacja krawędzi funkcją liniową, b - aproksymacja funkcją kwadratową [4]

- Trójwymiarowe – opisane w przestrzeni trójwymiarowej, do tego rodzaju należą elementy tetragonalne i sześciennie [4,5]



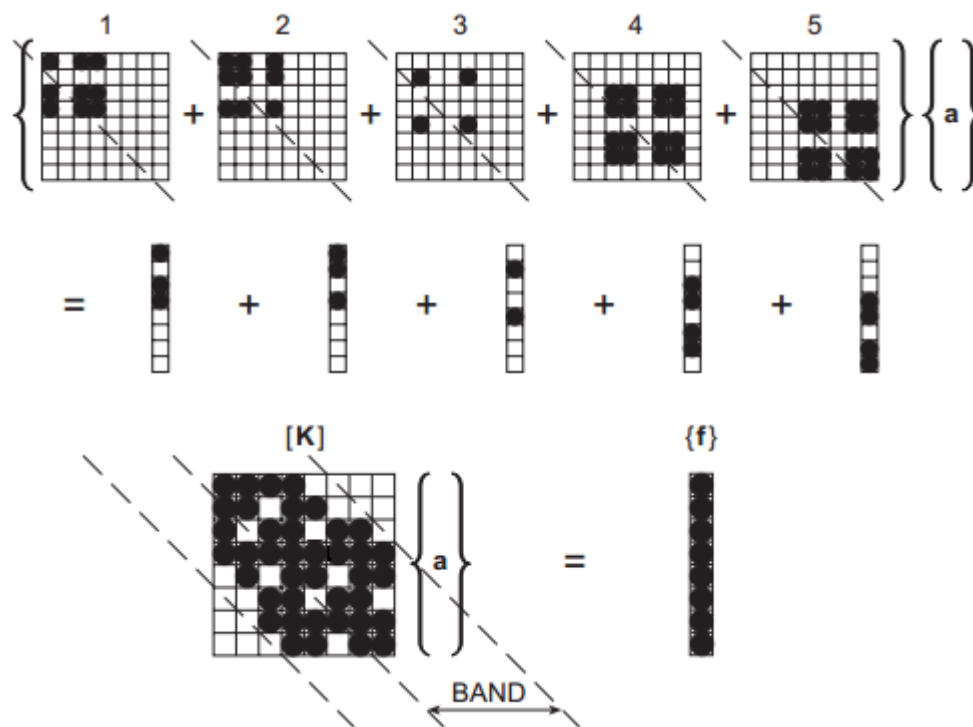
Rysunek 3. Elementy trójwymiarowe [4]

Każdy wygenerowany element posiada identyfikujący go numer oraz określone połączenia węzłów. Przykład podziału na elementy został pokazany na rysunku 4.



Rysunek 4. Przykład podziału na elementy. Oznaczenia: cyfra - numer węzła, cyfra w kółku - numer elementu [5]

Dalsza procedura obliczeń metodą elementów skończonych opiera się na ustaleniu macierzy sztywności oraz macierzy obciążeń dla poszczególnych elementów i następnie ich agregacji. Celem zobrazowania agregacji, został użyty schemat zaczerpnięty z literatury [5]:



Rysunek 5. Schemat tworzenia macierzy sztywności i jej agregacji [5]

Numery na rysunku 5. odpowiadają elementom na rysunku 4. Dla każdego elementu znana jest macierz sztywności (oznaczone numerami) oraz macierz sił działających na dany element. Następnie poprzez dodawanie macierzy otrzymywana jest globalna macierz sztywności i sił. Układ macierzy nie jest przypadkowy, ponieważ jest odwzorowaniem równania o postaci:

$$Ka = q$$

Gdzie:

K – macierz sztywności

a – przemieszczenia węzłów

q – suma sił działających na węzły

Jak można zauważyć, macierz jest symetryczna względem jej przekątnej. Ponadto, wszystkie niezerowe współczynniki znajdują się wewnątrz określonego pasma, które we współczesnych systemach obliczeniowych jest wyliczane *a priori*. Takie podejście pozwala przechowywać w pamięci komputera tylko wartości z części macierzy [5,6].

1.2. Obliczeniowa mechanika płynów

Zagadnienie opiera się o mechanikę płynów nieściśliwych. Za przepływ nieściśliwy uznawany jest przepływ o liczbie Macha mniejszej niż 0,15. Liczbę Macha określa wzór:

$$M = \frac{V}{a}$$

Gdzie:

V – prędkość przepływu

a – prędkość dźwięku w płynie w danym miejscu [7].

W zagadnieniach przepływu płynu nieściśliwego, równanie ciągłości strugi pozwala stwierdzić, że w każdej jednostce czasu objętość wpływająca jest równa wypływającej. W postaci różniczkowej ma ono postać:

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho \vec{u}) = 0$$

W płynach nieściśliwych gęstość jest stała, więc można uprościć do:

$$\nabla \cdot \vec{u} = 0.$$

Zasady zachowania pędu i masy dla nieściśliwego płynu Newtonowskiego w postaci równania różniczkowego Eulera są przedstawione za pomocą równania Navier-Stokes'a wraz z równaniem ciągłości [8,9]:

$$\rho \left(\frac{du_i}{dt} + u_j \frac{\partial u_i}{\partial x_j} \right) = \frac{\partial \sigma_{i,j}}{\partial x_j} + \rho f_i$$

$$\frac{\partial u_i}{\partial x_i} = 0$$

Całkowite naprężenie, ze względu na charakter przepływu można określić wzorem:

$$\sigma_{ij} \approx -p\delta_{ij} + \mu \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right)$$

Uproszczenie powyższych równań prowadzi do zestawu równań [9,10]:

$$\rho \left(\frac{du_i}{dt} + u_j \frac{\partial u_i}{\partial x_j} \right) = -\frac{\partial p}{\partial x_i} + \mu \frac{\partial u_i}{\partial x_j \partial x_j} + \rho f_i$$

$$\frac{\partial u_i}{\partial x_i} = 0$$

Zestaw powyżej wyprowadzonych równań jest niekompletny bez odpowiednich warunków brzegowych. W przypadku ostatniego równania konieczne są dwa warunki:

$$u_i(x_i, 0) = u_i^0(x_i)$$

$$p(x_i, 0) = p^0(x_i).$$

Z zastrzeżeniem, że u_i^0 musi spełniać warunek $\frac{\partial u_i}{\partial x_i} = 0$ [9].

1.3. Zagadnienie kontaktowe

Istnieje kilka algorytmów analizowania zagadnienia kontaktowego. Najszerszej stosowanym algorytmem jest „*penalty method*”. Zakłada on powstawanie siły, proporcjonalnej do głębokości penetracji elementu typu „master” przez węzeł elementu typu „slave” [7].

W tym algorytmie, element jest definiowany przez funkcję skalarną $G(x,y,z)$, przyjmującą następujące wartości:

- $G(x,y,z) < 0$, gdy punkt o współrzędnych x,y,z znajduje się wewnątrz elementu
- $G(x,y,z) = 0$, gdy punkt o współrzędnych x,y,z znajduje się na powierzchni elementu
- $G(x,y,z) > 0$, gdy punkt o współrzędnych x,y,z znajduje się na zewnątrz elementu.

Na podstawie tej funkcji określany jest kierunek normalny płaszczyzny elementu oznaczony jako $\vec{N}(x)$. Konieczne jest też określenie głębokości penetracji. Ogólny wzór ma następującą postać:

$$d = |\vec{X}_n - \vec{X}'_n|$$

Gdzie:

d – głębokość penetracji

\vec{X}_n – położenie n -tego węzła

\vec{X}'_n – położenie najbliższego punktu na powierzchni elementu „master” [7].

Ostatecznie, siła oddziaływania \vec{f} w zagadnieniu kontaktowym określona jest wzorem:

$$\vec{f} = pd\vec{N}(\vec{X}'_n)$$

Gdzie:

f – siła oddziaływania

d – głębokość penetracji

$\vec{N}(x)$ – funkcja ustalająca kierunek normalny dla płaszczyzny

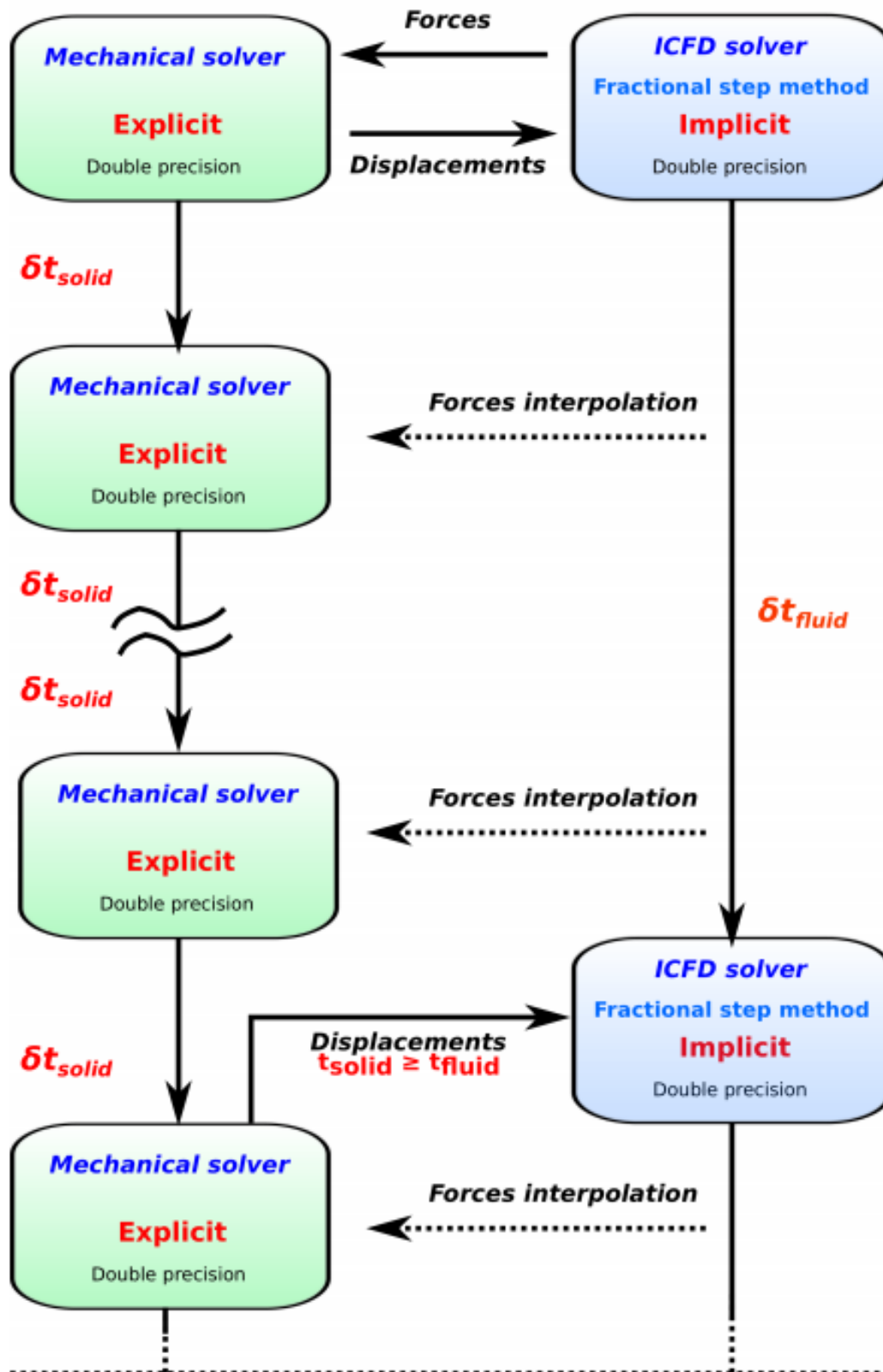
\vec{X}'_n – punkt na powierzchni elementu [7].

1.4. Oddziaływanie ciecz – ciało stałe

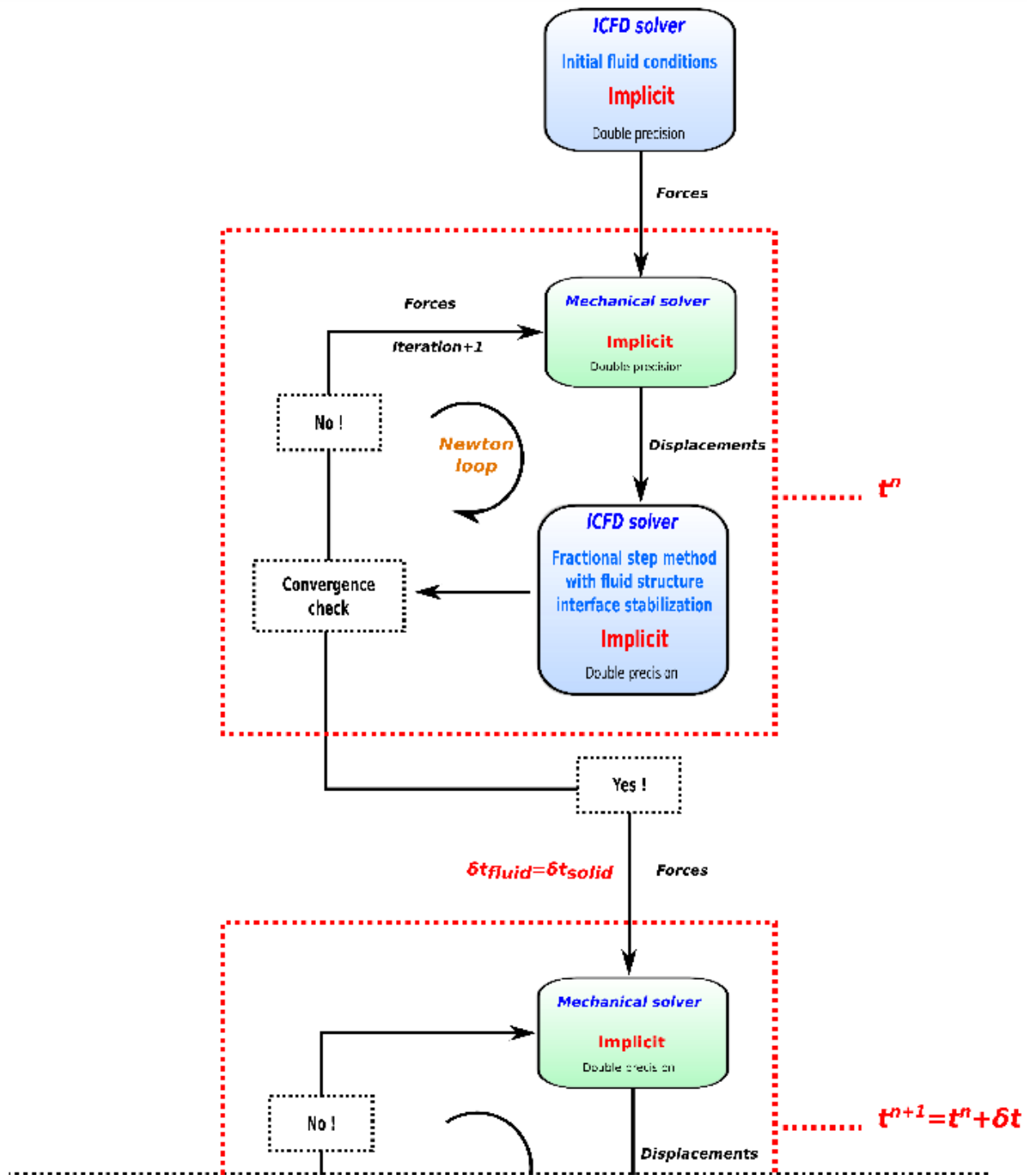
Wszędzie gdzie występuje oddziaływanie dwóch lub więcej odmiennych zagadnień mechaniki konieczne jest zastosowanie algorytmów wiążących te zagadnienia. Przykładami takich symulacji mogą być: powstawanie naprężeń wynikających ze zmian temperatury lub oddziaływanie płyn – ciało stałe (ang. *FSI – fluid-structure interaction*) [9,10].

Jedną z metod rozwiązania tego zjawiska jest podejście które zakłada, że płyn i ciało stałe stanowią jedną domenę obliczeniową. Równania dla obu materiałów są sprzężone i rozwiązywane wspólnie. Jednakże, obliczanie ciśnienia bez znanych wcześniej prędkości i przemieszczeń jest niezwykle obciążające dla jednostek obliczeniowych oraz może powodować błędy. Alternatywnym podejściem jest rozdzielenie obliczeń ciśnienia od prędkości, jednak jest to podejście w którym wykorzystany zostaje solver CFD (*computational fluid dynamics*) do obliczeń strukturalnych i powoduje to niepełne wykorzystanie zasobów oraz spadek czasu symulacji [7,10].

Ostatnią metodą jest podejście w którym równania dotyczące płynu są rozwiązywane niezależnie od równań dotyczących mechaniki bryły. Od strony obliczeniowej pozwala to na rozbięcie problemu na dwa o mniejszej złożoności i w pełni zdefiniowanych warunków początkowych. W tej metodzie stosowane są dwa schematy sprzężenia: luźne i silne. W luźnym sprzężeniu wykonywana jest pojedyncza iteracja w jednostce czasu i nie są zachowane takie same kroki czasowe w obliczeniach przemieszeń i parametrów przepływu. Luźne sprzężenie realizowane przez pakiet LS-Dyna, zostało przedstawione na rysunku 6. Analogicznie jest realizowane przez inne pakiety programów służących do obliczeń numerycznych. Drugim podejściem jest silne sprzężenie, które zakłada wykonywanie wielu iteracji, aż do uzyskania zbieżności. Dopiero wtedy przechodzi do kolejnego kroku obliczeń, rysunek 6. Sprzężenie luźne, określane też mianem (ang. *one-way coupling*) jest stosowane głównie tam, gdzie przemieszczenia brył są stosunkowo niewielkie i nie powodują zmiany geometrii domeny płynu. Podejście silne stosowane w zagadnieniach gdzie odkształcenia są znaczne i domena płynu ulega znacznym zmianom kształtu [10,11,12].



Rysunek 6. Luźne sprzężenie oddziaływania ciecz-ciało stałe [7]



Rysunek 7. Silne sprzężenie na przykładzie LS-Dyna [7]

2. Zaburzenia pracy zastawki aortalnej i metody ich leczenia

Zaburzenie funkcji zastawek serca może mieć różne podłoża. Często wynika ono z wad wrodzonych, postępującego starzenia oraz schorzeń układu krwionośnego. W ubiegłym, 2016 roku, dokonano ponad 250 000 operacji wymiany zastawki aortalnej. Ta liczba uwzględnia użycie zarówno mechanicznych jak i biologicznych zastawek. Prognozy szacują, że do roku 2050, na całym świecie będzie wykonywanych nawet 850 000 operacji rocznie. Każda operacja jest dużą ingerencją w układ krwionośny oraz serce. Z tego powodu konieczne jest dokładne zaplanowanie przebiegu zabiegu, użycie niezawodnych elementów oraz zapewnienie pacjentowi odpowiedniego wsparcia pooperacyjnego [1,2]

2.1. Schorzenia

Schorzenia dotyczące zastawki aortalnej serca można podzielić na dwie grupy. Jedna obejmuje wady wrodzone, natomiast druga zawiera schorzenia nabyte. Zastawka aortalna jest kluczowym elementem najważniejszego organu – serca. Ze względu na jego znaczenie dla funkcjonowania całego organizmu, każda nieprawidłowość w jego działaniu prowadzi do poważnych konsekwencji, nierzadko nagłej śmierci. [1]

Jedną z wrodzonych wad serca jest *zespół hipoplazji lewego serca*, czyli nieprawidłowe wykształcenie lewej komory serca. Objawia się w trakcie życia płodowego, jednak nie powoduje problemów przy rozwoju płodu. Jest to możliwe dzięki krążeniu płodowemu, w którym krew natlenowana jest pobierana z organizmu matki. Umożliwia to połączenie pomiędzy tętnicą płucną, a aortą zwane przewodem tętniczym Botalla. Zaraz po narodzinach konieczna jest operacja kardiochirurgiczna, ponieważ w ciągu kilku pierwszych dni dochodzi do zaniku opisanego połączenia i w konsekwencji pozbawia organizm obiegu krwi natlenowanej. Leczenie jest trzyetapowe i długotrwałe – ostatni zabieg wykonywany jest między 18. miesiącem, a 5. rokiem życia. Ciągłej poprawie ulega przeżywalność – dla pierwszego, szczególnie niebezpiecznego etapu, wynosi około 80% [1,13,14]

Zwężenie drogi odpływu lewej komory to określenie zespołu wrodzonych wad zastawki aorty, lewej komory i odcinka wstępującego aorty. Położenie zwężeń powodujących znaczne utrudnienie przepływu krwi w trakcie skurczu, określa się w stosunku do zastawki. Wyróżniane są: zastawkowe, podzastawkowe i nadzastawkowe. Szacuje się, że przy zastawkowym zwężeniu, ciśnienie w lewej komorze może być ponad dwukrotnie większe niż prawidłowe. Wynika to z konieczności utrzymania ciśnienia w aorcie wstępującej. Konsekwencją

takiego schorzenia jest nadmierny rozrost mięśnia sercowego. Niewystarczające krążenie wieńcowe powoduje powstanie przewlekłego niedokrwienia. Zwiększone ciśnienie wyrzutowe prowadzi również do uszkodzania płatków zastawki. Konsekwencją tego jest wtórne wapnienie, dalszy rozwój zwężenia i zwiększona podatność na infekcje bakteryjne. Głównymi objawami są: obniżona wydolność fizyczna, objawy bólowe w obrębie klatki piersiowej, nieprawidłowości rytmu pracy serca oraz omdlenia. Leczenie jest inwazyjne, polega na walwuloplastyce (poszerzenie ujścia poprzez cewniki z rozszerzalną błoną) lub kardiochirurgicznej interwencji [1,15].

Schorzeniem które może być wrodzone lub nabyte jest *niedomykalność zastawki aortalnej*. Polega ono na niepełnym zamknięciu płatków zastawki umożliwiającym przepływ krwi w kierunku przeciwnym do fizjologicznego podczas rozkurczu. Konsekwencją takiego przepływu jest objętościowe przeciążenie lewej komory i przerostu mięśnia sercowego. Powoduje to obniżenie ciśnienia w aorcie w trakcie rozkurczu oraz uszkodzenie komory serca i może to prowadzić do niewydolności mięśnia sercowego. Dane statystyczne pokazują, że ta wada jest stwierdzana u znaczącej części społeczeństwa, jednak znacznie utrudniająca normalne funkcjonowanie dotyczy około 2% społeczeństwa w wieku emerytalnym. W przypadku, gdy objawy niedomykalności pogłębiają się w krótkim czasie, schorzenie określa się mianem ostrej niedomykalności. Może być spowodowana mechanicznym uszkodzeniem zastawki, rozwarstwieniem aorty lub infekcyjnym zapaleniem wsierdzia. Najczęściej spotykanymi objawami przy ostrej niedomykalności są przede wszystkim: kołatanie serca, narastająca duszność oraz ból w okolicy serca, nasilające się po wysiłku. Jeśli nasilenie objawów następuje w dłuższym okresie, używa się określenia przewlekła niedomykalność. Do przyczyn należy zaliczyć: miażdżycę, tętniak w obrębie aorty, gorączkę reumatyczną oraz schorzenia tkanki łącznej. Ze względu na przyczynę nieprawidłowego zamykania płatków, wyróżnia się niedomykalność pierwotną spowodowaną nieprawidłową budową lub ilością listków (od dwóch do pięciu) oraz wtórną, spowodowaną poszerzeniem wstępującego odcinka aorty oraz pierścienia zastawkowego. Diagnostyka tej wady jest złożona, ze względu na mnogość objawów mogących przy niej występować. Podstawowym badaniem jest osłuchanie klatki piersiowej pacjenta pozwalające określić występowanie charakterystycznego szmeru rozkurczowego, określanego w literaturze jako „chuchający”. Stopień schorzenia można określić na podstawie badania echokardiologicznego. Ocenianie kryteria to przede wszystkim: efektywna powierzchnia otworu niedomykalności $> 0,5 \text{ cm}^2$ oraz objętość fali zwrotnej $> 60 \text{ ml}$. Śmiertelność z bezobjawową niedomykalnością stanowi mniej niż 0,2% [1,15]

Obok nadciśnienia tętniczego oraz chorobie niedokrwiennej mięśnia sercowego, najwięcej schorzeń serca stanowi stenoza zastawki aortalnej. W tej wadzie serca można zaobserwować zwężenie zastawki aortalnej, stanowiące znaczną przeszkodę ograniczającą przepływ krwi przez tę strukturę anatomiczną. Fizjologiczna powierzchnia zastawki to około $2,5 \text{ cm}^2$. Jeśli w wyniku schorzenia ulegnie ona zmniejszeniu o ponad 30%, to znacznemu pogorszeniu ulegną jej właściwości hemodynamiczne. Skutkiem takiego stanu rzeczy jest przede wszystkim przeciążenie ciśnieniowe lewej komory i w konsekwencji przerost lewej części serca. W początkowym stadium, zachowanie wystarczającej objętości wyrzutowej jest możliwe przez zwiększenie siły skurczu. Pomimo rozrostu lewej komory, nie następuje wystarczający rozwój naczyń wieńcowych i może dojść do niewystarczającego ukrwienia serca. Choroba ma często przebieg bezobjawowy, pomimo znacznego upośledzenia funkcji zastawki. Występowanie następujących objawów świadczy zwykle o zaawansowanym stadium choroby: ból dławicowy, zaburzenia ostrości widzenia, duszności, omdlenia oraz kołatanie serca. Kolejnym objawem, który może wystąpić i nierzadko terminalnym, jest nagła śmierć sercowa poprzedzona migotaniem komór. Klasyfikacja schorzenia opiera się o obliczenie powierzchni ujścia aorty. W zależności od tej wartości wyróżnia się zwężenie: łagodne ($AVA > 1,5 \text{ cm}^2$), umiarkowane i duże ($AVA < 1,0 \text{ cm}^2$). Innym wskaźnikiem zaawansowania stenozy zastawki jest porównanie ciśnień pomiędzy komorą serca, a panującym w aorcie. Gradient o wartości mniejszej niż 20 mmHg uważany jest za wartość niewpływającą na przepływ krwi. Jeśli różnica ciśnień jest większa niż 70 mmHg, to zwężenie wada silnie uniemożliwia przepływ. Wstępna diagnostyka opiera się na badaniu osłuchowym klatki piersiowej. Jednak podstawą do stwierdzenia opisywanej wady jest badanie echokardiologiczne serca, wykonywane za pomocą dodatkowej głowicy, celem uniknięcia niedoszacowania wady. Rokowania dla chorych są ogólnie dobre, jednak pogarszają się przy stwierdzeniu zwężenia. Po średnio 2 latach od wystąpienia objawów i braku leczenia następuje zgon [1,2,15]

2.2. Metody diagnostyczne

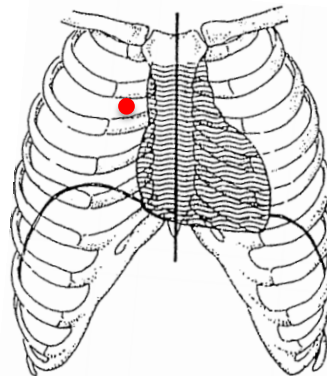
Możliwość postawienia trafnej diagnozy przed leczeniem jest niezwykle cenna dla lekarzy. Z tego powodu, rok rocznie obserwuje się rozwój technik diagnostycznych pozwalających z dużą dokładnością odwzorować struktury anatomiczne oraz wszelkie nieprawidłowości ich działania w sposób bezinwazyjny. Należy zaznaczyć, że nie ma idealnych przyrządów diagnostycznych, jednak błędy przez nie popełniane są co raz lepiej poznane i dzięki wyspecjalizowanym narzędziom informatycznym w dużym stopniu niwelowane. Przy diagnostyce zastawek serca mogą być stosowane metody opisane poniżej.

2.2.1. Osluchiwanie

Najstarszą, ale ze względu na swoją prostotę i szybkość stosowaną do dziś, metodą diagnostyki serca i zastawek jest osłuchiwanie za pomocą stetoskopu. Została zaproponowana na początku XIX w. i wykorzystywana była w niej rurka o charakterystycznym, lejkowatym kształcie. W drugiej połowie XIX w. skonstruowano stetoskop, którego budowa nie uległa zmianie do dnia dzisiejszego. Najszerszej stosowane są stetoskopy membranowe, wyposażone w membranę akustyczną która wzmacnia odbierane fale dźwiękowe. W stetoskopie można wyróżnić głowicę, przewód łączący głowicę z lirą wyposażoną w dwie oliwki. Oliwki wprowadza się do kanałów słuchowych lekarza lub osoby osłuchującej. Niezwykle ważny jest dobór materiałów na wszystkie elementy przyrządu. Ma to na celu eliminację wszelkich zakłóceń zewnętrznych. Z tego powodu najczęściej stosowana jest stal nierdzewna typu 316L. W ostatnich latach na rynku pojawiły się również elektroniczne stetoskopy, w których układ elektroniczny odpowiada za wzmocnienie dźwięku, co pozwoliło zwiększyć możliwości diagnostyczne i pozwala użytkować sprzęt osobom z niedosłuchem [16,17]

Podczas pracy serca powstają charakterystyczne tony serca. Wyróżniane są dwa tony: skurczowy (ton I) oraz rozkurczowy (ton II). Pierwszy ton jest dźwiękiem o częstotliwości około 35-50 Hz, a czas jego trwania to około 140 ms. Jest spowodowany zamykaniem zastawek przedsionkowo-komorowych. Ton drugi ma nieco wyższą częstotliwość (50 – 70 Hz) i trwa około 110 ms. Występuje przy zamykaniu zastawek tętnicy płucnej i aortalnej [17]

Jeśli zostaną uszkodzone zastawki serca lub ujścia wielkich naczyń albo nastąpi zmniejszenie otworów przedsionkowo-komorowych będzie możliwe zaobserwowanie wystąpienia zjawisk akustycznych w postaci szmerów. Przy diagnostyce zastawki aortalnej należy osłuchiwać w drugim międzyżebżu, po prawej stronie mostka. Miejsce osłuchiwania zaznaczono na rysunku poniżej. [17]



Rysunek 8. Miejsce osłuchiwania przy schorzeniach zastawki aortalnej [17]

2.2.2. Rezonans magnetyczny serca

Obrazowanie metodą rezonansu magnetycznego (ang. *MRI*) jest jedną z wielu technik obrazowania używanych w diagnostyce. Metoda obrazowania z wykorzystaniem pola magnetycznego została opracowana na przełomie lat sześćdziesiątych i siedemdziesiątych XX wieku przez A. Cormacka oraz G. Hounsfielda, jednak samo zjawisko opisali, niezależnie od siebie, Bloch i Purcell w latach pięćdziesiątych ubiegłego wieku. Obecnie na świecie działa ponad 25000 aparatów obrazujących tą metodą [18]

Zasada działania opiera się o wykorzystanie zjawiska magnetycznego rezonansu jądrowego (ang. *NMR*). Wyjaśnienie metody opiera się o zagadnienia mechaniki kwantowej. Każda cząstka posiadająca niezerowy ładunek elektryczny i moment pędu (zwany *spinem*) ma również moment magnetyczny. Cząstka o spinie równym $\frac{1}{2}$, po umieszczeniu w stałym polu magnetycznym, przyjmie pozycję zgodną z kierunkiem pola lub przeciwną. Dodatkowo występuje zjawisko zwane precesją Larmora. Oddziaływanie pola magnetycznego na cząstkę, powoduje ruch wektora momentu magnetycznego wokół kierunku pola. Częstotliwość tego ruchu określa wzór Larmora [19,20]:

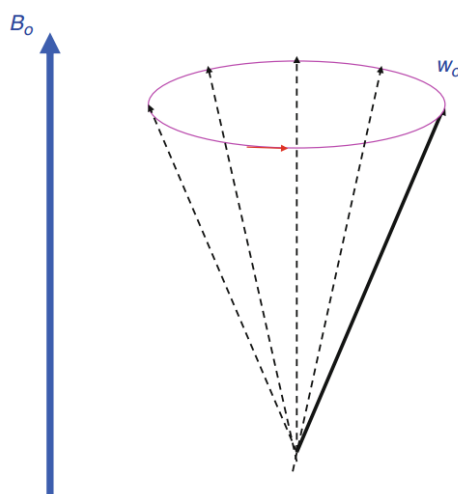
$$\omega_L = \frac{\gamma B}{2\pi}$$

Gdzie:

γ – stała magnetyczna jądra

B – wartość indukcji magnetycznej.

Przykładowo dla pola o wartości 1,5T, częstotliwość precesji jądra wodoru wynosi 63,8 MHz. Warto tu zaznaczyć, że w metodzie obrazowania za pomocą rezonansu magnetycznego najczęściej wykorzystywany jest proton, czyli jądro atomu wodoru. Ruch precesyjny, w sposób uproszczony został pokazany na rysunku poniżej [19,20].



Rysunek 9. Schemat precesji Larmora [19]

Jądra atomowe niebędące w polu magnetycznym posiadają spiny zorientowane losowo we wszystkich kierunkach przestrzeni. W określonej objętości można określić magnetyzację M , będącą sumą momentów magnetycznych pojedynczych cząstek. Po umieszczeniu w polu magnetycznym spiny jąder atomowych zostaną uporządkowane zgodnie z kierunkiem tego pola [19]

Wprowadzenie dodatkowego pola magnetycznego powoduje zmianę stanu spinu. Aby zaszło zjawisko rezonansu, czyli precesji w wypadkowym polu efektywnym, należy wprowadzić dodatkowe pole o częstości równej precesji Larmora. Zewnętrzne pole musi być skierowane w kierunku różnym od kierunku głównego pola magnetycznego. Zmiana kierunku spinu jąder, powoduje zmianę magnetyzacji. Następnie następuje wygaszenie dodatkowego pola, w wyniku czego orientacja spinów powraca do stanu początkowego. Wyróżniane są dwa podstawowe czasy relaksacji: T1 (czas powrotu do stanu równowagi poprzez wymianę energii z otoczeniem molekularnym) i T2 (czas po jakim zanika 63% magnetyzacji poprzecznej). Ta zmiana magnetyzacji powoduje indukowanie prądu w cewce odbiorczej. Powstały sygnał jest wzmacniany i rejestrowany przez aparaturę [19,20].

Przedstawiony opis dotyczy analizy pojedynczej objętości. Celem umożliwienia obrazowania różnych części ciała pacjenta, znajdujących się w różnych miejscach przestrzeni, stosowane są specjalne cewki gradientowe wytwarzające pole magnetyczne, którego wartość jest funkcją odległości. Podczas pomiaru jednocześnie działają cewki główne i gradientowe. Żeby wzbudzić jądra atomów do zmiany spinu w określonym obszarze, należy tak dobrać parametry pola sterującego, żeby rezonans zachodził dokładnie w tym miejscu [19,20].

Obrazowanie tą metodą charakteryzuje się wieloma zaletami, do których należy zaliczyć:

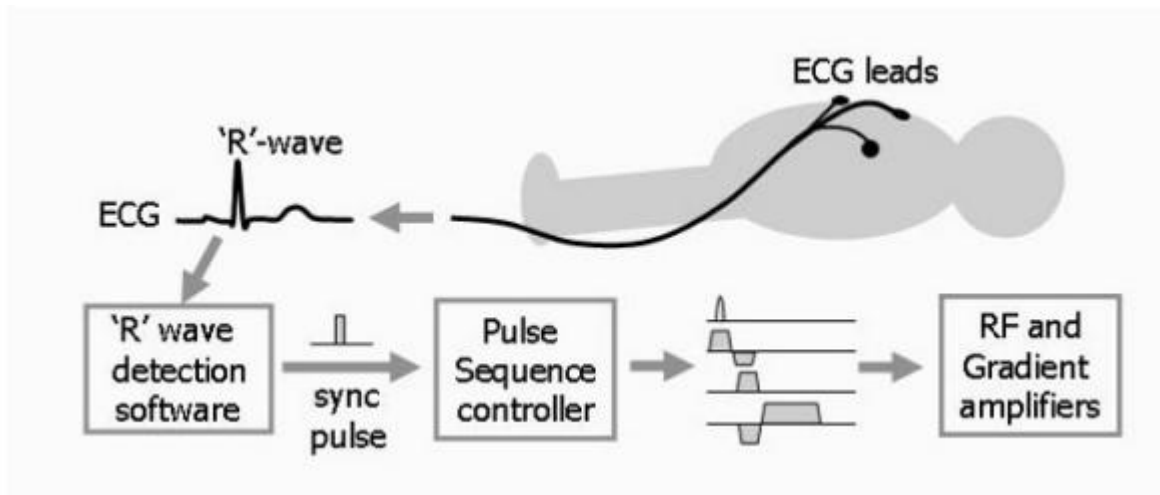
- Bezpieczny i bezbolesny pomiar. MRI nie wykorzystuje promieniowania jonizującego, dzięki czemu nie ma możliwości uszkodzenia tkanek.
- Obrazy uzyskane tą metodą charakteryzują się dużą rozdzielczością i dokładnością.
- W wyniku jednego badania można uzyskać dużą ilość danych diagnostycznych.
- Pozwala zobrazować defekty tkanek miękkich i jest szeroko stosowana przy ocenie stanu zdrowia organów wewnętrznych takich jak serce czy mózg.

Jak każda metoda, ta również posiada wady:

- ze względu na wykorzystanie silnego pola magnetycznego (nierzadko powyżej 3 T), nie jest możliwe obrazowanie pacjentów posiadających metalowe implanty podatne na pole magnetyczne
- Nie jest zalecana dla pacjentów z klaustrofobią (lękiem przed zamkniętą przestrzenią) ze względu na duży dyskomfort spowodowany przebywaniem pacjenta w obszarze pomiarowym.
- Do uzyskania obrazu bez zniekształceń konieczne jest brak ruchu pacjenta przed czas około 40-90 minut.
- Wysoki koszt sprzętu oraz eksploatacji.

Jednak pomimo wad, metoda jest jedną z najdokładniejszych metod obrazowania i na tle innych wyróżnia się brakiem wpływu na żywy organizm [19].

Szczególną odmianą MRI jest rezonans magnetyczny serca. Celem uzyskania obrazów serca niezaburzonych jego ruchem, akwizycja obrazu musi trwać poniżej 100 ms. Jest to możliwe do uzyskania, jednak odbywa się to kosztem utraty rozdzielczości i jakości obrazu. W trakcie obrazowania tą metodą, sygnały są zbierane w trakcie wielu cykli pracy serca. Umożliwia to synchronizacja z sygnałem EKG – schemat pokazano na rysunku 10. Sygnał EKG jest rejestrowany za pomocą elektrod przyklejonych do ciała pacjenta przed badaniem. Oprogramowanie wykrywa załamek R, na podstawie którego generuje sygnał synchronizujący który następnie steruje akwizycją obrazów przez aparaturę pomiarową. Pozwala to uzyskać nieruchomy obraz bijącego serca lub zarejestrować cały cykl pracy tego organu [21,22].



Rysunek 10. Schemat działania rezonansu magnetycznego serca [22]

2.2.3. Obrazowanie z wykorzystaniem promieniowania rentgenowskiego

Rentgenografia jest szeroko stosowaną metodą obrazowania, szczególnie w schorzeniach ortopedycznych. Wykorzystywane jest w niej zjawisko absorpcji części promieniowania podczas jego przenikania przez ciało człowieka [20].

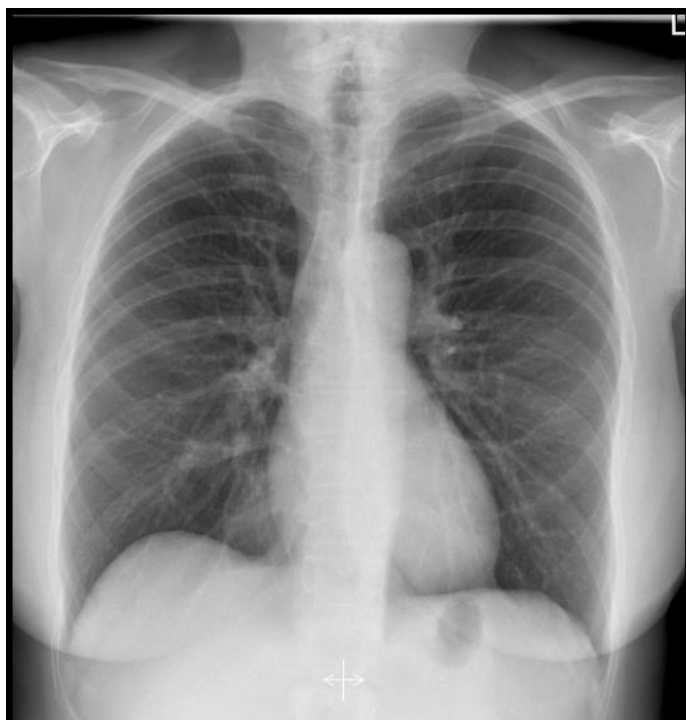
W tradycyjnej, konwencjonalnej rentgenografii pacjent umieszczany jest pomiędzy źródłem promieniowania, a błoną rentgenowską, co raz częściej zastępowaną matrycą detektorów cyfrowych. Obrazowanie polega na zarejestrowaniu promieniowania rentgenowskiego które przeniknęło przez ciało pacjenta. Otrzymany dwuwymiarowy obraz jest w odcieniach szarości. W miejscach silnie zaczernionych dotarło nieosłabione promieniowanie, natomiast do miejsc, kolorystycznie zbliżonych do bieli, dotarło promieniowanie osłabione przejściem ośrodek silniej absorbujący niż powietrze. Przykładowy obraz klatki piersiowej znajduje się na rysunku 11. Obraz jest mało dokładny, jednak dobrze widoczne są struktury anatomiczne. Stwierdzenie większego rozmiaru serca na takim obrazie może świadczyć o przeroście mięśnia sercowego i jest podstawą do dalszych badań innymi metodami [20,23].

Ta metoda obrazowania była jedną z historycznie pierwszych i położyła podwaliny pod diagnostykę obrazową. Przez ponad sto lat została dokładnie zbadana i opisana [20,23]. Zaletami tej metody są:

- możliwość szybkiego i prostego zobrazowania struktur anatomicznych
- relatywnie niski koszt zakupu i eksploatacji (zwłaszcza urządzeń z matrycą CCD)
- możliwość umieszczenia tylko fragmentu ciała pacjenta w wiąże promieniowania.

Do najistotniejszych wad należą:

- duża szkodliwość dla tkanek promieniowania rentgenowskiego
- mała dokładność i zdolność rozdzielcza
- niemożliwość obrazowania wszystkich struktur – tkanki miękkie dużo słabiej absorbują promieniowanie niż kości
- uzyskiwane są obrazy dwuwymiarowe – uzyskiwana jest niepełna informacja o stanie pacjenta.



Rysunek 11. Zdjęcie rentgenowskie klatki piersiowej [24]

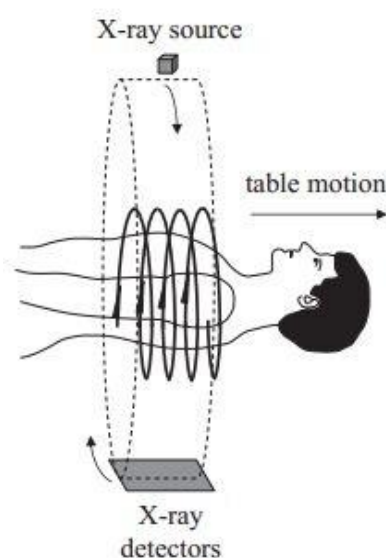
Rozwinięciem konwencjonalnej radiodiagnostyki rentgenowskiej jest tomografia komputerowa. Budowę urządzenia pokazano na rysunku 12. Numerem 1 oznaczono gantry w którym znajdują się, na obrotowej ramie, źródło oraz detektory promieniowania. Numerem drugim oznaczono ruchomy stół, a numerem trzecim aparat automatycznie dozujący i podający środek kontrastujący. Analogicznie jak w opisanej powyżej metodzie, pacjent umieszczany jest pomiędzy źródłem promieniowania, a detektorem lub matrycą detektorów. Różnica polega na sposobie akwizycji serii obrazów. Pacjent, w pozycji leżącej wprowadzany jest za pomocą ruchomego stołu do otworu gantry tomografu komputerowego. W trakcie ruchu wzdłużnego stołu, rama gantry wykonuje rotację. Pozwala to eksponować wybraną warstwę ciała z każdej strony, pod różnymi kątami. W trakcie obrotu detektory rejestrują osłabienie wiązki promieniowania. Opisaną zasadę pomiaru obrazuje rysunek 13. Stopień osłabiania wiązki zależy od gęstości radiologicznej tkanek. Przyjęta została skala Hounsfield'a, którą przedstawia tabela 1 [18,20].

Po akwizycji danych przez detektory, komputer dokonuje rekonstrukcji obrazu z uwzględnieniem gęstości radiologicznych poszczególnych tkanek. W wyniku tej operacji otrzymywany jest obraz trójwymiarowy o wysokiej rozdzielczości.

Celem zobrazowania przepływu krwi stosuje się markery podawane dożylnie. Ich zadaniem jest zwiększenie stopnia absorpcji promieniowania przez krew, co uwidacznia naczynia krwionośne podczas rekonstrukcji obrazu.



Rysunek 12. Główne elementy tomografu medycznego [18]



Rysunek 13. Zasada akwizycji danych za pomocą tomografii komputerowej [20]

Tabela 1. Skala Hounsfield'a dla przykładowych tkanek [20]

Tissue	CT number (Hounsfield units)
Bone	1000–3000
Muscle	10–40
Water	0
Lipid	–50 to –100
Air	–1000
Brain (white matter)	20 to 30
Brain (grey matter)	35 to 45
Blood	40

W diagnostyce zastawek, tomografia komputerowa stanowi badanie uzupełniające. Pozwala ocenić wygląd zastawki, stopień schorzenia i parametry serca (takie jak: wymiary

i objętość). Jest zalecana jeśli zachodzi podejrzenie istotnej utraty funkcji zastawek, a wyniki innych badań nie są jednoznaczne [13,15].

Do najważniejszych cech tomografii komputerowej należą:

- krótki czas badania – dla niektórych, małych obszarów czas pomiaru może wynieść kilkadziesiąt sekund
- duży zakres skanowania
- wysoka jakość wyników badań – rozdzielczość czasowa wynosi około 165 ms, a przestrzenna to około 0,5 mm
- bezpieczeństwo pacjenta – podczas badania przyjmowana jest dawka promieniowania o wartości średniej 3 – 10 mSv. Taka dawka odpowiada ilości promieniowania tła naturalnego w czasie półtora roku do 4 i pół lat.

Literatura [18] wymienia następujące wady tej metody:

- możliwa reakcja alergiczna pacjenta na podanie środka cieniującego
- nie zalecane jest stosowanie u kobiet w ciąży
- wysoki koszt zakupu sprzętu
- niska zdolność odróżniania tkanek.

2.3. Implanty zastawek

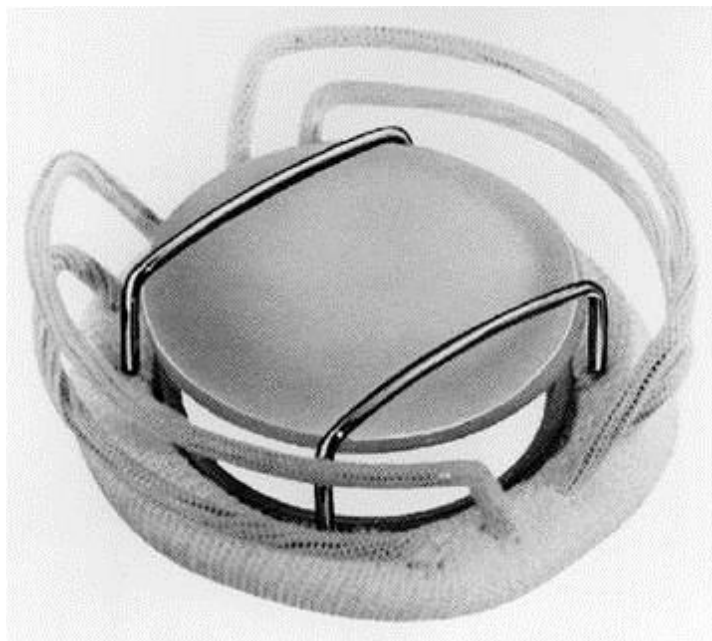
Na początku XX. wieku co raz lepiej rozumiano naturę funkcjonowania serca oraz wzrastała świadomość lekarzy o chorobach zastawek. Wraz z rozwojem materiałów i technik produkcyjnych możliwe stało wykonanie trwałych i skutecznych implantów zastawek. Przez lata opracowano wiele różnych implantów zastawek, jednak wszystkie mechaniczne można podzielić na cztery grupy [25].

Pierwsza z grup to zastawki wykorzystujące kulę wykonaną z gumy silikonowej mogącą poruszać się wewnątrz nierdzewnej klatki. U podstawy klatki znajduje się teflonowy pierścień ustalający położenie zastawki i ograniczający koagulację krwinek. Zasada działania tego implantu opiera się na prostej zasadzie: kulka, pod naporem krwi, przesuwa się do części dystralnej zastawki i umożliwia przepływ krwi. Po zakończeniu skurczu i spadku ciśnienia w komorze serca, kulka przez podciśnienie jest przesuwana w kierunku podstawy i dzięki wykonaniu z elastycznego materiału blokuje przepływ. W naturalnych zastawkach, krew przepływa przez jej środek. Przy tym typie zastawki serce musi pracować ciężiej, ponieważ powierzchnia przepływu ograniczana jest przez kulkę. Ponadto, badania wykazały, że przy domykaniu zastawki, uszkodzeniu ulegają krwinki czerwone [25,26]. Rozwój koncepcji został pokazany na rysunku 14.



Rysunek 14. Rozwój koncepcji implantów zastawek, opracowane przez firmę Starr-Edwards [25]

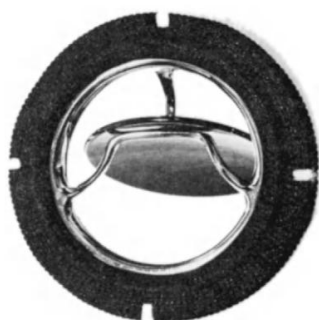
Kolejną grupę stanowią zastawki z pojedynczym dyskiem, w literaturze anglojęzycznej określanymi nazwą *non-tilting disk valve*. Rysunek 15. przedstawia przykładową zastawkę, opracowaną przez dr J. Kay oraz D. Shiley w latach sześćdziesiątych.



Rysunek 15. Zastawka z ruchomym dyskiem [27]

Sposób działania jest analogiczny do zastawek wyposażonych w kulkę, z tą jednak różnicą, że w tym typie przesuwają się dyski. Ze względu na słabe właściwości hemodynamiczne oraz uszkodzenie komórek krwi, te zastawki zostały szybko wyparte przez rozwiązania z jednym lub dwoma płatkami [25].

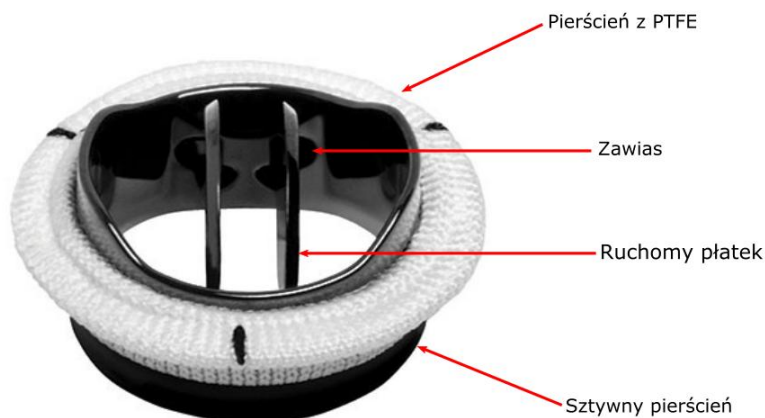
Zastawka z uchylnym dyskiem została opracowana niedługo po poprzednim typie – pierwsze odnotowane użycie tego typu implantu odbyło się w 1969 roku. Budowę przedstawiono na rysunku 16.



Rysunek 16. Zastawka typu *tilting disk* [27]

Te zastawki składają się z pojedynczego dysku, ograniczonego stalowymi podporami połączonymi z metalowym pierścieniem. Ich zadaniem jest ograniczanie otwarcia do około 60° oraz utrzymywanie płątka w zastawce. Takie rozwiązanie pozwala zastawce wykonywać ponad 70 cykli pracy na minutę oraz zapobiega uszkodzeniom komórek krwi. Wadą tej zastawki są wsporniki, które ulegają zniszczeniu zmęczeniowemu [25,26].

Ostatnim typem zastawek mechanicznych są implanty posiadające dwa ruchome płatki wykonane z włókna węglowego. Ruchomość elementów zapewniają zintegrowane zawiasy, których nieruchoma część znajduje się w zewnętrznym pierścieniu. Budowę z opisem elementów przedstawia rysunek 17.



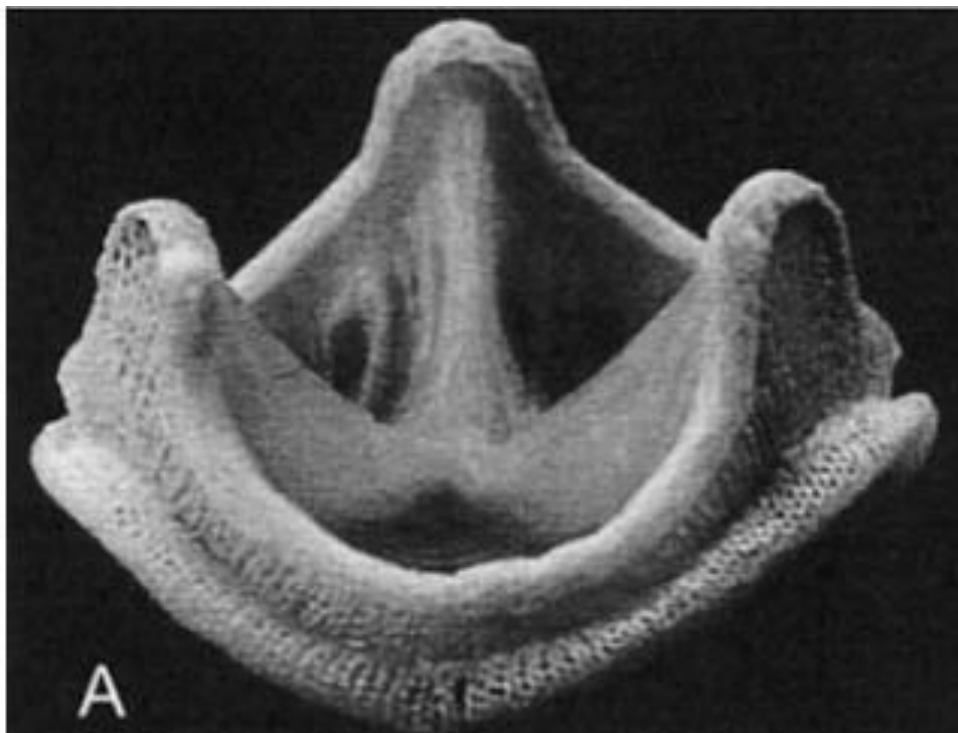
Rysunek 17. Budowa implantu zastawki - ONXAN 19 firmy On-X [28]

Ten rodzaj zastawek jest obecnie najszerzej stosowany. Wynika to z małego oporu jaki stawia wobec przepływającej krwi, małego ryzyka uszkodzenia czerwonych krwinek oraz wykorzystania do konstrukcji materiału wytrzymałego, a zarazem lekkiego. Do wad należy zaliczyć niewielki przepływ wsteczny [25,26].

Obok zastawek mechanicznych stosowane są zastawki pochodzenia biologicznego. Wadami całej tej grupy są ich niższa żywotność, możliwość wzrostu ilości jonów wapnia we

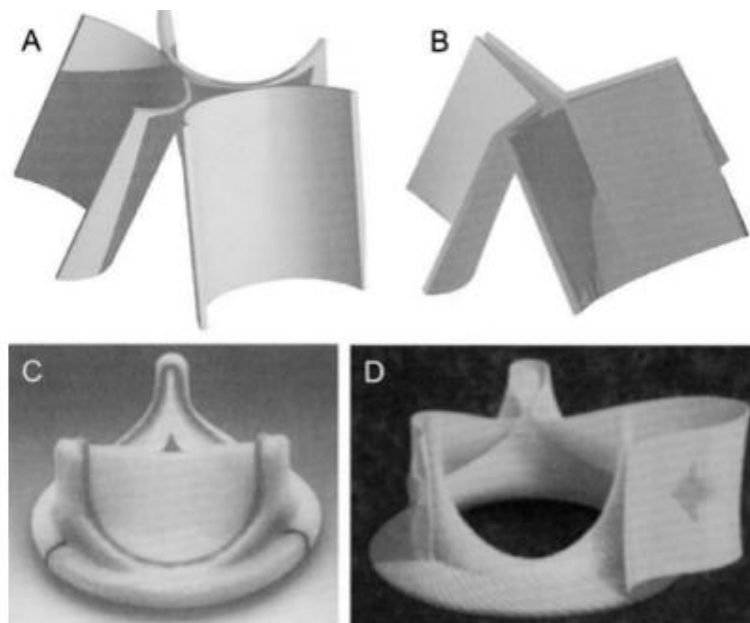
krwi oraz możliwa reakcja układu immunologicznego. Do zalet należą: doskonałe właściwości hemodynamiczne, brak ruchomych elementów podatnych na uszkodzenie oraz nieuszkodzenie komórek krwi. Ponadto, w odróżnieniu od zastawek mechanicznych nie wymagają przyjmowania leków antykoagulacyjnych po implantacji. Wykorzystywane są zastawki odzwierzęce (bydłęce i wieprzowe) oraz pochodzące od dawców ludzkich (przeszczepy allogeniczne) [25,26].

Zastawki pochodzenia zwierzęcego mogą być pobierane całości następnie preparowane za pomocą aldehydu glutarowego i obszywane pierścieniem wykonanym z Dacronu – poliestrowej tkaniny – zapewniającym wstępne ustalenie położenia zastawki oraz zwiększającego powierzchnię nabudowywania tkanek biorcy. Przykładowa zastawka tego typu została pokazana na rysunku 18 [26].



Rysunek 18. Zastawka pochodzenia zwierzęcego z pierścieniem z Dacronu [26]

Innym rodzajem zastawek ksenogenicznych są te wykonane z bydłęcego osierdzia, pokazane na rysunku 19. Pobierane są trzy fragmenty następnie są precyzyjnie zszywane z pierścieniem wykonanym z poliestru. Mimo wykonania z tkanki o innej strukturze niż fizjologiczna płatków zastawki, wykazują się bardzo dobrą skutecznością działania [26].



Rysunek 19. Schemat wykonywania sztucznej zastawki pochodzenia zwierzęcego [26]

Zastawki odzwierzęce mogą być zespolone ze stentem wykonanym ze stali nierdzewnej. Jego zadaniem jest pozycjonowanie zastawki oraz jej ustabilizowanie. Dodatkowo pełni rolę szkieletu na którym obszywane są płatki zastawki. Przykładem takiej zastawki jest produkt firmy Edwards o nazwie Sapien 3, pokazany na rysunku poniżej.



Rysunek 20. Sztuczna zastawka Sapien 3 [29]

Takie zastawki są wykorzystywane przy operacjach małoinwazyjnych.

2.4. Leczenie operacyjne

Zastosowanie implantów zastawek byłby niewykonalne bez urządzenia zastępującego funkcje serca oraz natleniającego krew – płucoserca. Opracowana przez chirurga, John'a Gibbona w latach pięćdziesiątych ubiegłego wieku umożliwiła prowadzenie operacji na otwartym sercu [25].

Rodzaj operacji zależy od stanu chorego, jego wieku oraz predyspozycji do danego typu operacji. Zabiegi mają na celu poprawić rokowania oraz przedłużyć życie pacjenta. W praktyce lekarskiej stosowane są opisane poniżej zabiegi [15,16].

Najbardziej inwazyjną opcją jest chirurgiczna wymiana zastawki. Jest też metodą najczęściej stosowaną oraz przez wykorzystywanie jej od ponad 50 lat dobrze znane są jej przebieg i możliwe powikłania. Jej przebieg jest następujący [16]:

- Wykonanie sternotomii – otwarcia klatki piersiowej poprzez rozcięcie mostka
- Wykonanie obejścia i podłączenie pacjenta do płucoserca
- Po upewnieniu się, że układ krążenia pozaustrojowego działa poprawnie dokonuje się rozcięcia aorty i resekcji zastawki aorty
- Po usunięciu patologicznej zastawki, na jej miejscu umieszcza się wybrany typ implantu i za pomocą szwów ustala się jego położenie
- Zamknięcie aorty
- Odłączenie pacjenta od płucoserca i połączenie części mostka

Podczas operacji mogą zostać dodatkowo umieszczone cewniki zbierające płyn z klatki piersiowej. Usuwane są w ciągu 36 godzin od operacji. Po operacji pacjent jest umieszczany na oddziale intensywnej opieki medycznej na czas 12 – 36 h. Po opuszczeniu jednostki zabiegowej zaleca się trzymiesięczną rekonwalescencję oraz unikanie dużego wysiłku fizycznego przez cztery do sześciu miesięcy po zabiegu [1,16,30].

Stosunkowo nową, bo zastosowaną po raz pierwszy w roku 2002 [31,32,33], metodą jest przezcewnikowe wszczępienie zastawki aortalnej. Jest ona stosowana głównie u osób, których przewidywany czas życia po operacji to mniej niż 15-20 lat. Implant zastawki biologicznej ze zintegrowanym stentem jest kompresowany i umieszczany w cewniku. Przed zabiegiem, kardiochirurg musi określić sposób dojścia cewnikiem do uszkodzonej zastawki. Istnieją trzy miejsca przez które może zostać założony cewnik:

- Tętnica udowa – przy braku przeciwwskazań (takich jak ostre załamania, zmniejszone światło naczynia)
- Koniuszek serca – alternatywna droga dojścia

- Tętnica podobojczykowa.

Przebieg polega na wprowadzeniu zastawki poprzez cewnik na wysokość uszkodzonej zastawki implantu następnie jego rozprężenie, najczęściej wykonywane za pomocą balonu prowadzonego tym cewnikiem [32,33].

Obok opisanych metod stosowane są również inne sposoby leczenia. Jeżeli stenoza jest niewielka to możliwe są operacje usunięcia złożeń lub deformacji i przywrócenie poprawnego działania. Inną opcją jest operacja Rossa, polegająca na resekcji zastawki aortalnej, zastąpieniu jej przez zastawkę pnia płucnego, a na miejsce zastawki prawej komory wszczepiony zostaje implant. Stosowana jest głównie u niemowląt i dzieci [14,34].

3. Model

3.1. Rzeczywisty model przestrzenny zastawki

W handlu dostępne są serca wieprzowe wraz z zastawkami. Postanowiono pobrać oraz zabezpieczyć zastawki, a następnie poddać je badaniu za pomocą tomografii komputerowej celem uzyskania rzeczywistego modelu przestrzennego. Nie znaleziono publikacji traktujących o badaniu tą metodą wycinków tkanki mięśnia sercowego.

Tomograf, na którym przeprowadzono badanie to phoenix v|tome|x s, który umożliwia wykorzystywanie wysokich napięć do badania próbek o małej przenikalności lub dużej gęstości, jak również pozwala na regulację rozdzielczości przestrzennej mikroskopu. Opisany tomograf jest wyposażony w dwie lampy, stosowane zależnie od materiału i wielkości próbki.



Rysunek 21. Zdjęcie tomografu phoenix v|tome|x s [35]

Wraz ze wzrostem napięcia wiązka staje się bardziej skupiona i pozwala na zwiększenie dokładności, ale jednocześnie zmniejszenie pola roboczego. Maksymalny rozmiar próbki to 500x600 mm, lecz największy rozmiar próbki do efektywnego skanu 3d to 290x400 mm. Zasada pomiaru jest analogiczna jak w przypadku tomografu medycznego, z tą różnicą, że w tomografii technicznej obracany jest przedmiot, a nie lampa z detektorem [35].

Przygotowanie próbek rozpoczęto od sekcji serca wieprzowego z nieuszkodzonymi zastawkami. Za pomocą podstawowych narzędzi chirurgicznych (pinceta, nożyczki proste, skalpel) pobrano cztery zastawki aortalne. Następnie zanurzono je w 96% procentowym roztworze C_2H_5OH z wodą destylowaną celem usunięcia zanieczyszczeń oraz pozbawieniu próbek

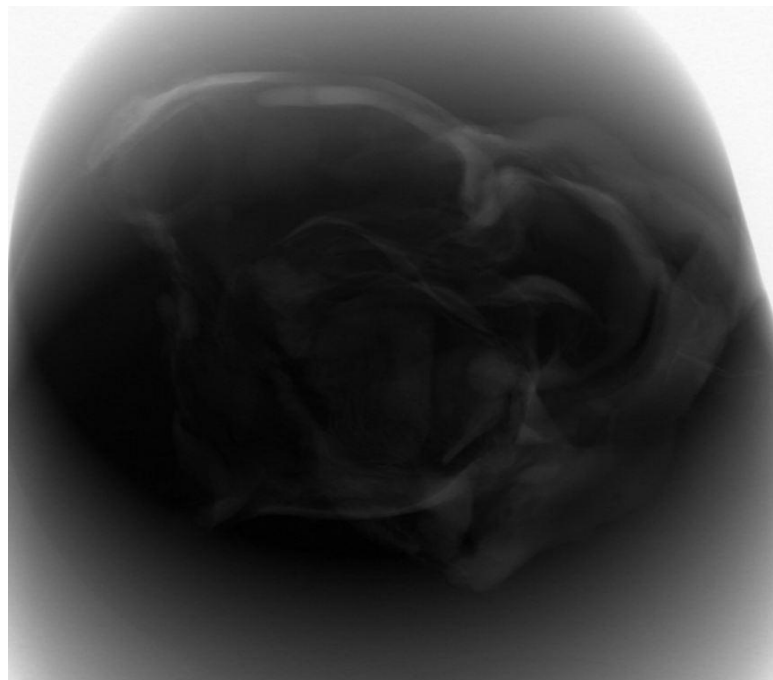
nadmiaru wilgoci. Czas przetrzymywania w roztworze wynosił 30 sekund dla każdej próbki. Podczas zanurzenia, wykonywano ruch mający na celu zwiększenie stopnia oczyszczenia próbki. Kolejnym krokiem było umieszczenie tak przygotowanych zastawek w rurkach o różnych średnicach, zależnych od wymiarów zastawki. Formy były wykonane ze szkła akrylowego którego głównym składnikiem jest poli(metakrylan maetylu) – PMMA. W praktyce histopatologicznej, celem utrwalenia próbek tkanek stosowana jest parafina. Jednak ze względów na możliwe wystąpienie wysokiej temperatury podczas badania, niską wytrzymałość mechaniczną oraz zbliżoną gęstość do tkanek użyta została żywica Norsodyne S 25413 TA. Jest to żywica poliestrowa, niskolepka o małej gęstości w stanie ciekłym oraz w stanie utwardzonym o gęstości nieznacznie większej od średniej gęstości tkanek. Proces zalewania przebiegał w kilku etapach, ponieważ gęstość tkanek była większa niż żywicy w stanie ciekłym, co powodowało wynurzanie zastawki. Kolejna warstwa była наносzona po związaniu warstwy poprzedniej. Po całkowitym związaniu ostatniej warstwy, odstawiono próbki na 12 godzin w celu utwardzenia. Następnie próbki wygrzano przez 2 godziny w temperaturze 40°C celem ostatecznego utwardzenia żywicy.



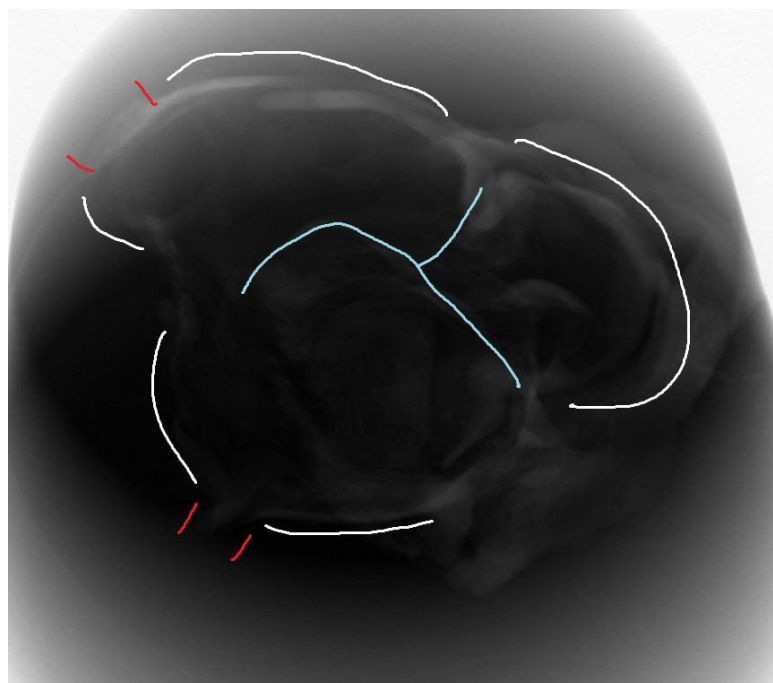
Rysunek 22. Próbki podczas procesu utwardzania w podwyższonej temperaturze. W dolnym lewym rogu widoczna jest termopara służąca do pomiaru temperatury.

Ostatnim krokiem było usunięcie formy wykonanej z PMMA, wykonane zostało to za pomocą operacji toczenia.

Tak przygotowane próbki, dzięki uprzejmości dr inż. Bartosza Gapińskiego z Instytutu Technologii Mechanicznej Politechniki Poznańskiej, zostały poddane badaniu opisanym na początku niniejszego rozdziału, tomografii technicznym. Rysunki 23 - 25 przedstawiają prześwietlenie jednej z próbek z różnych stron.



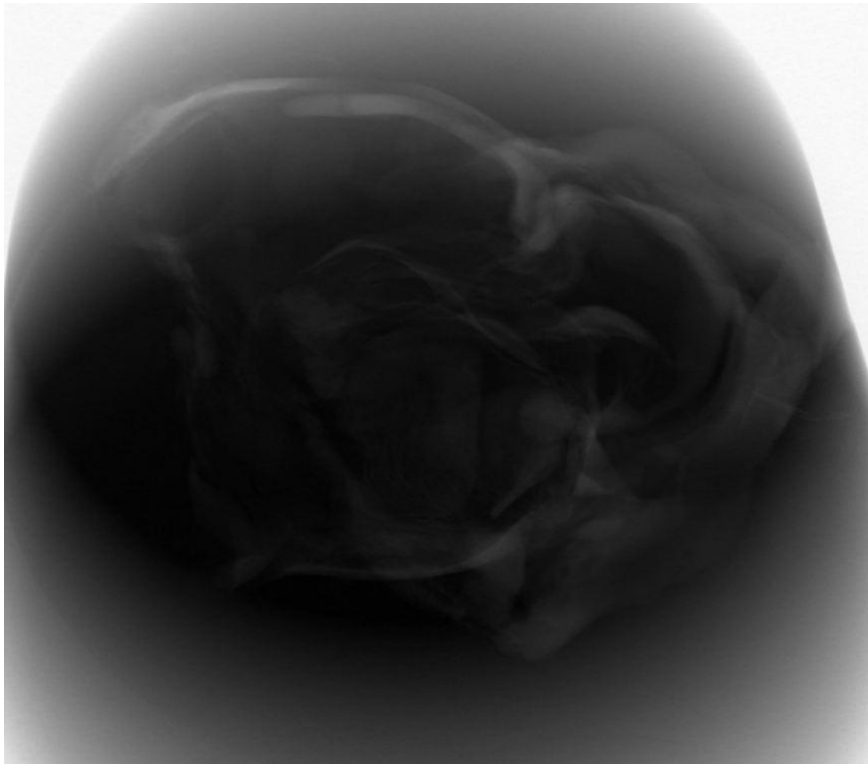
Rysunek 23. Zdjęcie z tomografii komputerowej – nieprzetworzone



Rysunek 24. Zdjęcie z tomografii komputerowej – nieprzetworzone. Kolorem białym zaznaczono zatoki zastawek, kolorem niebieskim fragmenty płatków zastawki, a czerwonym ujścia naczyń wieńcowych



Rysunek 25. Widok z boku na zastawkę - nieprzetworzone zdjęcie z tomografu komputerowego



Rysunek 26. Widok od tyłu na zastawkę - nieprzetworzone zdjęcie z tomografu komputerowego

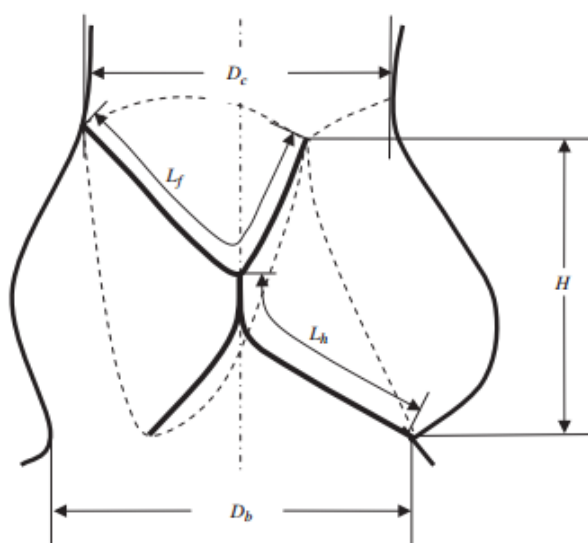
Otrzymane obrazy są nieprzetworzonym prześwietleniem, które musi zostać poddane obróbce. Podczas tej operacji zdjęcia zostaną nałożone na siebie i za pomocą odpowiednich algorytmów przekształcone w model trójwymiarowy.

Otrzymany model jest w postaci pliku STL (od ang. *stereolithography*) w którym geometria określona jest przez siatkę wielokątów. Przetworzenie pliku do postaci siatki o dobrej jakości elementów jest czasochłonne, aczkolwiek pozwala uzyskać model najbardziej zbliżony do rzeczywistego. Ponad to, gotowa siatka zawierałaby bardzo dużą ilość elementów, która wymagałaby dużej mocy obliczeniowej. Problematyczne mogłoby okazać się też stworzenie domeny płynu.

3.2. Uproszczony model trójwymiarowy zastawki

Do celów symulacji przygotowano modele uproszczone stworzone w oprogramowaniu Autodesk Inventor. Główną różnicą pomiędzy rzeczywistą zastawką, a modelem jest brak zatok – domena jest w postaci walca o średnicy wynoszącej 26 mm. Uwarunkowane było to ograniczeniem poziomu skomplikowania siatki dla domeny płynu, a zarazem ograniczenia czasu obliczeń.

Wymiary zostały dobrane na podstawie literatury [36,37]. Oznaczenia w literaturze przedstawia rysunek 27:



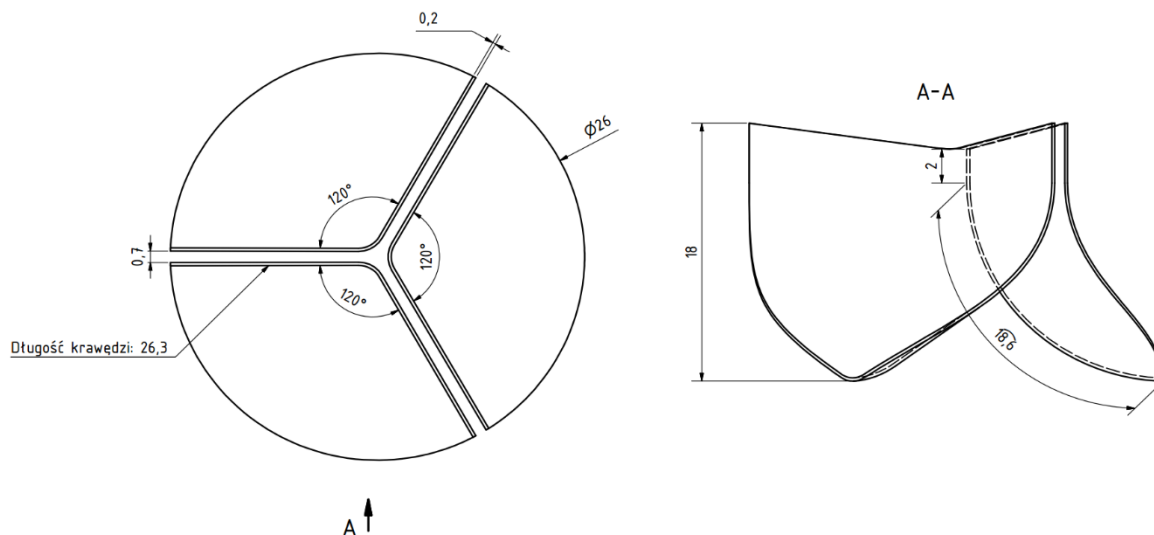
Rysunek 27. Wymiary charakterystyczne zastawki aortalnej. D_b - średnica podstawy, D_c - średnica aorty, H - wysokość zastawki, L_f - szerokość swobodna płatki, L_h - długość płatki [36]

Dane liczbowe występujące w literaturze [37]:

- D_b wartości od 22,5 mm do 27 mm
- D_c wartości od 20,4 mm do 30,1 mm
- H wartości od 17,6 mm do 26,8 mm
- L_f wartości od 26,2 mm do 35,4 mm
- L_h wartości od 12,2 mm do 18,7 mm

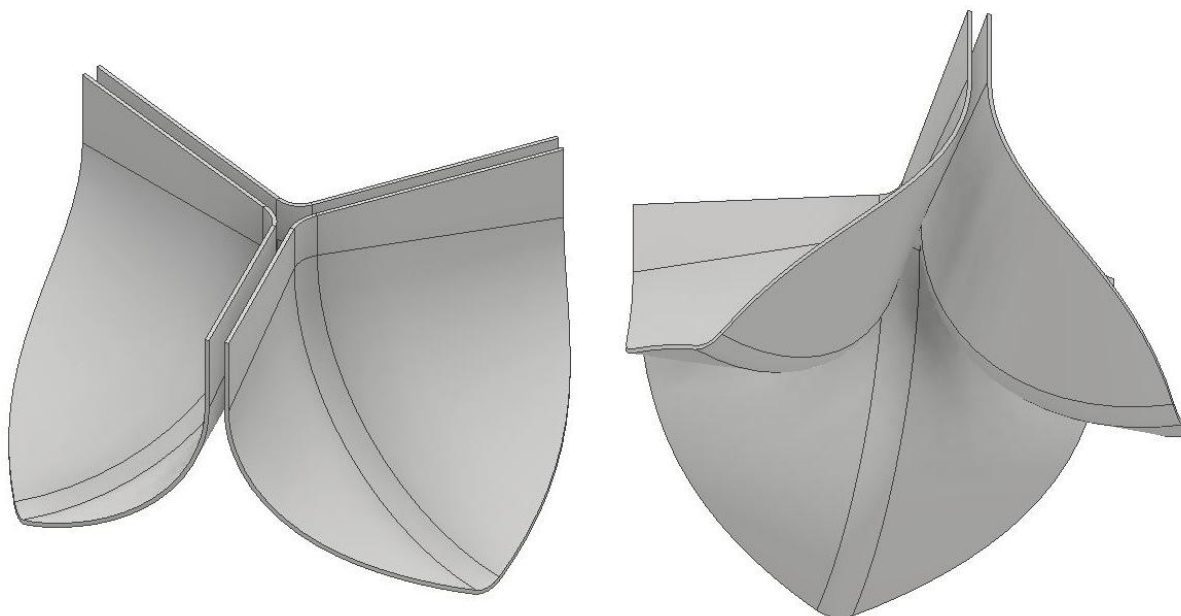
Należy zaznaczyć, że są to zakresy wartości uzyskane w wyniku badań eksperymentalnych. Ze względu na dużą zmienność osobniczą wymiary u innych osobników mogą znacznie odbiegać o tych wartości i winno się je traktować jako referencyjne [36,37,38].

Wymiary modelu użytego do symulacji są zgodne z danymi literaturowymi i zostały przedstawione na rysunku 28.



Rysunek 28. Wymiary uproszczonego modelu

Rysunek 29 przedstawia model trójwymiarowy w rzucie izometrycznym, celem zwizualizowania kształtu.

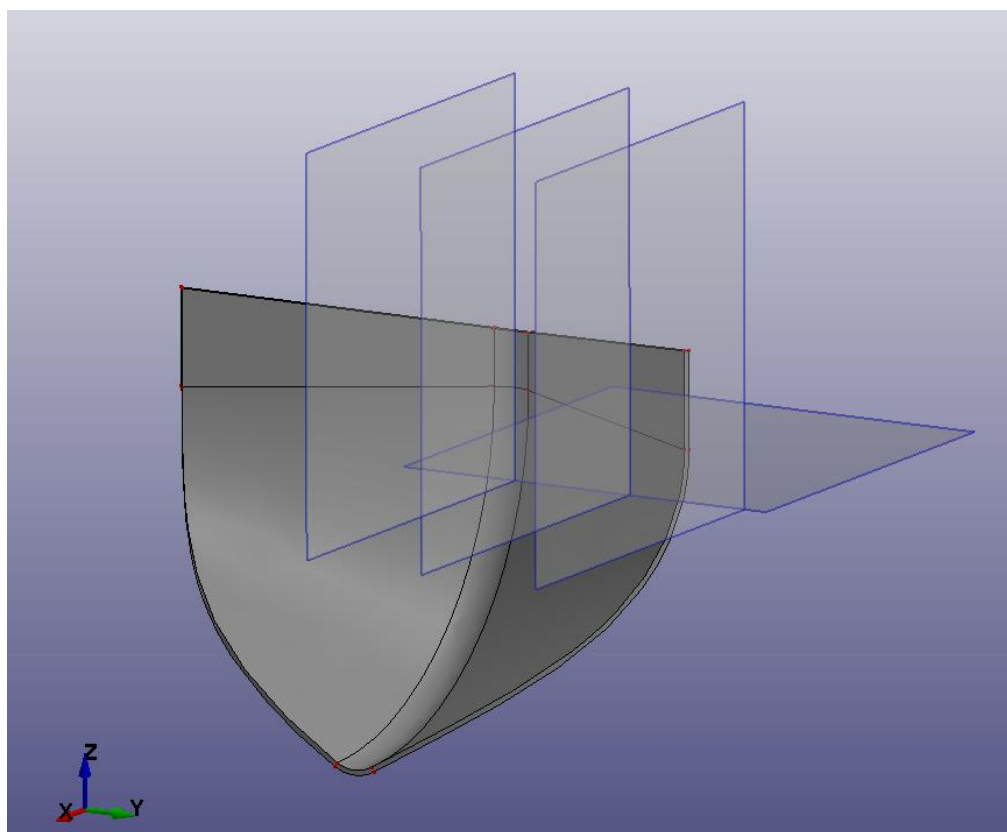


Rysunek 29. Model przestrzenny użyty do symulacji. Po lewej widok izometryczny od góry, po prawej widok izometryczny od dołu.

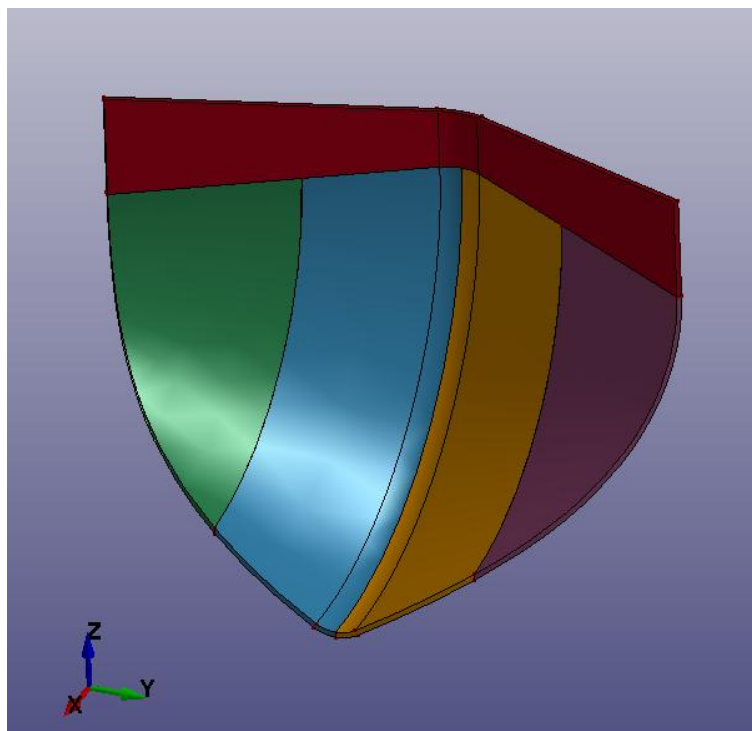
3.3. Proces dyskretyzacji modelu – generowanie siatki

Proces generowania siatki zostanie przedstawiony na przykładzie dyskretyzacji trój-płatkowej zastawki w programie LS-Prepost wchodzącego w skład pakietu LS-Dyna. Ten program łączy w sobie możliwości *pre-* i *postprocessingu*. Za pomocą wbudowanych narzędzi służących przygotowaniu danych do symulacji można: tworzyć geometrię, generować siatkę elementów skończonych, nadawać parametry materiałowe, uwzględniać różne moduły obliczeń zjawisk fizycznych, wprowadzać warunki brzegowe oraz uwzględniać sprzężenie różnych zjawisk [39].

Pierwszym etapem było zaimportowanie geometrii jednego z płatków w postaci pliku IGES. Do obliczeń przemieszczeń i naprężeń elementów zostanie wykorzystany solver do analiz wytrzymałościowych ciał stałych, co determinuje rodzaj elementów bazowych które posłużą do dyskretyzacji modelu – elementy sześciennie o 8 węzłach w wierzchołkach. Celem uzyskania takich elementów wykorzystano narzędzie *Solid Mesher*. Podręcznik obsługi programu zaleca podział geometrii na mniejsze części, wygenerowanie siatek dla tych części, a następnie ich konsolidację w całość [39]. Podział wymaga stworzenia płaszczyzn referencyjnych, a następnie wykorzystania funkcji *Split Solid*. Rysunek 30 pokazuje użyte płaszczyzny, a kolejny rezultat operacji.

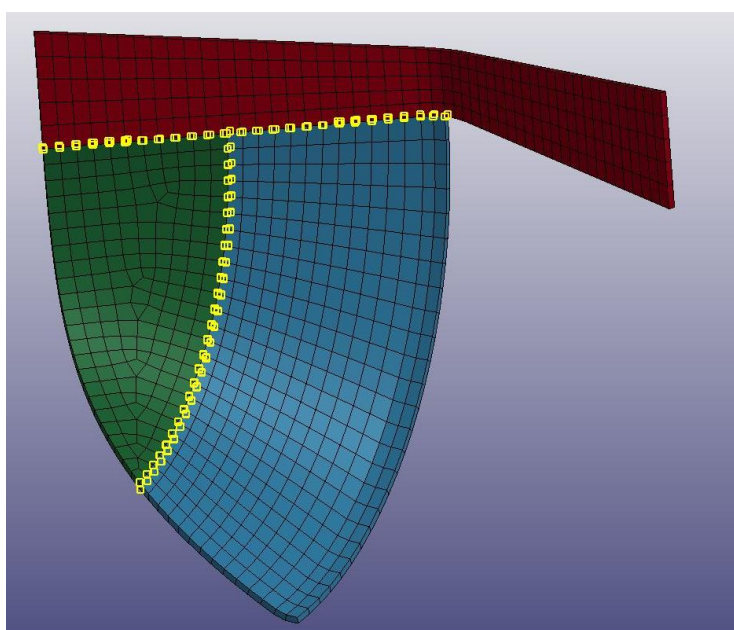


Rysunek 30. Płaszczyzny wykorzystane do podziału geometrii



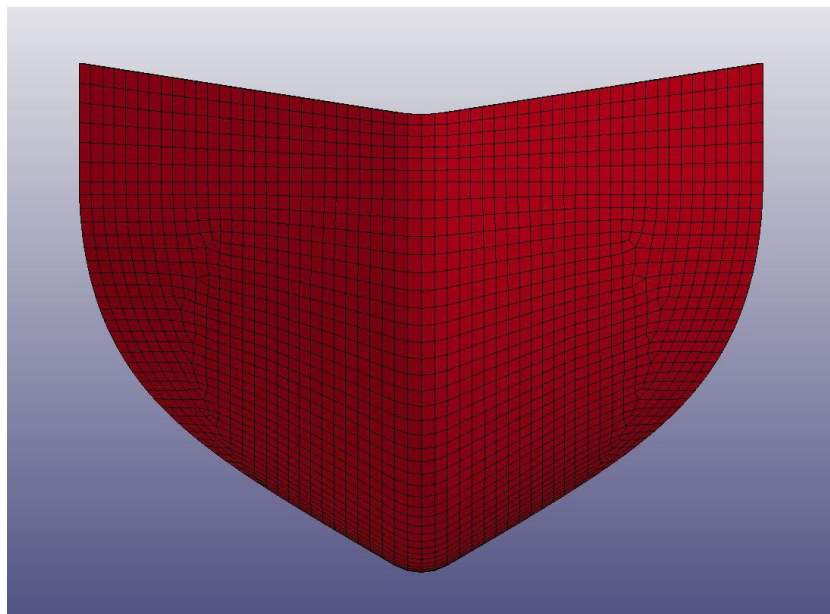
Rysunek 31. Rezultat podziału geometrii

Model jest symetryczny względem powierzchni XZ. Pozwala to wygenerować siatkę tylko dla połowy, następnie poprzez jej lustrzane odbicie względem tej powierzchni uzyskiwana jest siatka dla całego elementu. Proces generowania elementów polega na wygenerowaniu siatki dwuwymiarowej na płaszczyźnie bazowej, a następnie jej wyciągnięciu wzdłuż krawędzi geometrii. Rysunek 32 przedstawia siatki poszczególnych elementów oraz zaznaczone pokrywające się węzły.



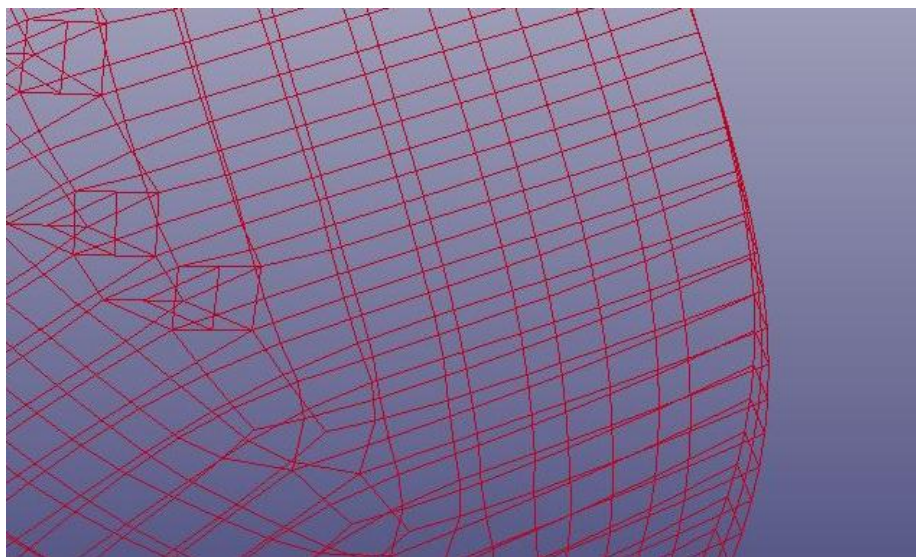
Rysunek 32. Siatki poszczególnych elementów i powtórzone węzły

Kolejnym krokiem było odbicie części oznaczonych kolorem zielonym i niebieskim względem płaszczyzny symetrii (orientacja XZ według rysunku 30). Po scaleniu powtarzających się węzłów otrzymano siatkę przedstawioną na rysunku 33.



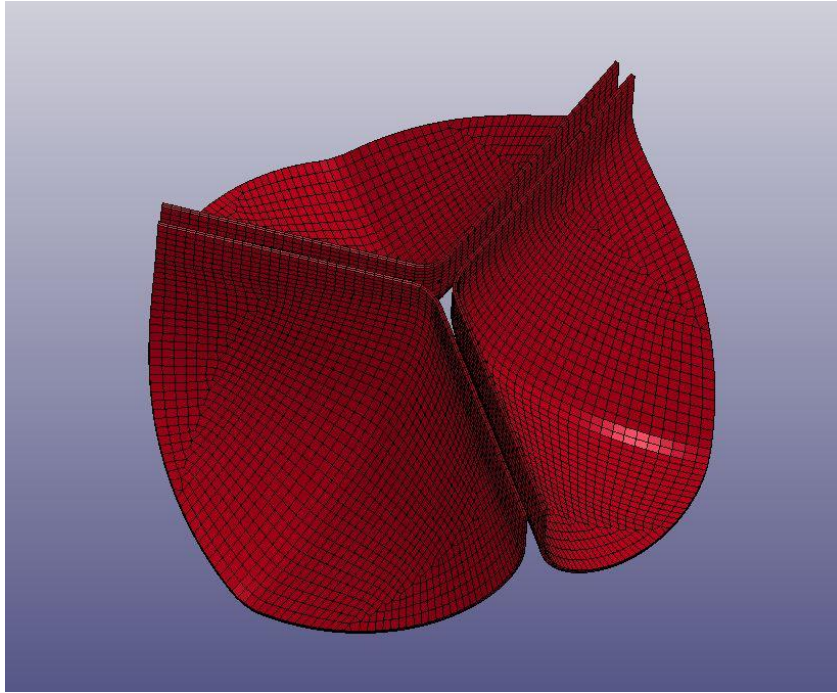
Rysunek 33. Siatka pojedynczego płátka zastawki - widok na płaszczyznę YZ

Wygenerowana siatka zawierała kilka elementów o nieprawidłowej geometrii. Zostały one w sposób manualny poprawione. Dodatkowo zwiększono ilość warstw elementów do dwóch. Rysunek 34 obrazuje warstwy oraz pokazuje przykładowe błędne elementy.

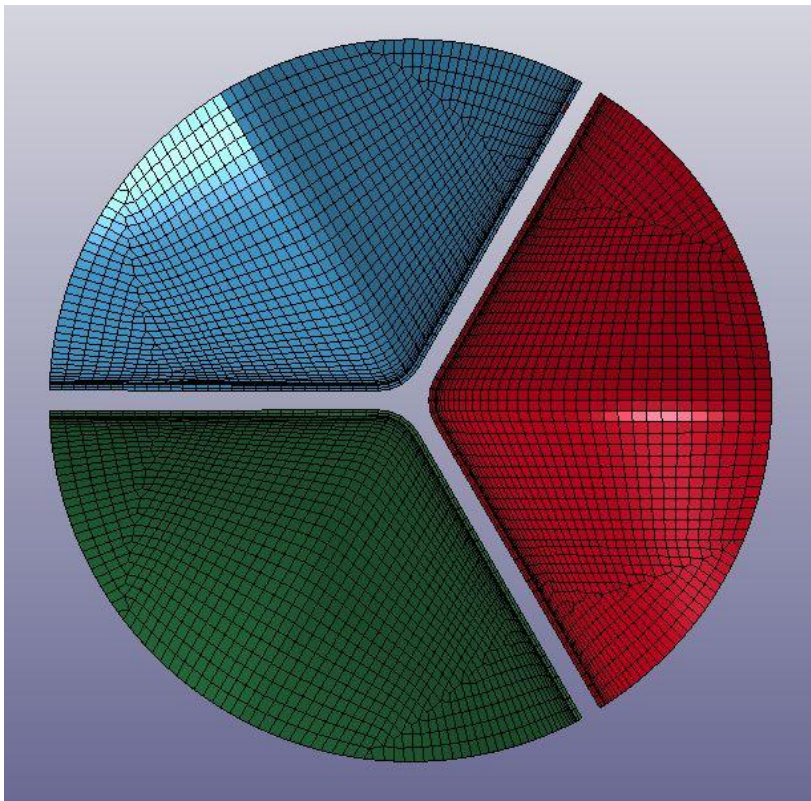


Rysunek 34. Warstwy elementów oraz nieprawidłowe elementy siatki

Celem uzyskania siatki dla dwóch pozostałych płatków, powielono wygenerowaną siatkę. Wykorzystano funkcję szyku kołowego i za jego pomocą otrzymano kompletną siatkę ciała stałego. Ostateczna siatka została pokazana na rysunku 35 i 36.

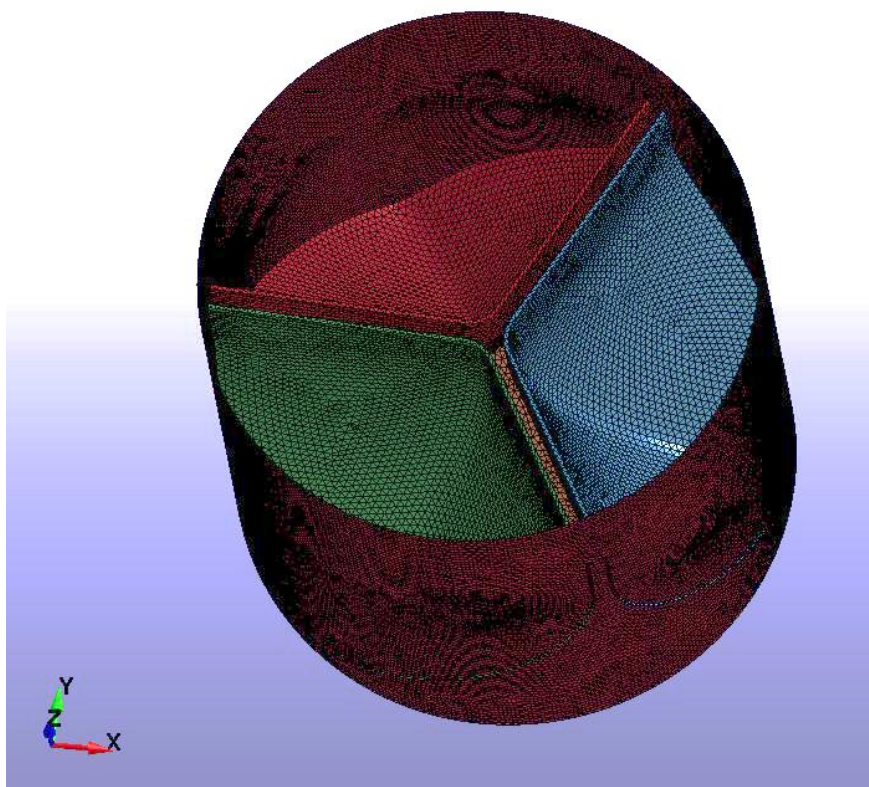


Rysunek 35. Ostateczna siatka ciała stałego - widok izometryczny



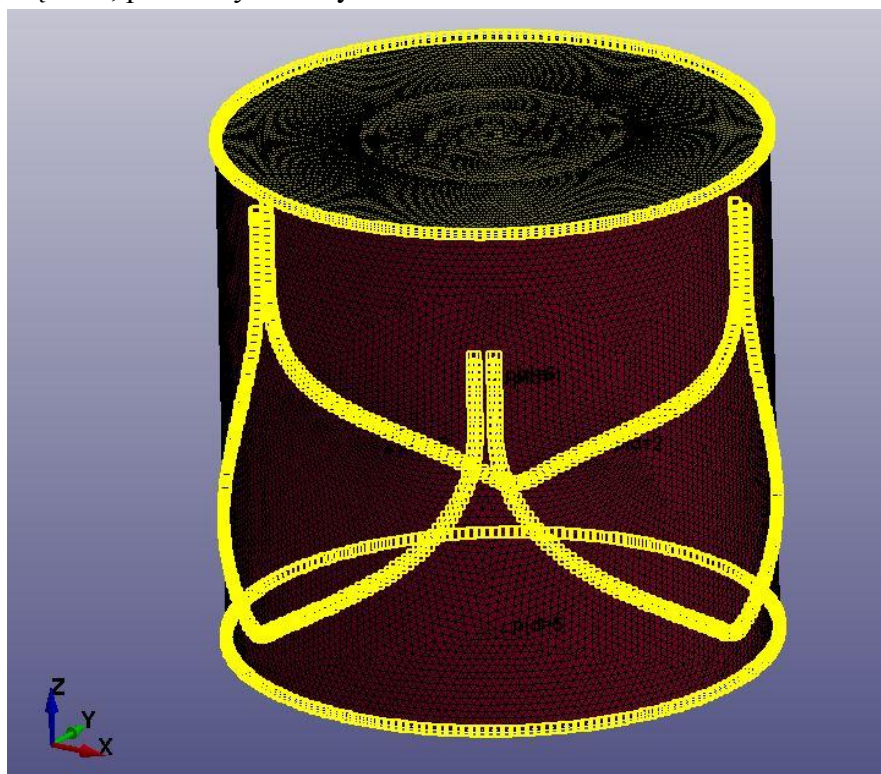
Rysunek 36. Ostateczna siatka ciała stałego - widok z góry. Celem rozróżnienia części użyto kolorów.

Poza utworzeniem siatki dla płatków, konieczna jest dyskretyzacja domeny płynu. Solver ICFD (ang. *Incompressible Computational Fluid Dynamic*, obliczeniowej mechaniki płynów nieściśliwych) generuje siatkę wolumetryczną na podstawie siatki powierzchniowej, która została pokazana na rysunku 37.



Rysunek 37. Siatka powierzchniowa domeny płynu

Mimo wizualnego podobieństwa, fragment domeny który zajmują płatki nie jest złożony z elementów sześciennych tylko jest to siatka powierzchniowa. Celem poprawnego wygenerowania siatki przestrzennej, wymagana jest zamknięta objętość. Uzyskuje się ją przez scalenie nakładających się węzłów, pokazanych na rysunku 38.



Rysunek 38. Nakładające się węzły w siatce domeny płynu

4. Symulacja

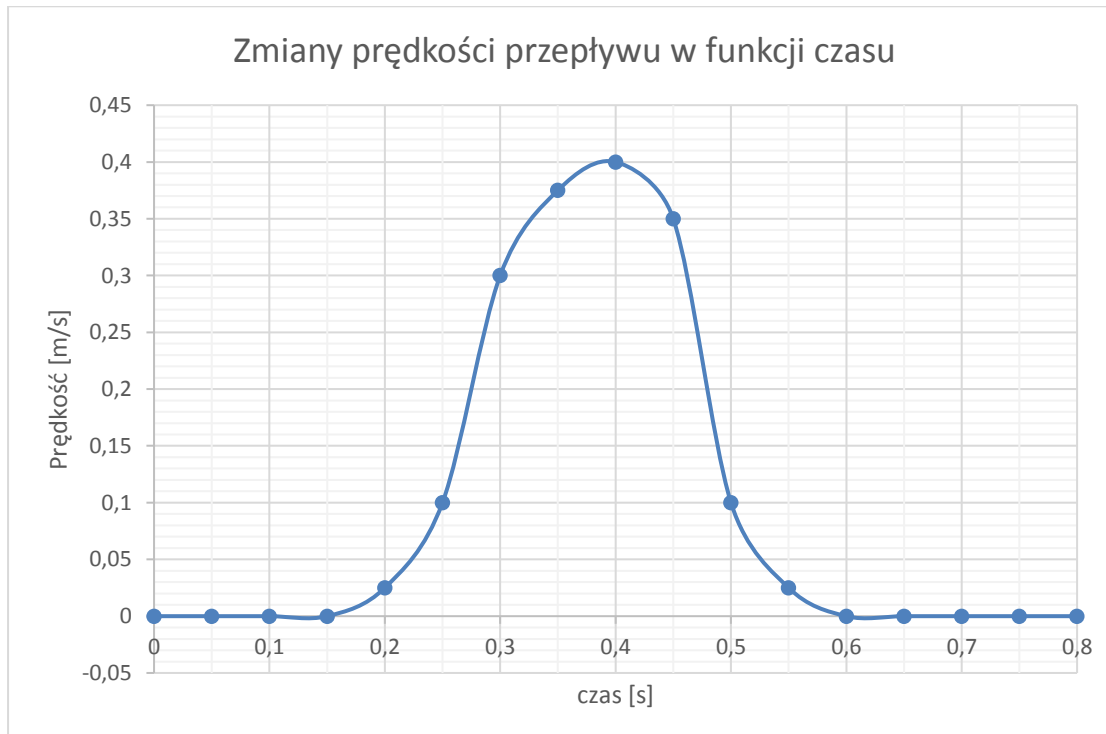
4.1. Opis oprogramowania

Celem przeprowadzenia symulacji metodą elementów skończonych zostało wykorzystane oprogramowanie LS-Dyna. Został stworzony przez *Lawrence Livermore National Laboratory* jako narzędzie o szerokim spektrum zastosowań. Dzięki jego algorytmom możliwe jest analizowanie znacznych odkształceń brył spowodowanych przepływem płynu, a implementacja zagadnienia kontaktowego pozwala na analizę wzajemnego oddziaływania dwóch lub więcej elementów. W obecnej wersji oprogramowanie wspiera wiele rodzajów elementów używanych do dyskretyzacji modelu (np. 4 węzły ostrosłup lub 8 węzłowe elementy sześciennie). Pozwala to na możliwie najlepsze odwzorowanie geometrii i samego zagadnienia. Dostępne są również metody dynamicznego przeliczania siatki elementów na podstawie ruchu cieczy [39].

4.2. Warunki brzegowe i materiałowe

4.2.1. Warunek prędkości na wlocie

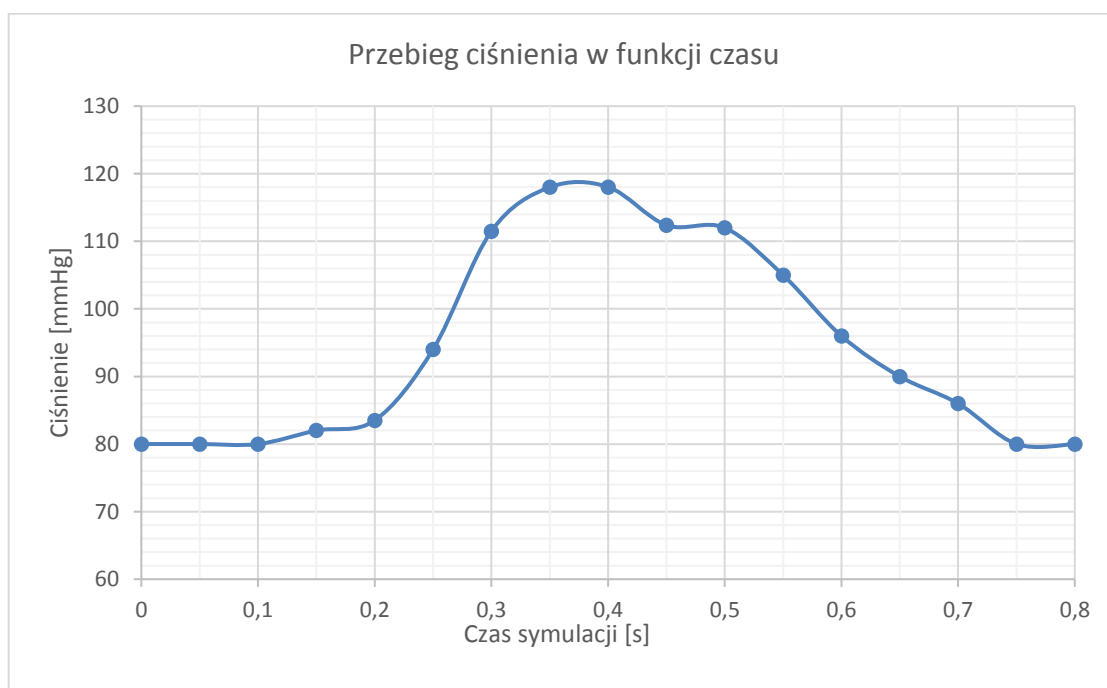
Bazując na danych literaturowych [40,41,42] przyjęto przedstawiony na wykresie 1. profil prędkości.



Wykres 1. Zmiany prędkości na wlocie w czasie

4.2.2. Warunek ciśnienia na ujściu

Na ujściu przyjęto fizjologiczne ciśnienie w trakcie skurczu [40,41,42]. Wykres 2. przedstawia przebieg ciśnienia w czasie.



Wykres 2. Wykres zmian ciśnienia w aorcie w trakcie skurczu serca

4.2.3. Parametry płynu

Do symulacji przyjęto uproszczony model cieczy. Poczynione zostało założenie, że krew traktowana będzie jako ciecz newtonowska, czyli taka której lepkość nie ulega zmianom w trakcie przepływu (nie jest zależna od prędkości) i wynosi $3,9 \text{ mPa}\cdot\text{s}$. Ponadto, założono jednorodny charakter płynu. W rzeczywistości jest to zawiesina elementów morfotycznych w osoczu. Gęstość silnie zależy od ilości poszczególnych rodzajów krwinek. W symulacjach przyjęto gęstość średnią, wynoszącą $1060 \frac{\text{kg}}{\text{m}^3}$ [40,41,42].

4.2.4. Właściwości mechaniczne tkanki

W literaturze [41,42] przeważają dwa podejścia. Oba zakładają jednorodność materiału. Rzeczywista budowa jest bardziej złożona i ze względu na dużą zmienność osobniczą nie jest możliwe dokładne zamodelowanie.

Jednym z podejść stosowanych do oceny poprawności algorytmów, jest założenie izotropowości materiału. Przyjmowane są następujące wartości [40]:

- Gęstość: $1065 \frac{\text{kg}}{\text{m}^3}$
- Współczynnik Poissona: 0,49999

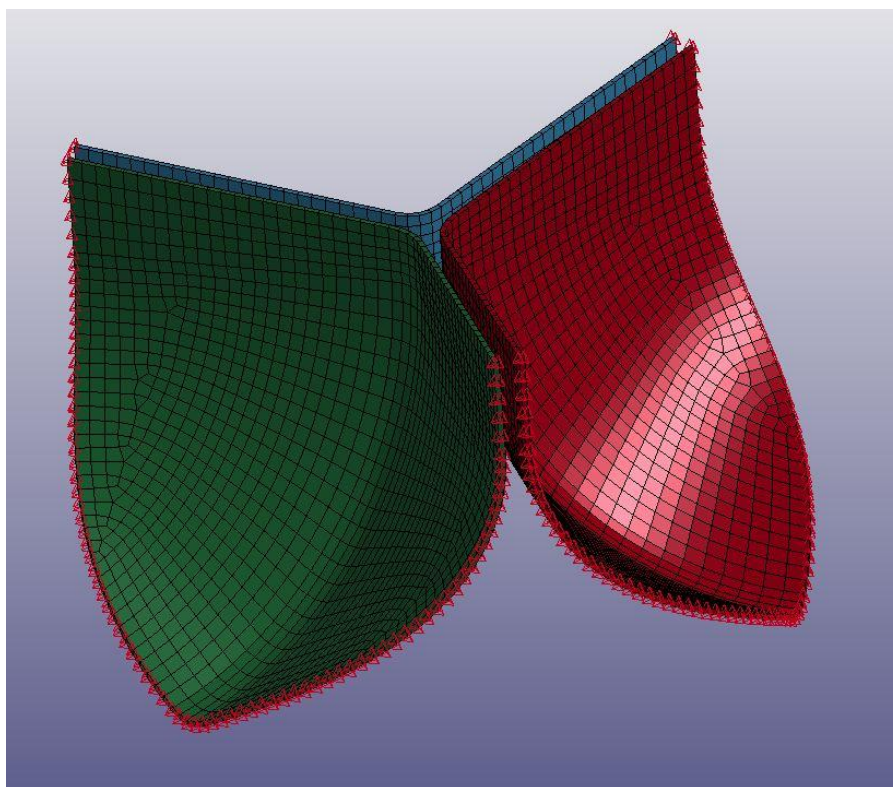
- Moduł Younga: 0,1 GPa

Dokładniejsze odwzorowanie zachowania tkanek opisuje model Mooney-Rivlin'a. Jest to model zakładający nieliniową zależność odkształceń w zależności od naprężeń. Ten model został użyty do symulacji i przyjęto następujące parametry [41]:

- Gęstość: $1065 \frac{kg}{m^3}$
- Współczynnik Poissona: 0,49999
- Współczynnik A: 0,013292 MPa
- Współczynnik B: 0,00263 MPa.

4.2.5. Utwierdzenie elementów płatków zastawek

Rysunek 39. przedstawia elementy, którym zostały odebrane wszystkie stopnie swobody – translacja w trzech wymiarach oraz rotacja wokół trzech osi.



Rysunek 39. Utwierdzenie elementów zastawki

Pozostałym elementom nie nadano żadnych warunków, co zapewnia im pełną swobodę ruchu.

4.2.6. Pozostałe warunki i ustawienia

Wszystkim elementom leżącym na powierzchniach będących wspólnymi z płynem, nadano warunek oddziaływania z nim. Pozostawiono domyślne parametry, z wyjątkiem para-

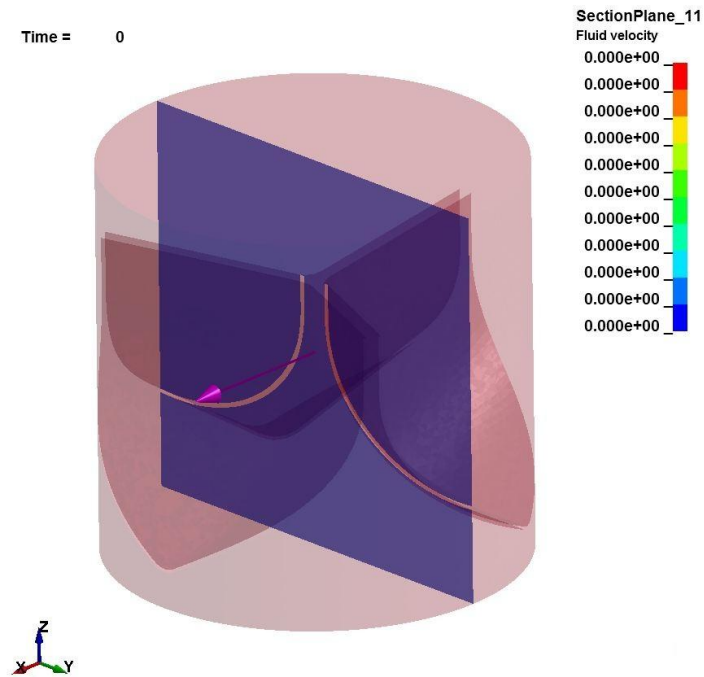
metru IDC (ang. *Interaction detection coefficient*) określającym obszar oddziaływania elementów płynów z elementami bryłowymi. Ze względu na wielkość elementów przyjęto wartość 0.075 (mniejszą niż grubość elementów bryłowych).

Celem symulowania zjawiska kontaktu dodano do płatków zastawki warunek uwzględniający wzajemne oddziaływania - *CONTACT_SURFACE_TO_SURFACE_MORTAR. Pozostawiono domyślne ustawienia.

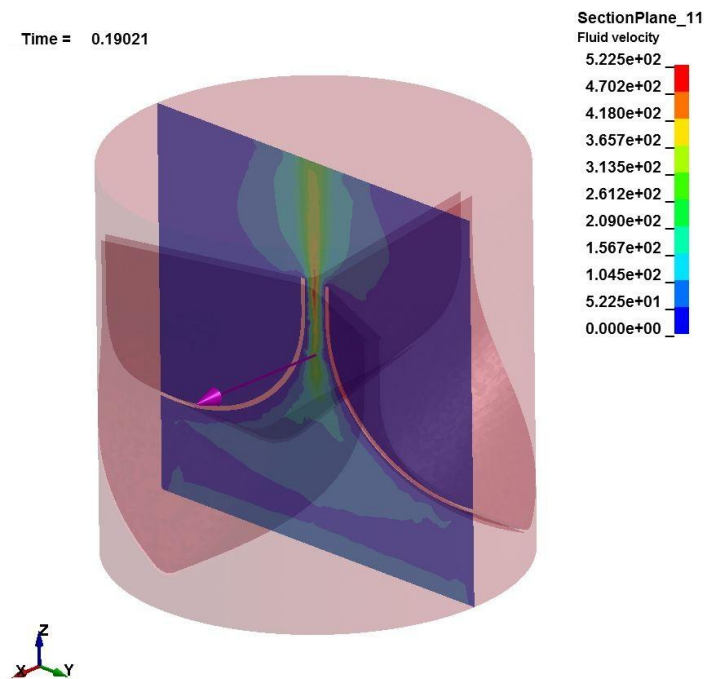
5. Wyniki i ich analiza

5.1. Symulacja przepływu

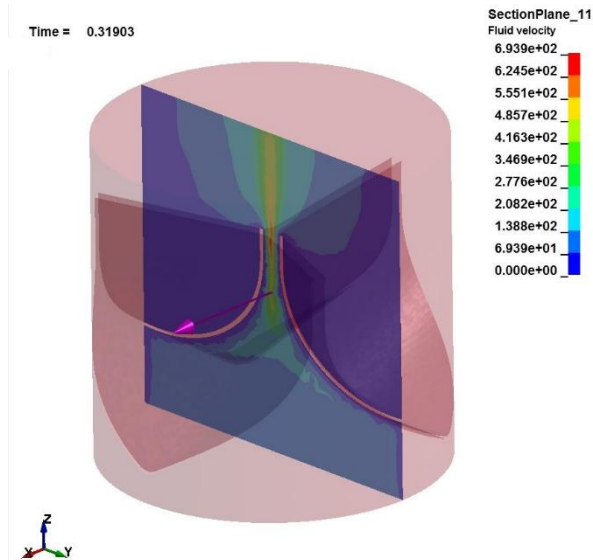
Celem sprawdzenia poprawności ustawień, przeprowadzono symulację samego przepływu – bez zastawek umieszczonych w domenie. Wyniki, dla różnych czasów zostały pokazane na rysunkach poniżej.



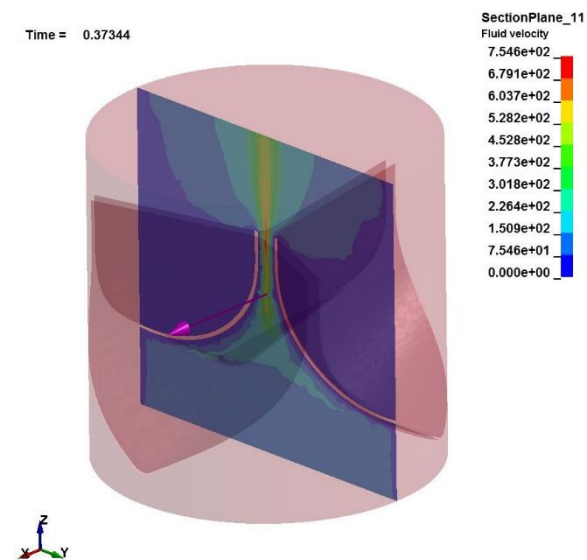
Rysunek 40. Symulacja przepływu - stan początkowy



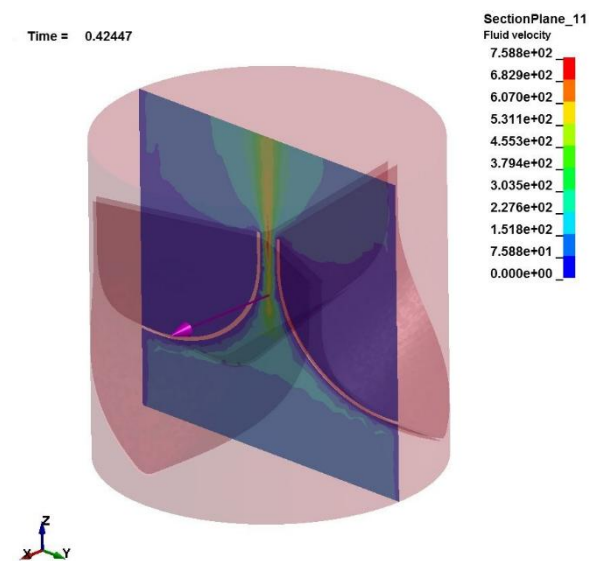
Rysunek 41. Symulacja przepływu - $t = 0.19s$



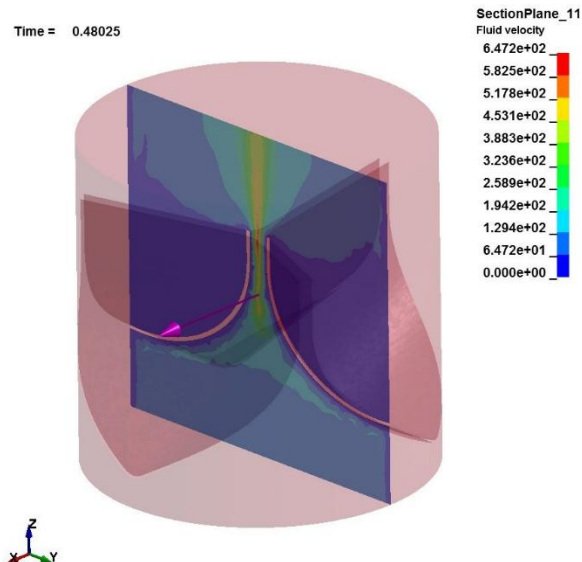
Rysunek 42. Symulacja przepływu - $t = 0.32$ s



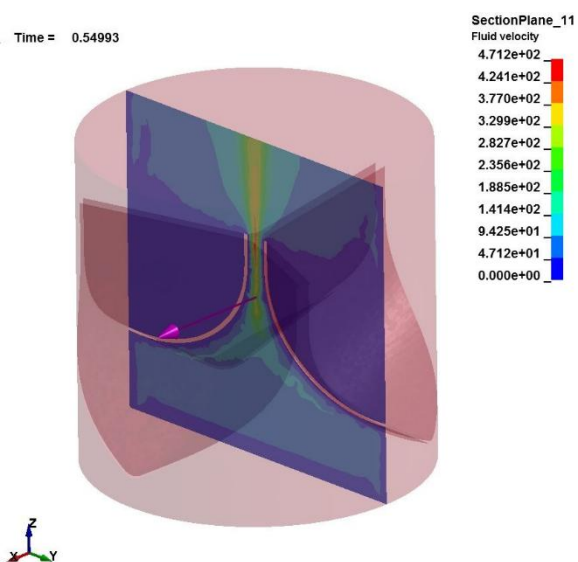
Rysunek 43. Symulacja przepływu - $t = 0.37$ s



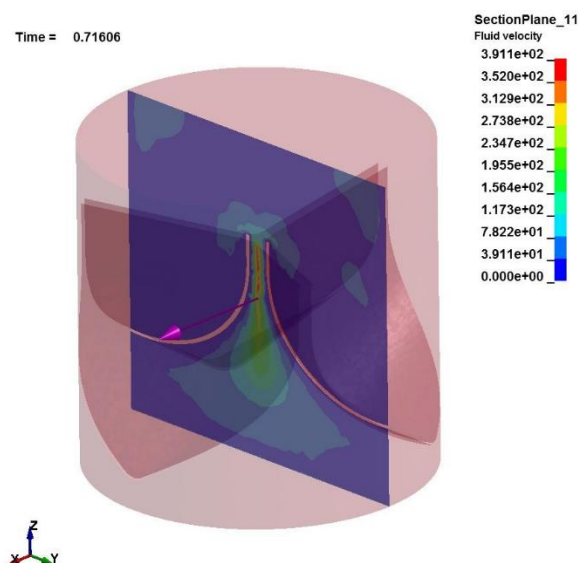
Rysunek 44. Symulacja przepływu - $t = 0.42$ s



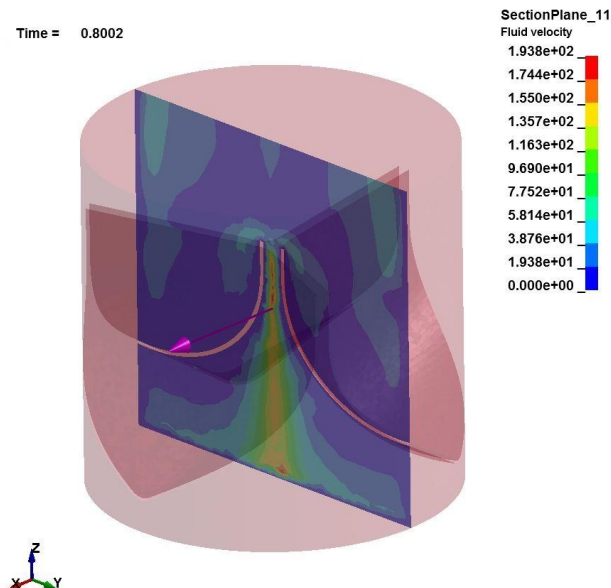
Rysunek 45. Symulacja przepływu - $t = 0.48$ s



Rysunek 46. Symulacja przepływu - $t = 0.55$ s



Rysunek 47. Symulacja przepływu - $t = 0.72$ s

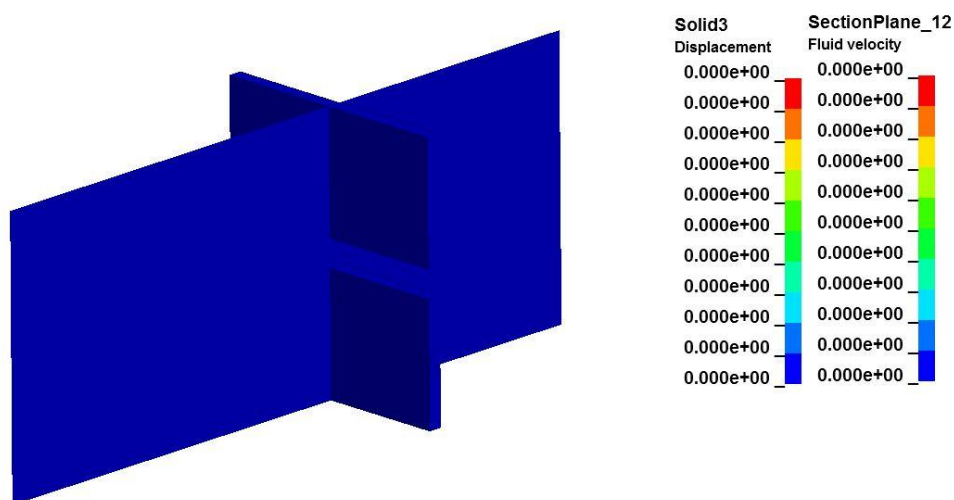


Rysunek 48. Symulacja przepływu - $t = 0.80$ s

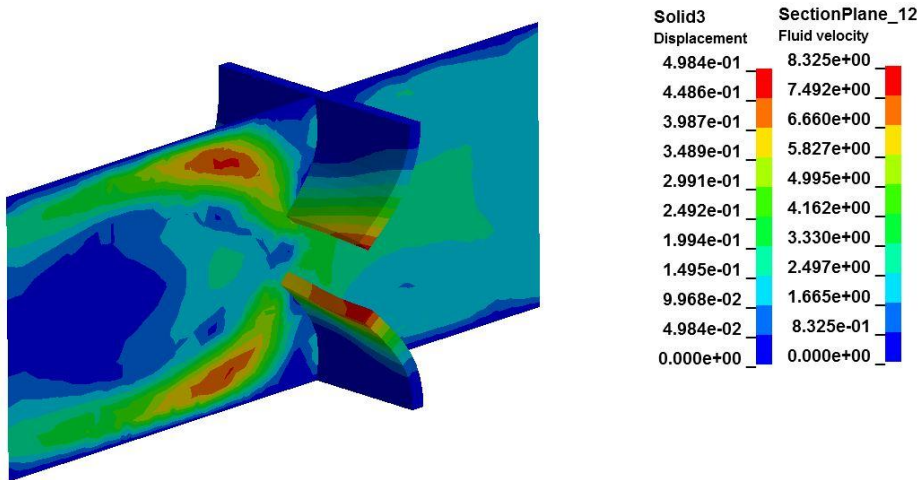
Symulacja pokazuje zachowanie płynu podczas przepływu przez недеформовальną domenę. Maksymalna prędkość przepływu wynosiła 0,7 m/s i zgodnie z oczekiwaniami obszar wystąpienia takiej prędkości znajdował się w punkcie centralnym, pomiędzy płatkami zastawki.

5.2. Symulacja oddziaływania ciec-ciało stale

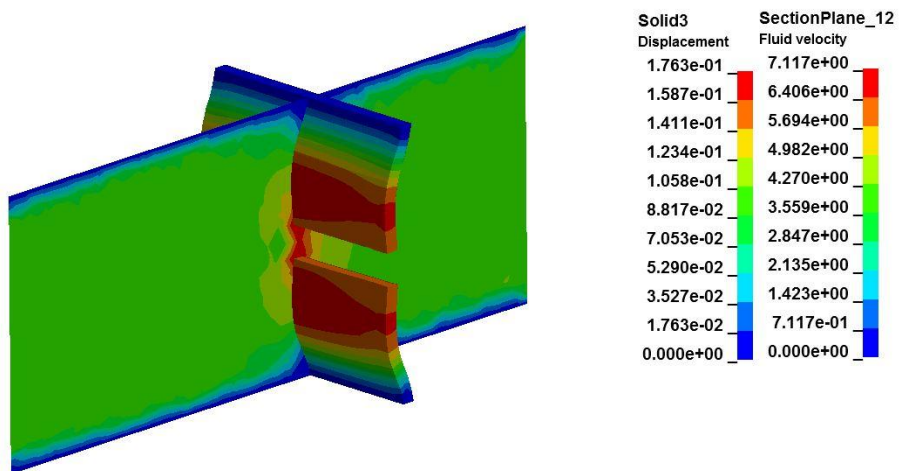
Próby implementacji modelu dokładnego, przedstawionego na wcześniejszych ilustracjach oraz obliczenia i symulacje z nimi związane nie kończyły się powodzeniem. Celem ich walidacji użyto znacznie uproszczonej geometrii. Wykorzystane zostały identyczne warunki początkowe i materiałowe. Na rysunkach poniżej zaprezentowano uzyskane rezultaty.



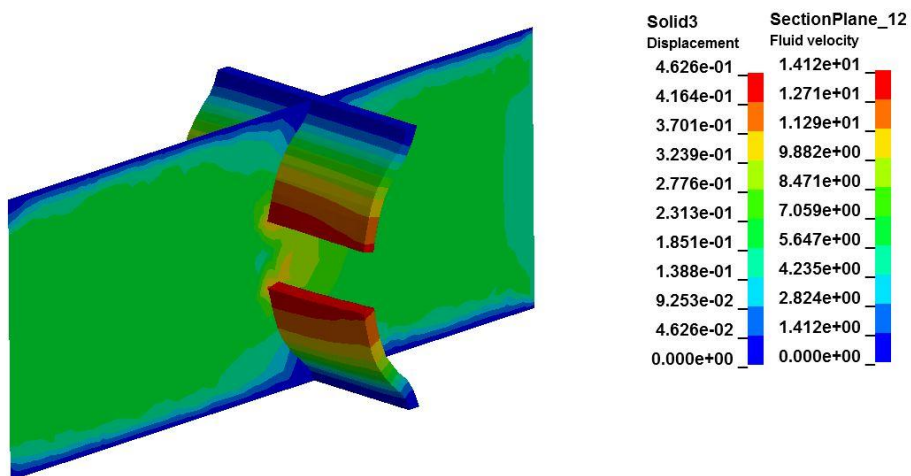
Rysunek 49. Oddziaływanie ciec-ciało stale - $t = 0$ s



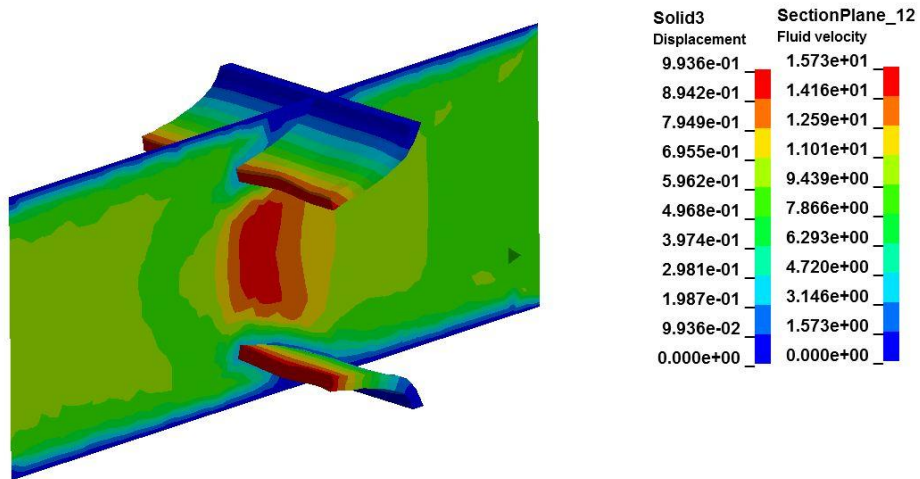
Rysunek 50. Oddziaływanie ciec-ciało stałe - $t = 0,05s$



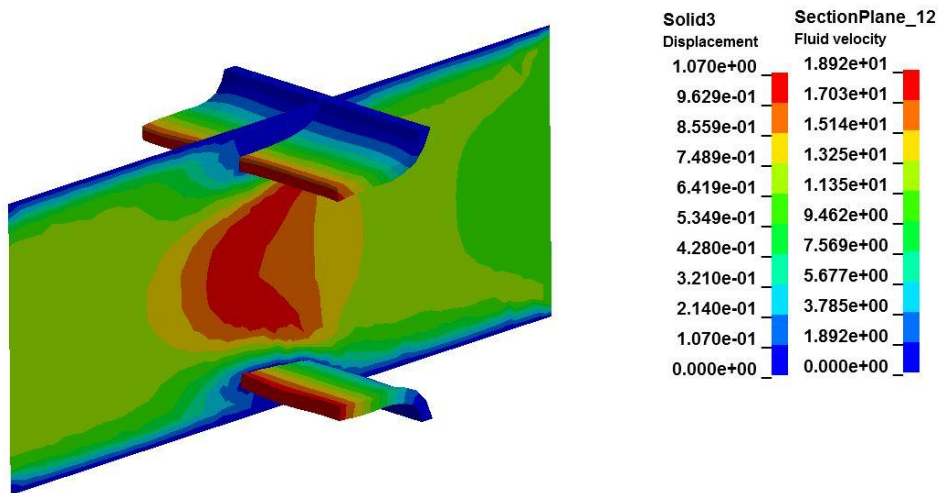
Rysunek 51. Oddziaływanie ciec-ciało stałe - $t = 0,07 s$



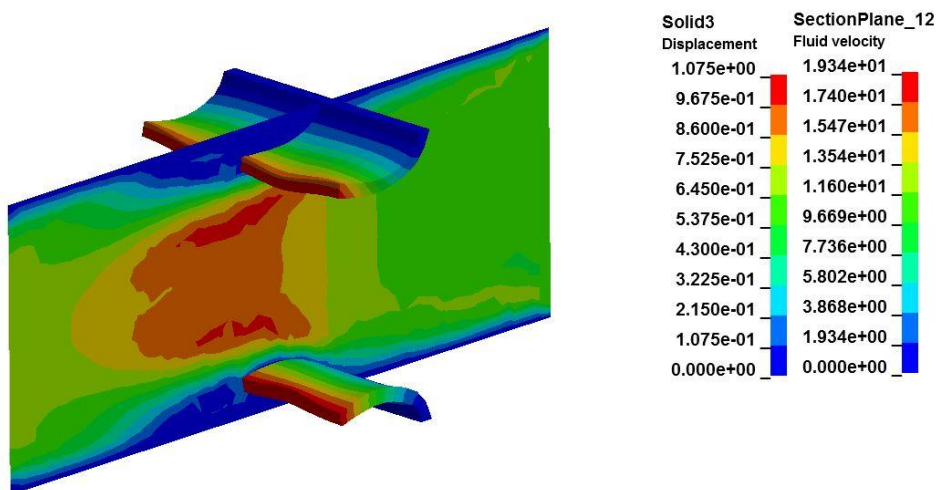
Rysunek 52. Oddziaływanie ciec-ciało stałe - $t = 0,11s$



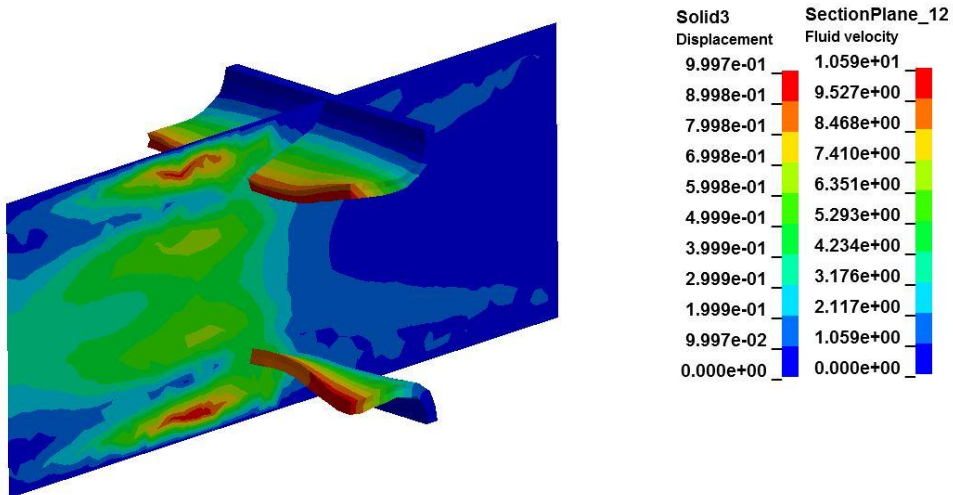
Rysunek 53. Oddziaływanie ciec-ciało stale - $t = 0,16$ s



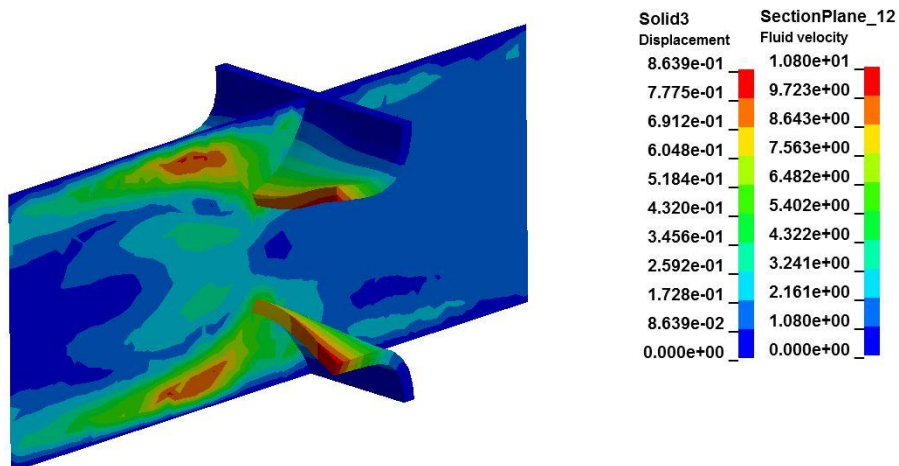
Rysunek 54. Oddziaływanie ciec-ciało stale - $t = 0,21$ s



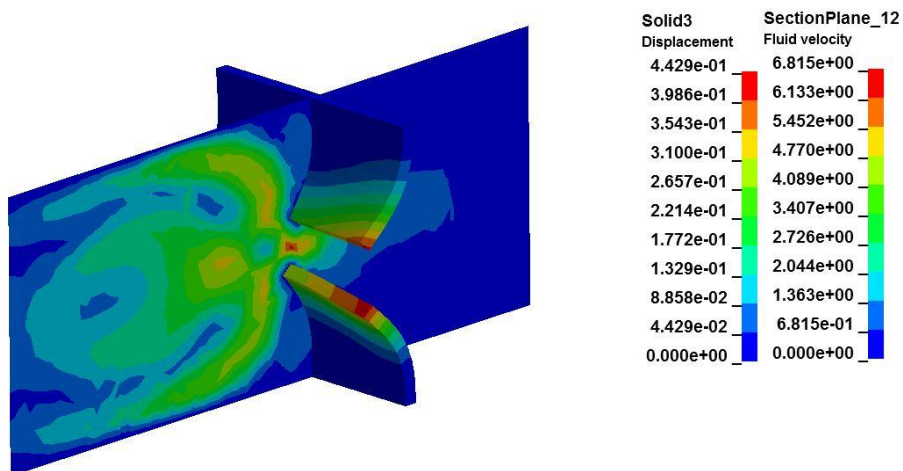
Rysunek 55. Oddziaływanie ciec-ciało stale - $t = 0,29$ s



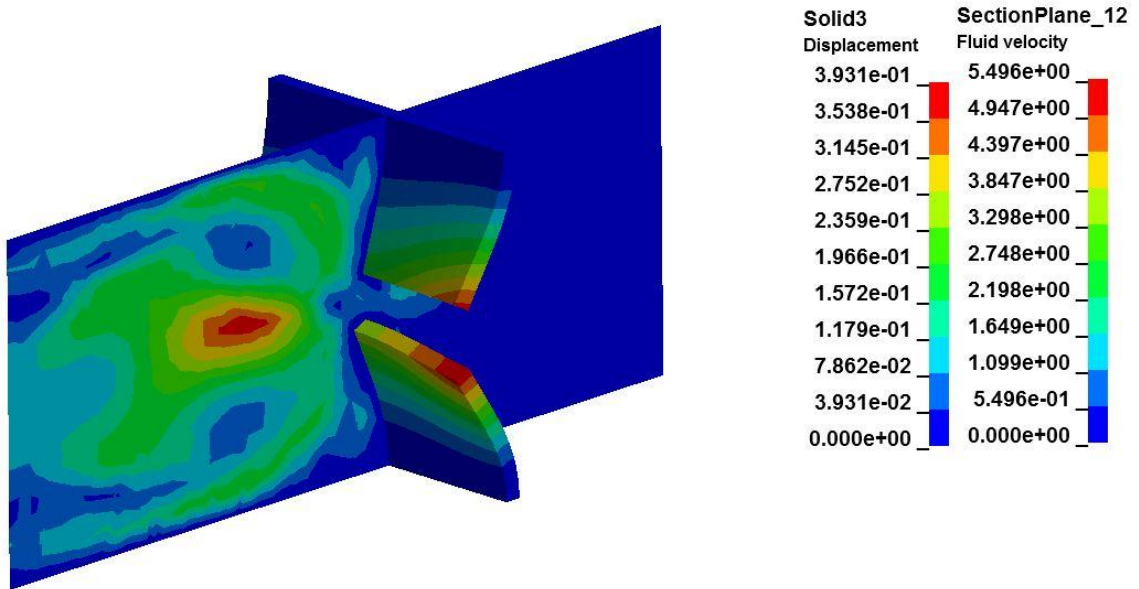
Rysunek 56. Oddziaływanie ciec-cialo stale - $t = 0,38$ s



Rysunek 57. Oddziaływanie ciec-cialo stale - $t = 0,43$ s



Rysunek 58. Oddziaływanie ciec-cialo stale - $t = 0,59$ s



Rysunek 59. Oddziaływanie ciecż-ciało stałe - $t = 0,8$ s

Jak można zauważyć powstają charakterystyczne pola w których powstają zawirowania – pole jest szczególnie dobrze widoczne na rysunku 59. Przesunięcia na wszystkich rysunkach są w cm, natomiast wartości prędkości w m/s.

6. Podsumowanie i wnioski

Niepowodzenie przy implementacji modelu dokładnego mogło mieć różne przyczyny. Siatkę przeanalizowano pod kątem błędów. Przeprowadzone analizy nie wykazały nieprawidłowości takich jak zduplikowane elementy lub ich niskiej jakości. Zastanawiającym jest fakt, iż symulacja samego przepływu działa bez zastrzeżeń, tak samo jak symulacja płatków zastawki. Przy użyciu tych samych warunków brzegowych, inna geometria zachowuje się w sposób prawidłowy. Wynika z tego, że przyczyną może być sama interakcja pomiędzy elementami płynu, a elementami bryły lub nałożenie się warunków brzegowych – kontaktu i oddziaływania FSI. Analizy uproszczone wymagały znacznych zasobów sprzętowych i nierzadko trwały ponad kilka godzin. Można wnioskować, że takowe obliczenia powinny być przeprowadzane na komputerach o znacznie większej mocy obliczeniowej niż komputer osobisty.

Zaprezentowane podejście do symulacji zagadnienia oddziaływania krwi z tkankami może zostać z powodzeniem wykorzystane do symulacji przepływu krwi przez układ krwionośny. Symulacja przeprowadzona w ramach pracy inżynierskiej obejmowała tylko analizę dwuwymiarową, która nie zawierała pełnej informacji o przepływie. Rozszerzenie symulacji o trzeci wymiar pozwoliło lepiej zobrazować towarzyszące zjawisku przepływu zjawiska.

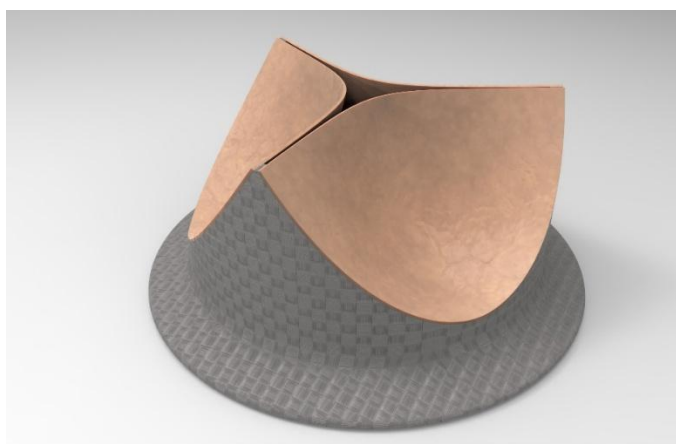
Proces przygotowania próbek wymaga udoskonalenia. Przede wszystkim, należałoby użyć innej substancji utrwalającej. Zastosowana żywica posiada niską lepkość, dzięki czemu dokładnie wypełnia zagłębienia i nie zawiera w sobie pęcherzyków powietrza. Wadą, wykazaną podczas badania tomografem, jest niewielka różnica gęstości pomiędzy tkanką, a żywicą. Powodowało to problemy przy analizie obrazów – granica ośrodków była słabo rozróżnialna przez oprogramowanie służące do generowania modeli.

Użycie tomografu do obrazowania próbek wykazało, że ta metoda może mieć zastosowanie przy tworzeniu modeli obliczeniowych. Uzyskany model jest dokładny i umożliwia dokonanie pomiarów zastawki. Alternatywnie, po przekształceniu modelu do postaci bryłowej, możliwe byłoby wykorzystanie modelu w procesie generowania siatki lub jako model referencyjny przy tworzeniu spersonalizowanych implantów zastawek.

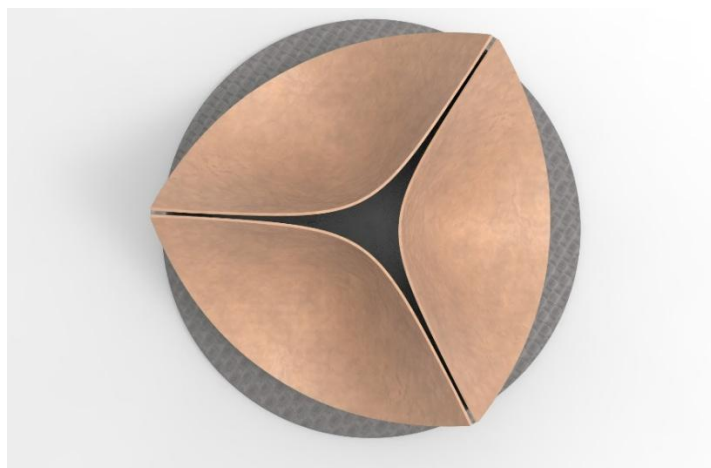
Kolejne symulacje przedstawionego zagadnienia należałoby rozszerzyć o dokładniejszy model domeny, będący wierniejszym odwzorowaniem zatok i struktur anatomicznych. Ponadto mogłyby zostać użyte inne modele materiałowe. Wymagana byłaby analiza porównaw-

cza różnych typów materiałów, ze szczególnym uwzględnieniem zachowania przy dużych odkształceniach. Zastosowany, uproszczony model płynu zakłada, że lepkość jest stała oraz jednorodność cieczy. Rzeczywista krew jest płynem nienewtonowskim w którym lepkość zależy od prędkości przepływu. Obecne są też elementy morfotyczne krwi. Te elementy mogą mieć wpływ na zachowanie zastawek i parametry przepływu. Dodatkowo konieczne byłoby zwiększenie rozdzielczości siatki, celem dokładniejszej analizy powstających zaburzeń przepływu. Z tych powodów wymagane byłyby kolejne symulacje, uwzględniające te cechy oraz zakładające możliwe różnice składu krwi (np. u osób chorych). Dalsze badania mogły by obejmować schorzenia zastawek, np. zwiększenie sztywności lub mechaniczne uszkodzenia płatków. Poznanie mechanizmów według których działają zastawki, pozwoliłoby projektować sztuczne zastawki w taki sposób, żeby działały w sposób możliwie zbliżony do zastawek naturalnych.

Sposób przygotowania symulacji oraz warunki początkowe mogą stanowić bazę do projektowania nowych, ulepszonych typów zastawek. W ramach pracy, powstały dwa modele koncepcyjne. Pierwszym jest model zastawki do operacji na otwartym sercu, został przedstawiony na rysunku 60 oraz rysunku 61.



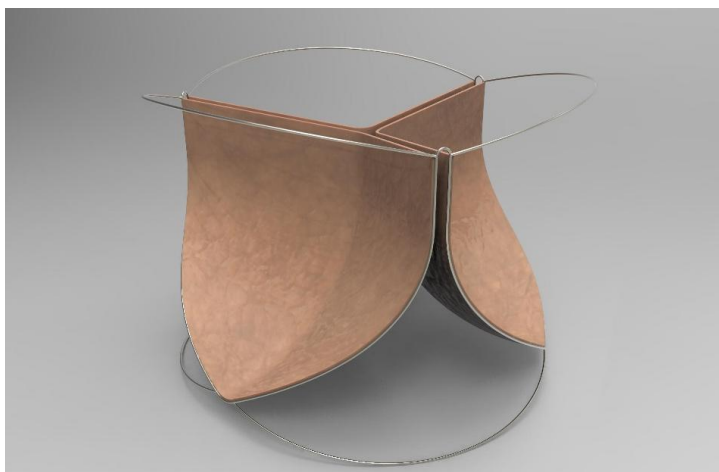
Rysunek 60. Widok izometryczny na szkic koncepcyjny sztucznej zastawki



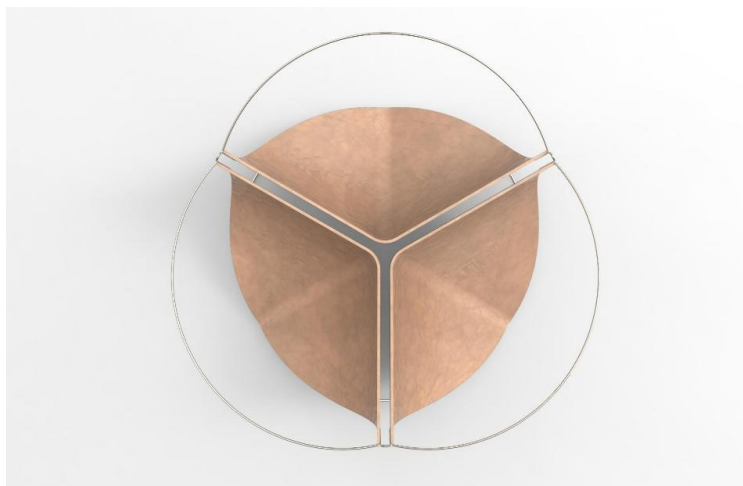
Rysunek 61. Widok z góry na szkic koncepcyjny implantu zastawki aortalnej

Do wytworzenia pierścienia takiej zastawki mógłby zostać wykorzystany zmodyfikowany poliuretan z dołączonym łańcuchem kolagenu [43,44]. Alternatywnie pierścień byłby wydrukowanym za pomocą metod szybkiego wytwarzania, scaffoldem (rusztowaniem) na którym za pomocą technik inżynierii tkankowej zostałyby naniesione komórki pacjenta. Pozwoliłoby to zapobiec odrzuceniu zastawki przez układ immunologiczny i zapewniłoby dobrą integrację z tkankami aorty. Płatki zastawki wykonane byłyby również z komórek pobranych od pacjenta i sztucznie rozmnożonych w warunkach *in vitro*, a następnie zespolone z pierścieniem, również za pomocą kolagenu.

Drugą koncepcją wykonania sztucznej zastawki byłaby wersja przeznaczona do operacji typu TAVR. Poglądowe rysunki 62 i 63 przedstawiające koncepcję implantu zastawki złożonego z tytanowego szkieletu oraz opisanych wcześniej płatków wytworzonych metodami *in vitro* [43,44]. Szkielet byłby kompresowany (w zakresie sprężystym), następnie za pomocą cewnika umieszczany w odpowiednim położeniu. Wysłunięcie cewnika powodowałoby powrót kształtu implantu.



Rysunek 62. Zastawka aorty z przeznaczeniem do operacji małoinwazyjnych



Rysunek 63. Zastawka aorty z przeznaczeniem do operacji małoinwazyjnych - widok z góry

Cechą wspólną obu opisanych koncepcji jest wysoka zgodność hemodynamiczna oraz biologiczna z zastawkami naturalnymi. Dzięki wykorzystaniu materiału pochodzącego od biorcy implantu, ryzyko odrzucenia byłoby dużo niższe niż przy zastawkach odzwierzęcych. Połączenie naturalnych płatków z materiałem nie będącym pochodzenia sztucznego zapewniłoby dużą wytrzymałość zmęczeniową takiej zastawki. Takie zastawki łączyłby by zalety zastawek mechanicznych i pochodzenia biologicznego.

7. Bibliografia

1. **Szczeklik A. et al.** *Choroby wewnętrzne. Przyczyny, rozpoznanie i leczenie, tom I.* Kraków : Wydawnictwo Medycyna Praktyczna, 2005.
2. **D. Aicher, H.J. Schäfers.** Aortic valve repair-current status, indications, and outcomes. *Semin Thorac Cardiovasc Surg.* 3 2012, strony 195-201.
3. **Szymański P. et al.** Organiczna niedomykalność mitralna: diagnostyka nieinwazyjna. Stanowisko grupy Obrazowania Serca i Naczyń. *Kardiologia Polska.* 2013, strony 976-985.
4. **S. Korga, A. Makarewicz, K. Lenik.** *Methods of discretization objects continuum implemented in FEM preprocessors.* brak miejsca : Advances in Science and Technology J., Vol. 9, No.28, 2015.
5. **O.C. Zienkiewicz, R.L. Taylor** *The Finite Element Method: The Basis.* Woburn : Butterworth-Heinemann, 2000.
6. **O.C. Zienkiewicz, R.L. Taylor** *The Finite Element Method: Solid Mechanics.* Woburn : Butterworth-Heinemann, 2000.
7. **R. Gryboś.** *Mechanika płynów.* Gliwice : Oficyna Wydawnicza Politechniki Śląskiej, 1991.
8. **J.O. Hallquist.** *LS-Dyna Theory Manual.* 2006.
9. **O.C. Zienkiewicz, R.L. Taylor.** *The Finite Element Method: Fluid Dynamics.* Woburn : Butterworth-Heinemann, 2000.
10. **S. Tiyyagura, W. Wall, E. Ramm.** Robustness and efficiency aspects for computational fluid structure interaction. *Computational Science and High Performance Computing II.* 2006, strony 99-114.
11. **Piperno S., Farhat C.** Partitioned procedures for the transient solution of coupled aeroelastic problems. *Comp. Meth Appl. Mech. Eng.* 2001, strony 3147-3170.
12. **J.P. Sheldon, T. Miller S., S. Pitt J.** Methodology for Comparing Coupling Algorithms for Fluid-Structure Interaction Problems. *World Journal of Mechanics.* 2014, strony 4, 54-70.
13. **F. Bolechowski.** *Podstawy ogólnej diagnostyki klinicznej.* Warszawa. Warszawa : Wydawnictwo Lekarskie PZWL, 1982.
14. **K. Kubicka, W. Kawalec, E. Bernatowska.** *Pediatrics.* Warszawa : Wydawnictwo Lekarskie PZWL, 2004.
15. **A. Vahanian et al.** Guidelines on the management of valvular heart disease. *Euro Heart Journal.* 2012, strony 2451-96.
16. **F. Langer et al.** Aortic valve repair using a differentiated surgical strategy. *Circulation.* 2004, strony 67-73.
17. **W. Woźniak.** *Anatomia człowieka. Podręcznik dla studentów i lekarzy.* Wrocław : Urban & Partner, 2003.
18. **B. Pruszyński.** *Diagnostyka obrazowa. Podstawy teoretyczne i metodyka badań.* Warszawa : Wydawnictwo Lekarskie PZWL, 2000.
19. **M. Elmaoglu i A. Çelik.** *MRI Handbook - MR Physics, Patient Positioning and Protocols.* London : Springer, 2012.
20. **M. Saltzman W. et al.** *Introduction to Medical Imaging Physics, Engineering and Clinical Application.* Cambridge : brak nazwiska, 2011.
21. **J.P. Ridgway.** Cardiovascular magnetic resonance physics for clinicians: part I. *Ridgway Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance.* 2010.

22. **J. Pennell D. et al.** Clinical indications for cardiovascular magnetic resonance (CMR): Consensus Panel report. *European Heart Journal*. 2004.
23. **W. Goldman L.** Principles of CT and CT Technology. *Journal of Nuclear Medicine Technology*. 2007, strony 115-128.
24. **Zdjęcie radiologiczne klatki piersiowej:** <https://radiopaedia.org/cases/>
25. **Baura G.D.** *Medical Device Technologies*, Waltham : Elsevier, 2012
26. **I. Vesely.** The evolution of bioprosthetic heart valve design and its impact on durability. *Cardiovascular pathology*. 2003.
27. **Zastawka z ruchomym dyskiem:** <http://www.pages.drexel.edu/%7Enag38/Images/>
28. **Zastawka dwupłatkowa:** <http://www.onxlti.com>
29. **Valve Edwards SAPIEN 3 Transcatheter Heart:** <http://www.edwards.com/eu/Products/>
30. **P. Bloomfield et al.** Choice of heart valve prosthesis. *Heart*. 2002, strony 583-589.
31. **H.J. Schäfers.** *Current treatment of aortic regurgitation*. London : UNI-MED Science, 2013.
32. **A. Cribier et al.** Percutaneous transcatheter implantation of an aortic valve prosthesis for calcific aortic stenosis: first human case description. *Circulation*. 2002.
33. **O. Vandvik et al.** Transcatheter or surgical aortic valve replacement for patients with severe, symptomatic, aortic stenosis at low to intermediate surgical risk: a clinical practice guideline. *BMJ*. 2016.
34. **M.H. Yacoub et al.** An evaluation of the Ross operation in adults, Pulmonary autograft procedure for aortic valve diseases. *The journal of the heart valve disease*. 2006.
35. **GE Digital Solutions. Strona producenta.** <https://www.gemeasurement.com>
36. **M.R. Labrosse, J. Beller C. i et al.** Geometric modeling of functional trileaflet aortic valves: Development and clinical applications. *Journal of Biomechanics* 39. 2006, strony 2665–2672.
37. **Swanson W.M. i Clark R.E.** Dimensions and geometric relationships of the human aortic valve as a function of pressure. *Circulation Research* 22. 1974, strony 871-882.
38. **H.J. Schafers et al.** Cusp height in aortic valves. *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*. 2013.
39. **Livermore Software Technology Corporation. LS-Pre/Post Manual.** Livermore, 2002.
40. **M. Hsu et al.** Fluid-structure interaction analysis of bioprosthetic heart valves: Significance of arterial wall deformation. . *Computational Mechanics*. 2014.
41. **P. Zilla et al.** Aortic valve leaflet mechanical properties facilitate diastolic valve function. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. 2009.
42. **C. Lally et al.** Elastic Behavior of Porcine Coronary Artery Tissue under Uniaxial and Equibiaxial Tension. *Annals of Biomedical Engineering*. 2004, strony 1355-1364.
43. **P. Simon et al.** Tissue engineering of functional trileaflet heart valves from human marrow stromal cells. *Circulation*. 2002.
44. **P. Ziętek, B. Butruk i T. Ciach.** Otrzymywanie nowoczesnych biomateriałów do kardiochirurgii metodą inżynierii tkankowej. *Inż. Ap. Chem*. 2013.