

WOJSKOWA AKADEMIA TECHNICZNA

Wydział Mechaniczny

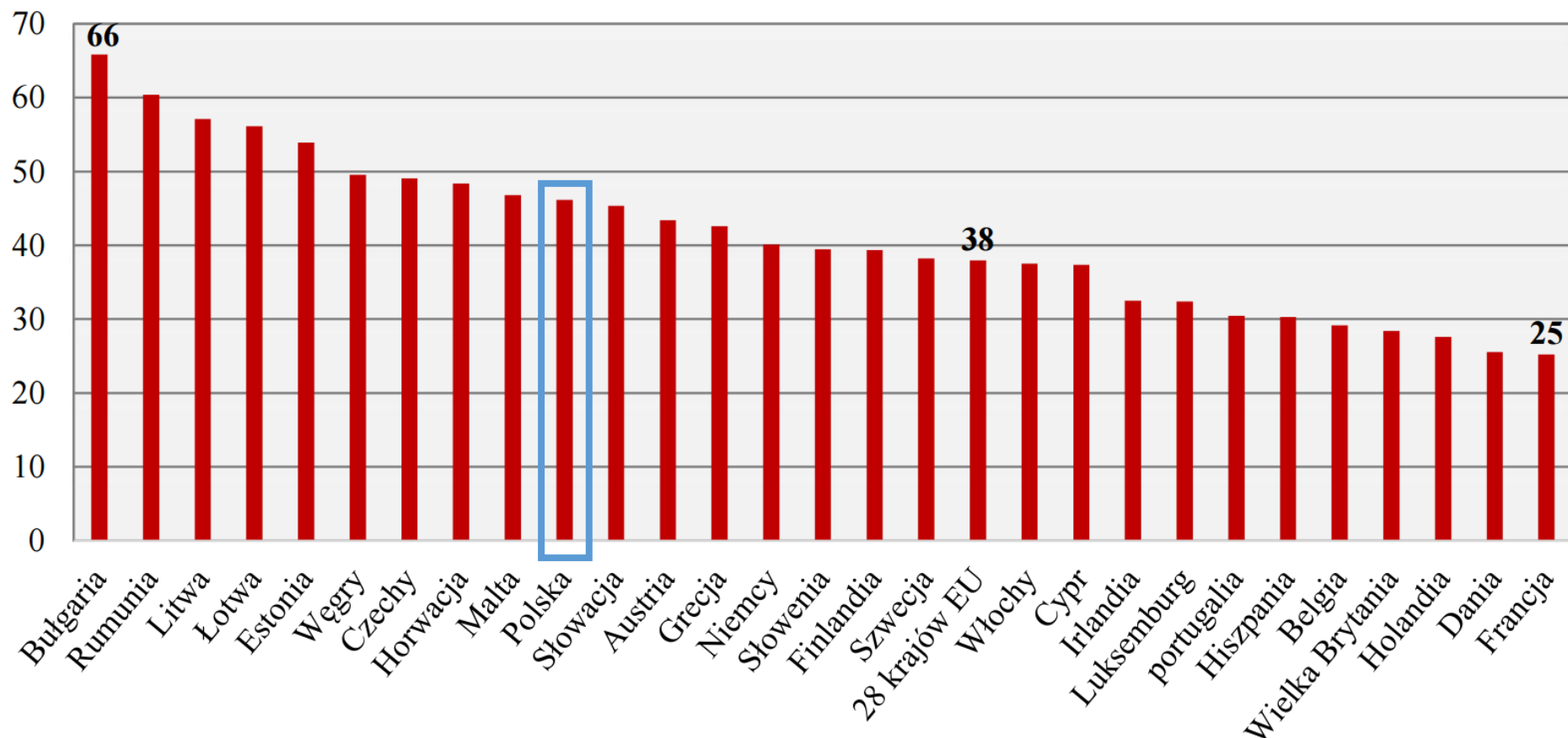
Katedra Mechaniki i Informatyki Stosowanej



**Optymalizacja konstrukcji stentu
naczyniowego z wykorzystaniem metody
elementów skończonych**

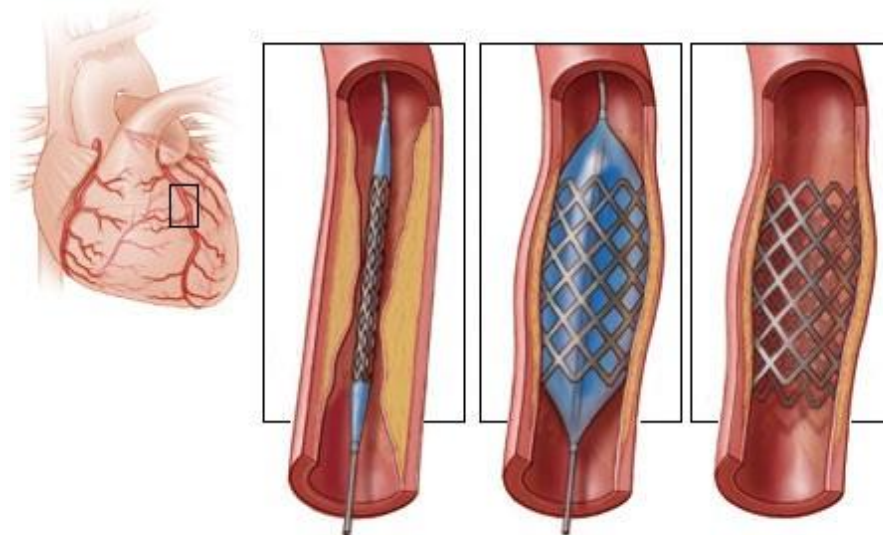
Jakub Bukała, Jerzy Małachowski, Łukasz Mazurkiewicz

- **Choroby serca** są najczęstszym powodem hospitalizacji i zgonów w Polsce (**45,8%** wszystkich zgonów w roku 2012).



- Odsetek zgonów z powodu ChUK w ogólnej liczbie zgonów w 28 krajach Unii Europejskiej w 2012 r.

- **Przezskórne interwencje wieńcowe** zrewolucjonizowały sposób leczenia chorób wieńcowych i są dziś podstawową metodą rewaskularyzacji u pacjentów z niestabilną **dławicą piersiową** z grupy dużego i średniego ryzyka.
- W krajach OECD procentowy udział angioplastyki w ogólnej liczbie procedur rewaskularyzacji wynosi 78% (180 zabiegów na 100 tys. mieszkańców rocznie).





1986:

Pierwsze wszczepienie **stentu naczyniowego** (Sigwart et al)

2001-2003:

Stenty **uwalniające leki** trafiają na rynek EU i USA

1977:

Pierwsza **angioplastyka balonowa** tętnicy wieńcowej (Dr. Andreas Gruentzig)

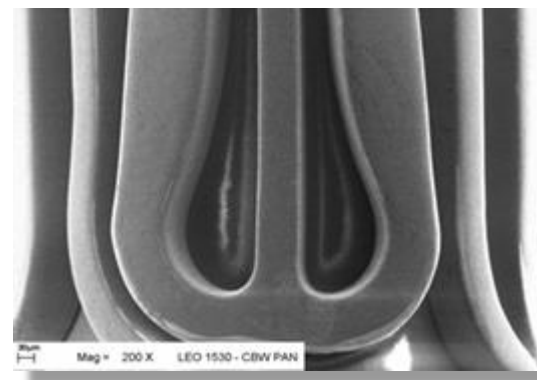
1999:

Pierwszy bioabsorbowalny stent PLLA w ludzkiej tętnicy wieńcowej (Igaki- Tamai)

2006:

Testy kliniczne pierwszego **w pełni** bioabsorbowalnego i uwalniającego leki stentu (**Abbott**)

- **Stenty** stosuje głównie jako uzupełnienie zabiegu angioplastyki tętnic, rzadziej do ratowania rozdartego od środka naczynia krwionośnego.
- Zastosowanie stentu podczas zabiegu angioplastyki powoduje znaczne **obniżenie ryzyka** ponownego zwężenia się leczonej tętnicy z 30-40% do 10-15%.
- Stanowi on dodatkowe wzmocnienie tętnicy i pozwala na utrzymanie stałego, poprawnego przepływu krwi.



- **Optymalizacja** – procedura uzyskiwania najlepszego rozwiązania przy zachowaniu odpowiednich warunków
- Matematyczny zapis procedury optymalizacji:

$$\max f_{opt}(x)$$

przy ograniczeniach

$$g_j(x) \leq 0 ; j = 1, 2, \dots, m$$

$$h_k(x) = 0 ; k = 1, 2, \dots, l$$

f_{opt} – przedmiot optymalizacji (**funkcja celu**), określa wielkość, która jest minimalizowana lub maksymalizowana

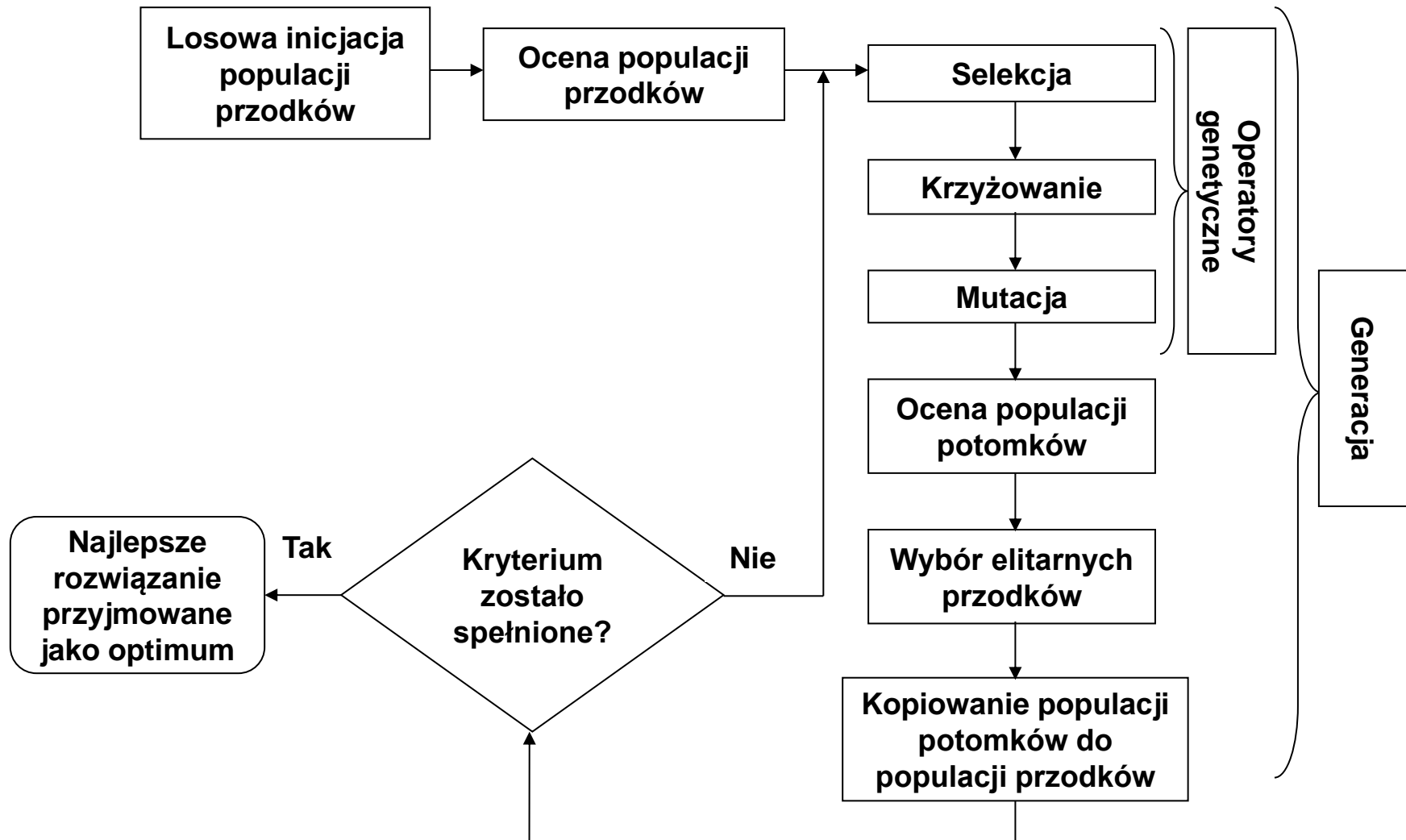
$x_1, x_2, x_3, \dots, x_n$ – parametry **zmienne**

g, h – funkcje **ograniczające**, reprezentują odpowiednie warunki zadania

- Metody optymalizacji:
 - **bezpośrednia**
 - bazująca na metamodelu (modelu zastępczym odpowiedzi dla określonego zakresu zmiennych)
- Algorytmy optymalizacyjne:
 - gradientowe
 - **genetyczne**

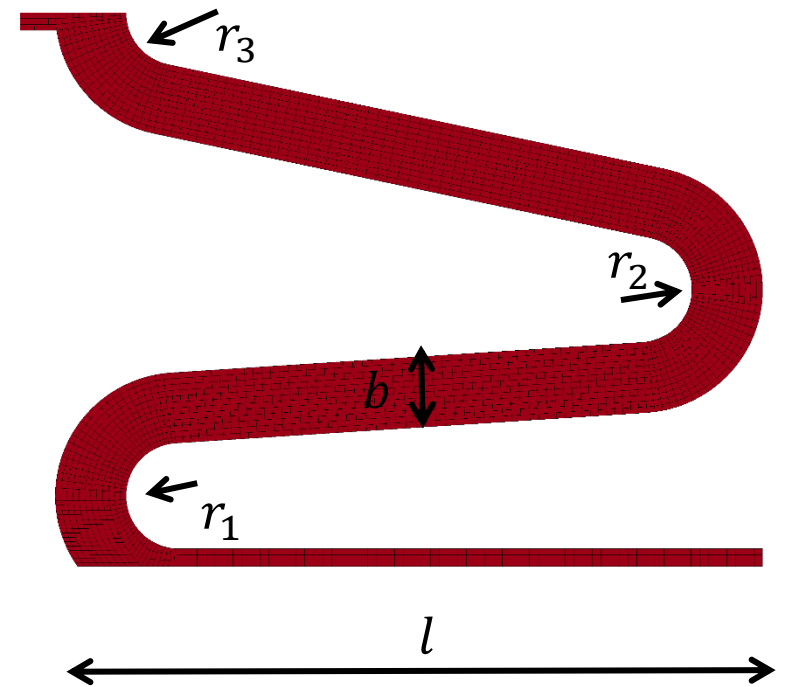
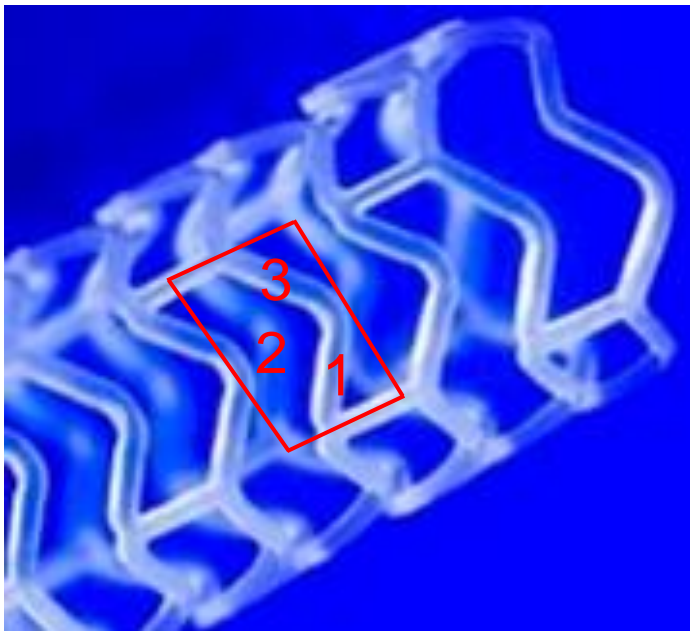


- Schemat genetycznego algorytmu optymalizacyjnego



- Opracowana procedura bazuje na:
 - opracowanym skrypcie umożliwiającym **parametryczne generowanie** modelu,
 - obliczeniach numerycznych w systemie LS-Dyna (schemat niejawną metodą iteracyjno-przyrostową Newtona-Raphsona),
 - **genetycznych** algorytmach optymalizacyjnych,
 - opracowanym **skrypcie** w języku FORTRAN umożliwiającym odczytywanie wartości odkształceń plastycznych ekstrapolowanych do węzłów.

- Przyjęto następujące założenia dla uproszczonego modelu użytego w procedurze optymalizacji:
 - Reprezentatywny wycinek stentu składający się z trzech kolanek
 - Płaski stan odkształcenia



- **Funkcja celu** (maksymalizacja):

$$\max F_{radial}(r_1, r_2, r_3, b, l)$$

F_{radial} – **siła zaciskania** rozprężonego stentu do 90% średnicy docelowej (z 3.0 mm na 2.7 mm) pomnożona razy ilość segmentów n

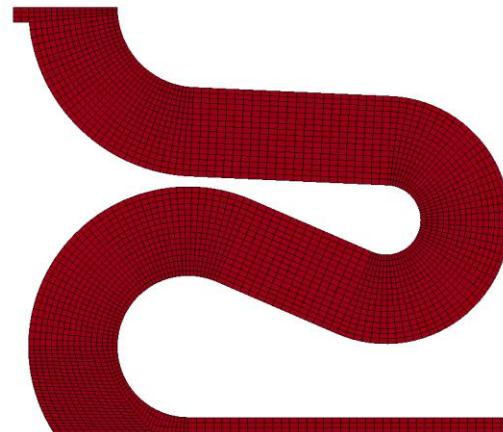
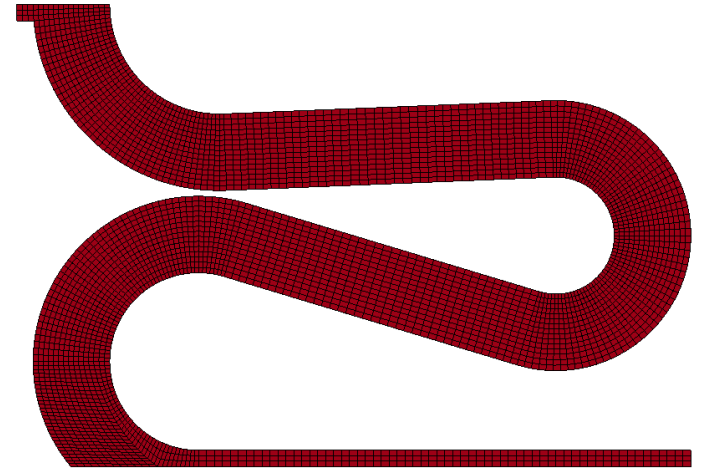
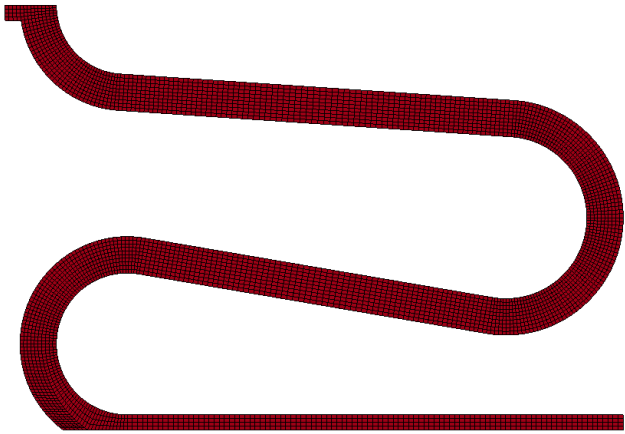
- Ograniczenia:

$$\varepsilon_{pl}^{max}(r_1, r_2, r_3, b, l) \leq 60\%$$

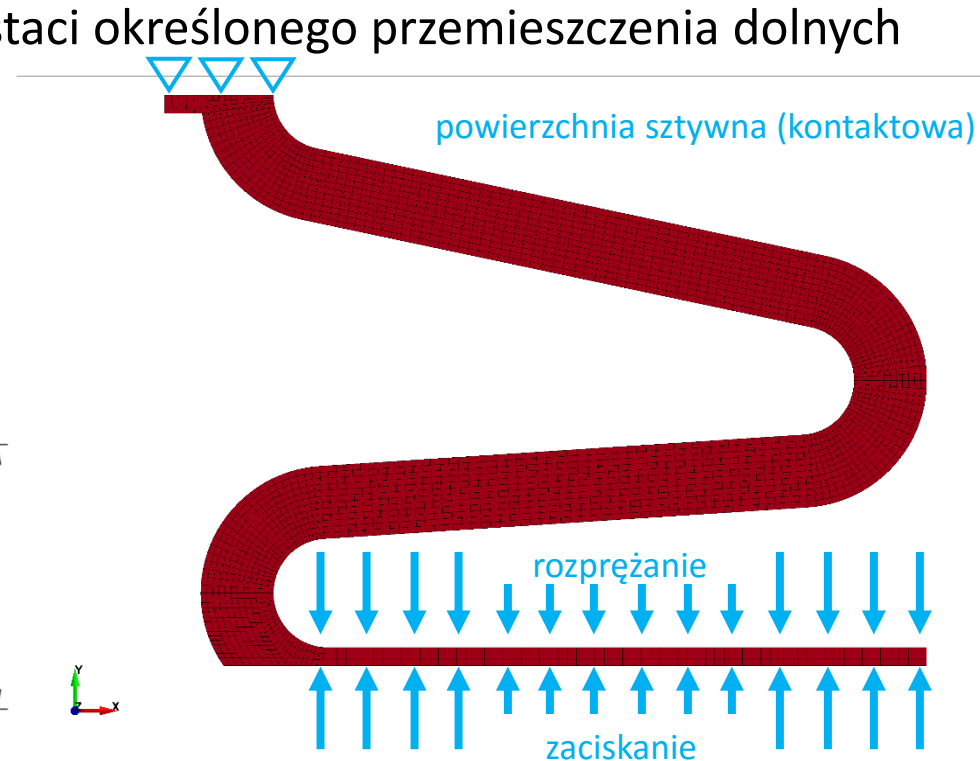
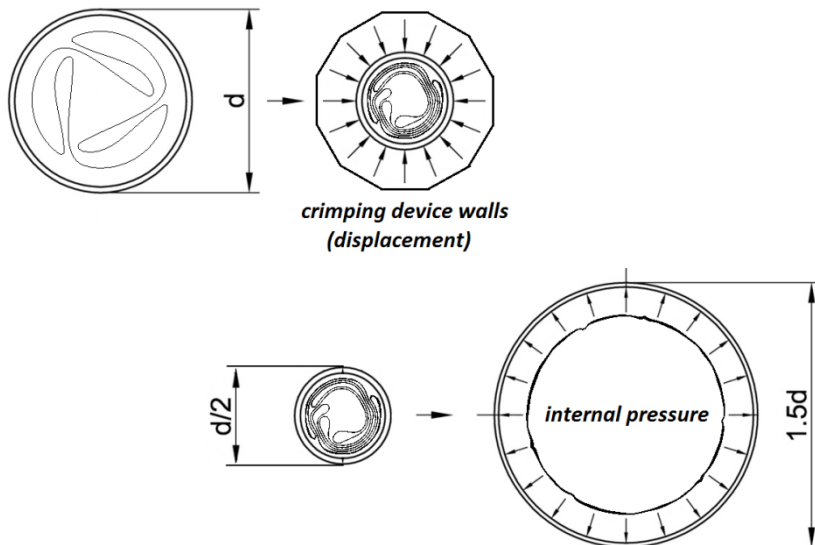
ε_{pl}^{max} – **odkształcenia maksymalne** po rozprężaniu (aproksymowane do węzłów)

+ dodatkowe: przecinanie okręgów, początkowa penetracja itp.

- Przykładowe wygenerowane modele:

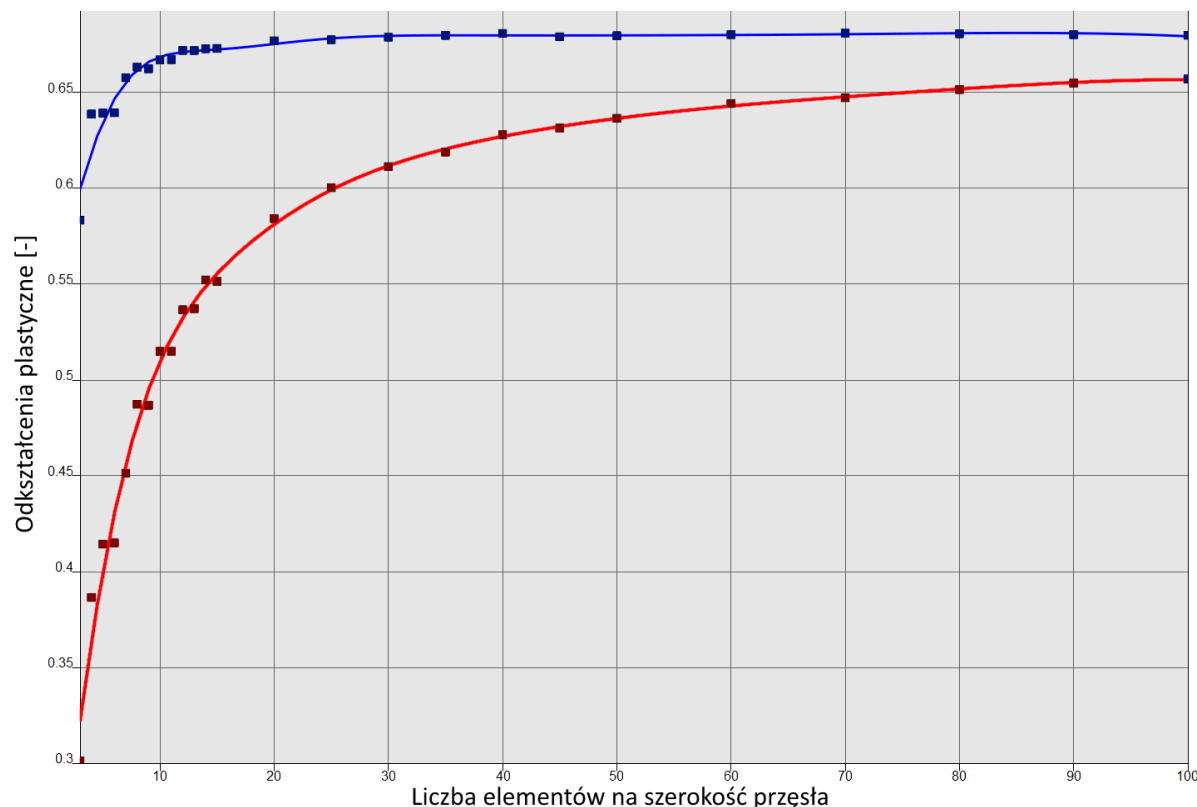


- Obliczenia przeprowadzone schematem **niejawnym** (N-R)
- Warunki początkowo-brzegowe
 - odebranie stopni swobody górnym węzłom + sztywna powierzchnia kontaktowa
- Wymuszenie:
 - wymuszenie **kinematyczne** w postaci określonego przemieszczenia dolnych węzłów



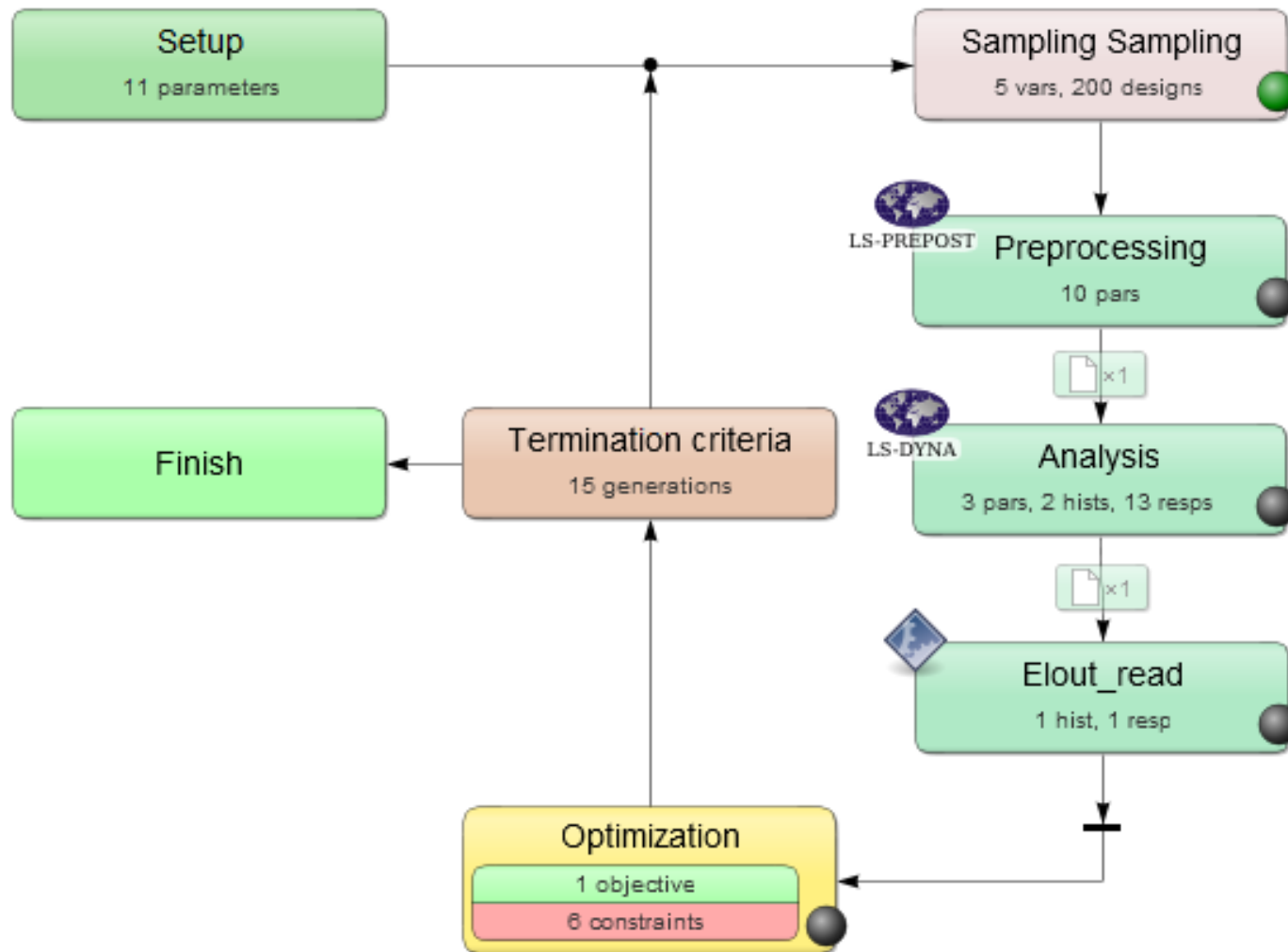
Maksymalne odkształcenia plastyczne

- Wyniki badań wpływu **gęstości siatki** MES modelu stentu wykazały znaczne różnice pomiędzy otrzymywanymi wartościami **maksymalnych odkształceń plastycznych** z punktów całkowania elementów oraz ekstrapolowanych do węzłów.

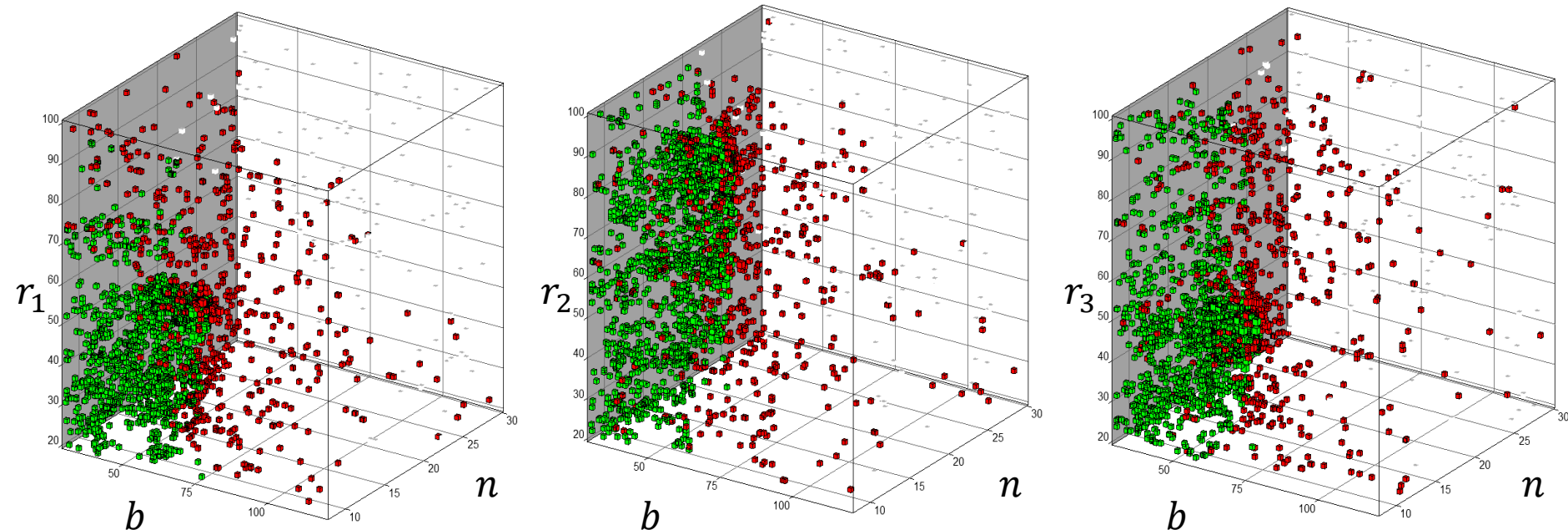


Opracowano program w języku FORTRAN umożliwiający odczytywanie wartości odkształceń plastycznych ekstrapolowanych do węzłów.

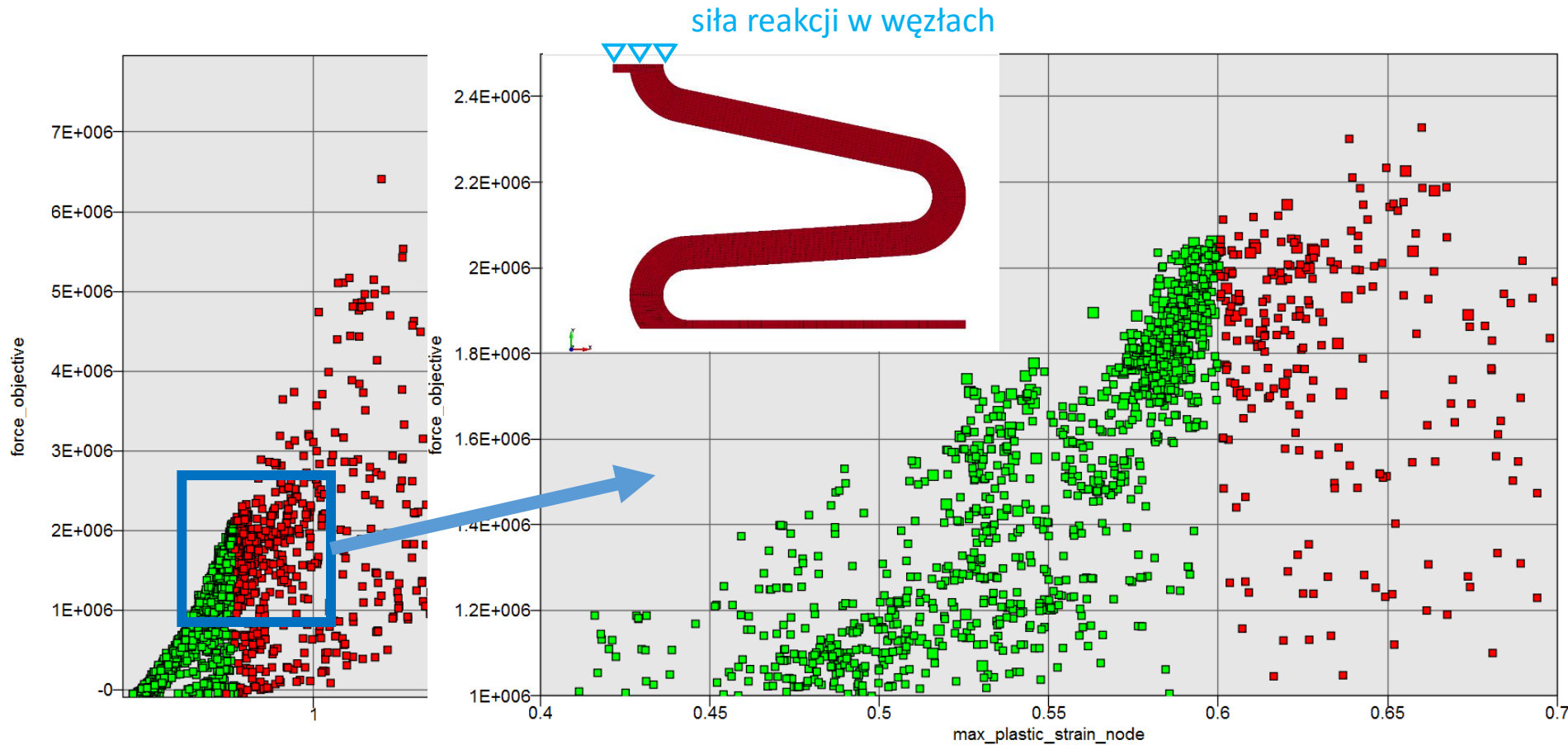
- Schemat opracowanej procedury optymalizacji w systemie **LS-Opt**



- Przestrzeń zmiennych wypełnioną próbkami, które spełniają (zielone), bądź nie spełniają (czerwone) nałożonych ograniczeń, bądź też dla który nie możliwe było uzyskanie rozwiązania (białe)
- We wszystkich iteracjach zbadano **2940 zestawów parametrów zmiennych**

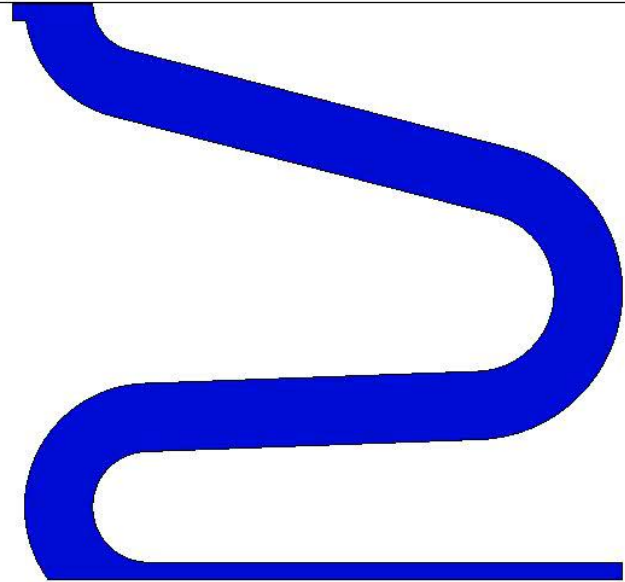


- Wykres siła po rozprężaniu dla całego stentu metalowego w funkcji odkształceń plastycznych

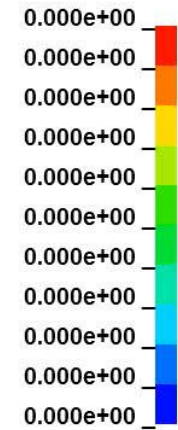


- Animacja dla wariantu optymalnego

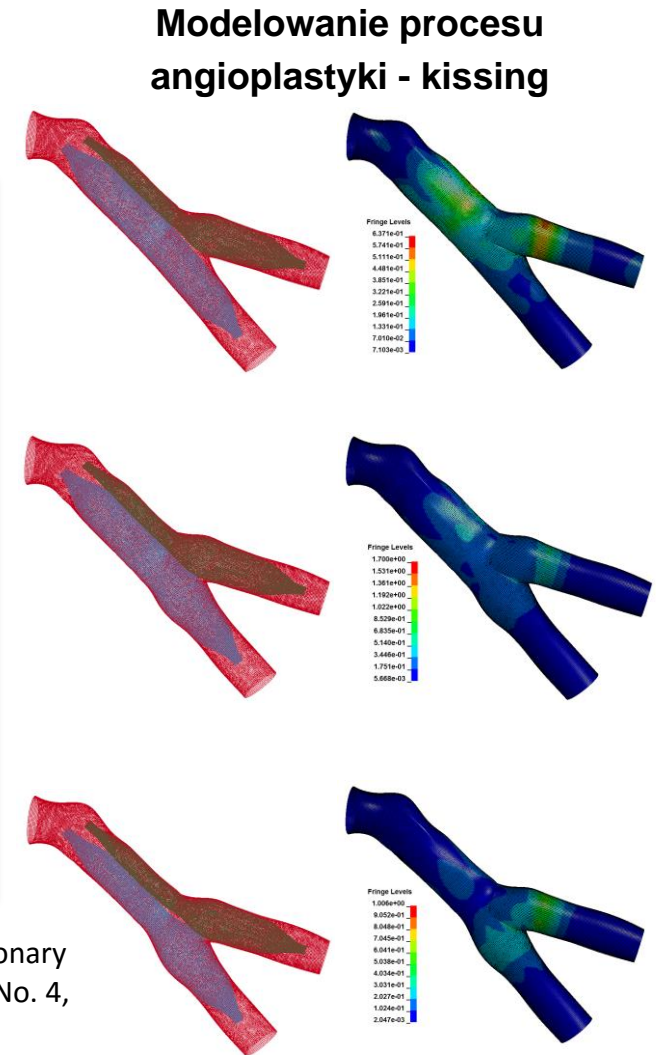
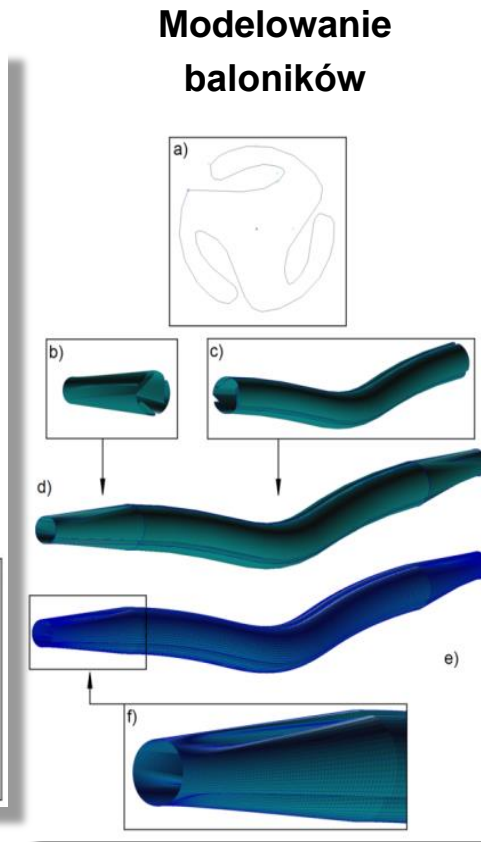
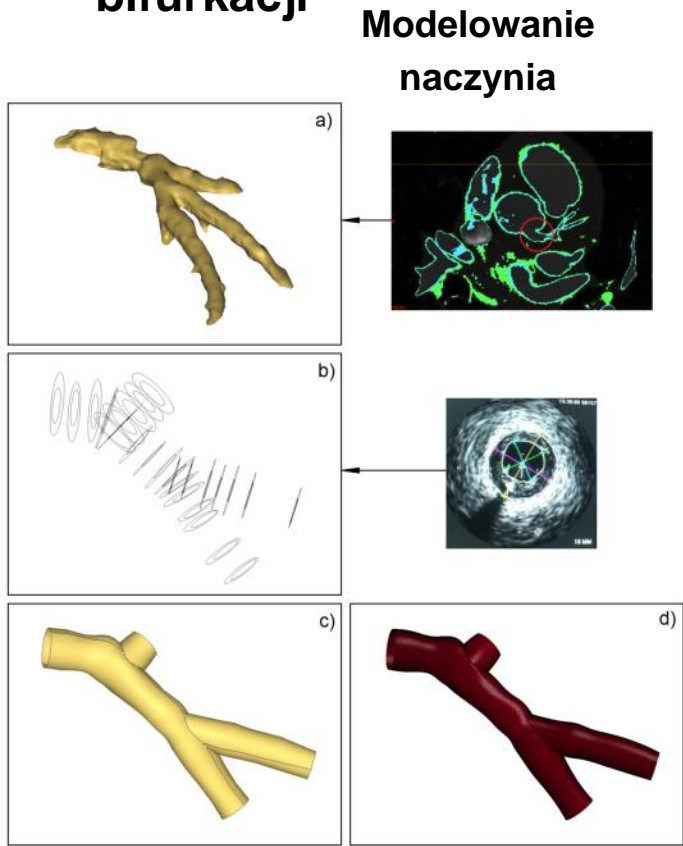
Contours of Effective Plastic Strain
shell integration pt#1
min=0, at elem# 1
max=0, at elem# 1



Fringe Levels



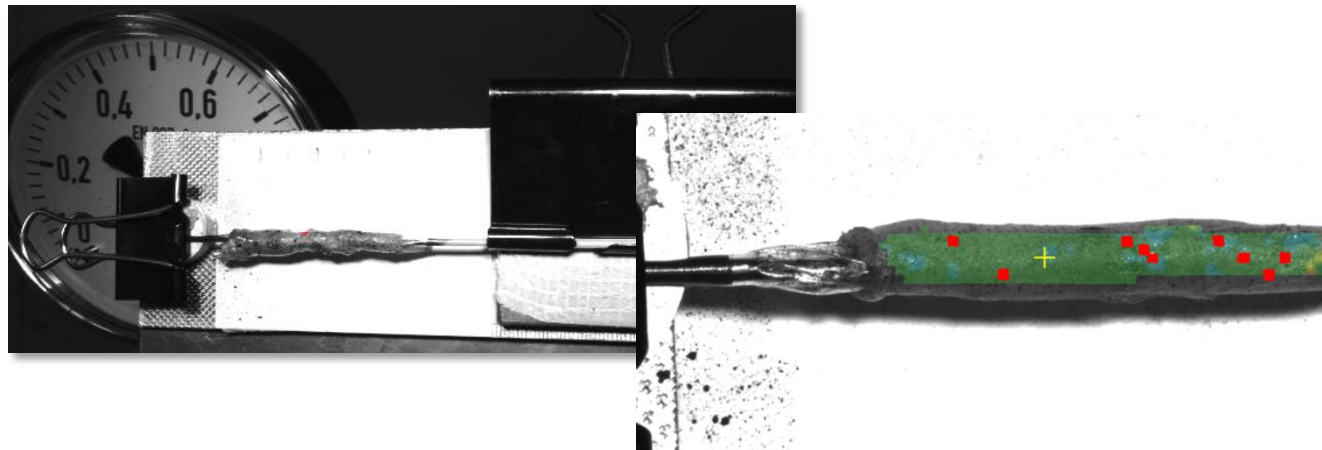
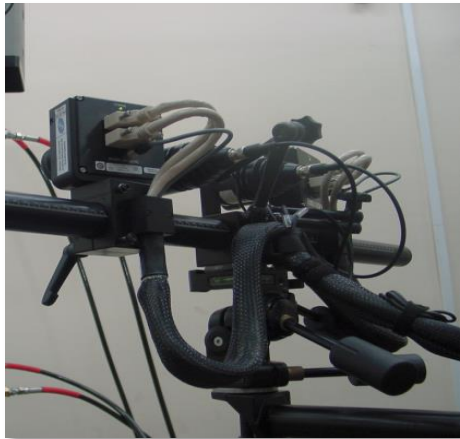
- Symulacje numeryczne rozprężenia baloników angioplastycznych w obszarze bifurkacji



Bukała J., Małachowski J., Kwiatkowski P., Finite element analysis of the percutaneous coronary intervention in a coronary bifurcation, Acta of Bioengineering and Biomechanics, Vol. 16, No. 4, 2014, 23-31, DOI: 10.5277/ABB-00041-2014-02

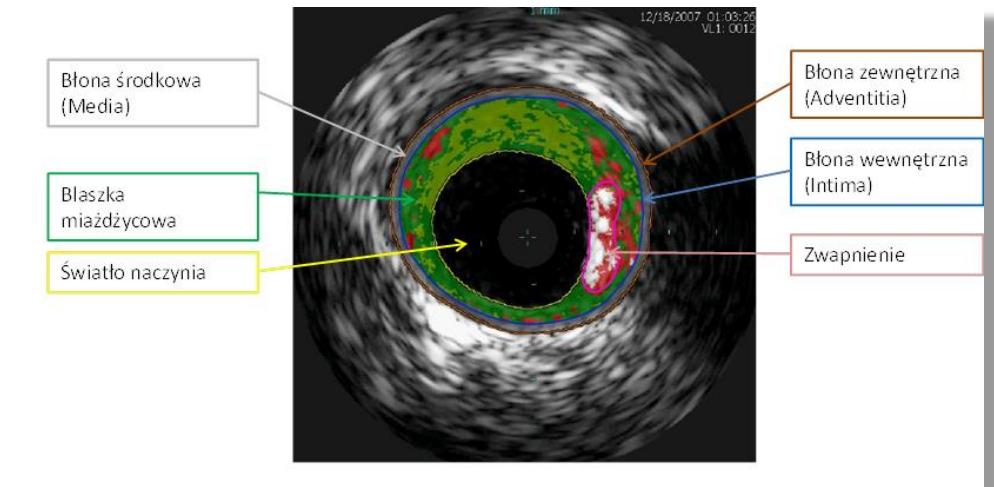
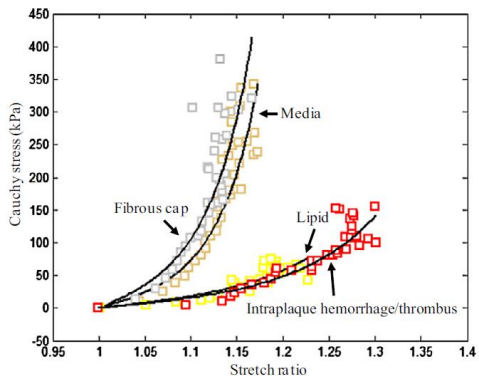
➤ Badania modelowe układu stent - naczynie

Badanie i modelowanie naczyń – badania z wykorzystaniem systemu ARAMIS

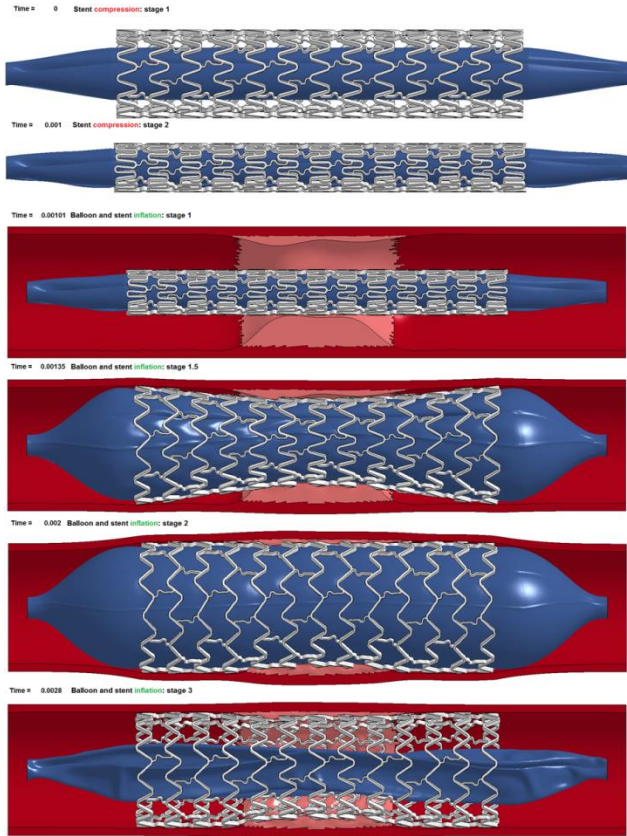


Modelowanie konstytutywne – materiał hipersprężysty

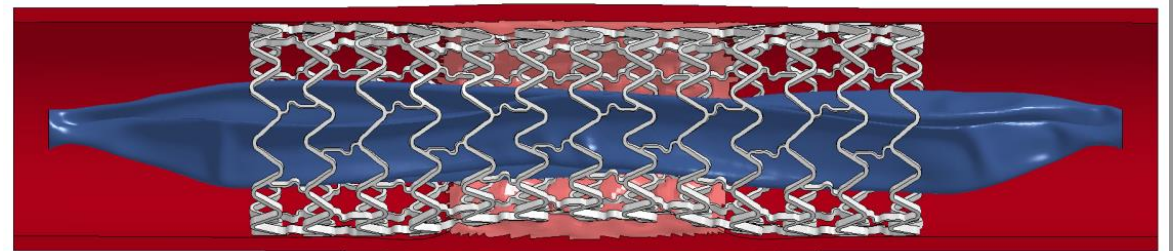
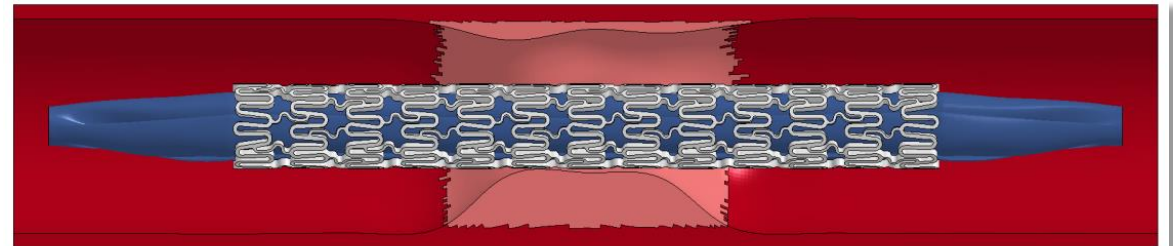
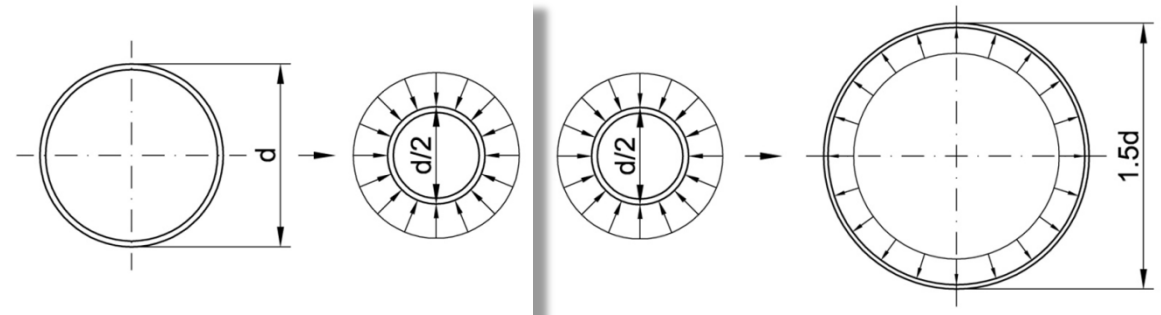
$$W = c_1(I_1 - 3) + D_1[e^{D_2(I_1-3)} - 1] + K(J - 1)$$



- Analiza numeryczna MES procesu angioplastyki balonowej: **model balonika: 207000** elementów skończonych, **model stentu: 327520** elementów skończonych, **model fragmentu tętnicy wieńcowej: 100000** elementów skończonych.

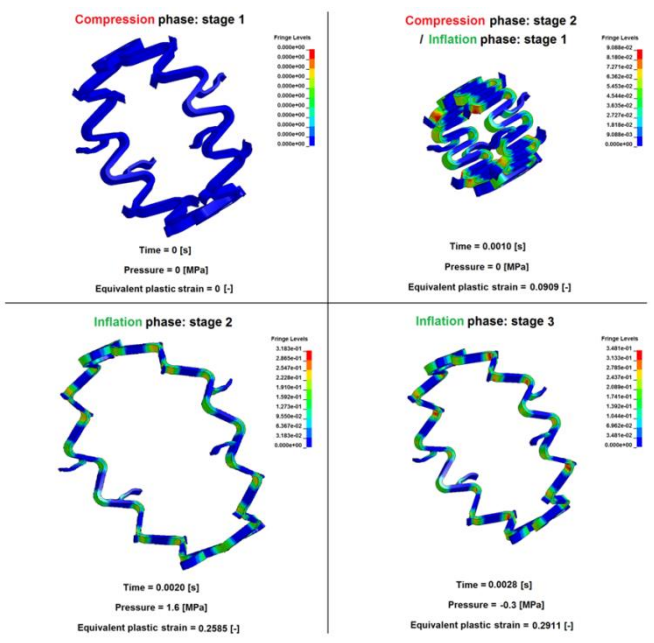
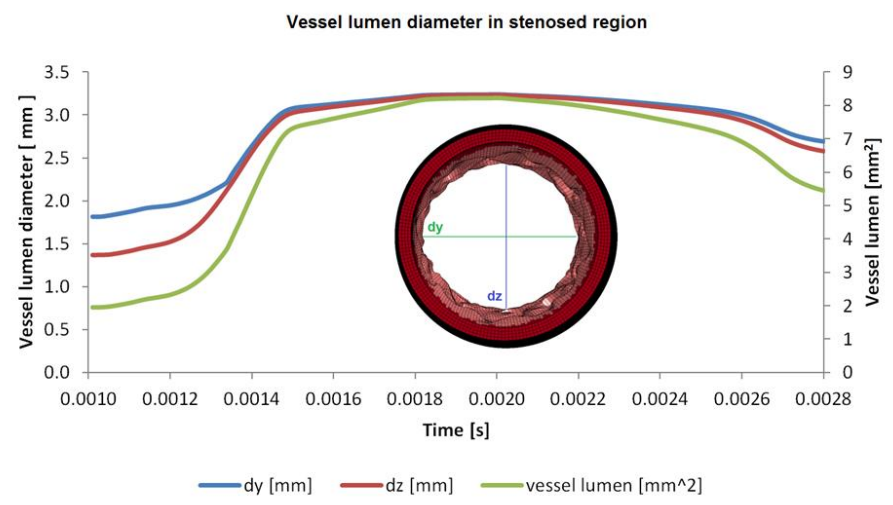
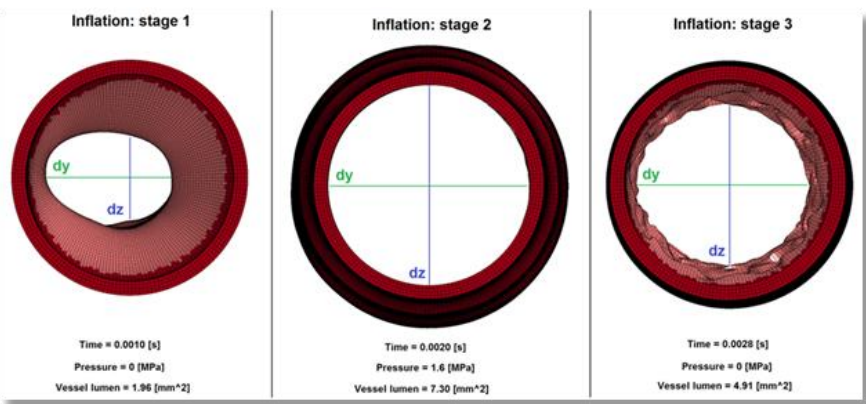


Pełny cykl



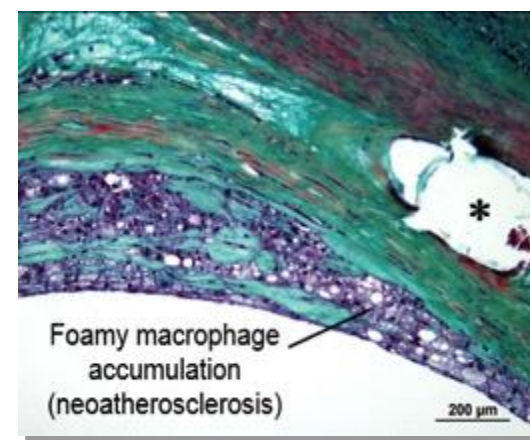
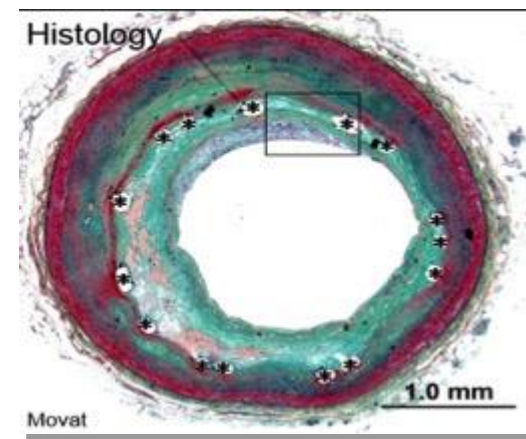
Wyniki optymalizacji – weryfikacja 3D

➤ Badania modelowe układu stent – naczynie – analiza wyników (analiza wyężenia, analiza stanu naczynia po implementacji, itp.)



J. Buła, J. Malachowski, P. Kwiatkowski: Numerical analysis of stent expansion process in coronary artery stenosis with the use of non-compliant balloon. Biocybernetics and Biomedical Engineering 11/2015; DOI:10.1016/j.bbe.2015.10.009

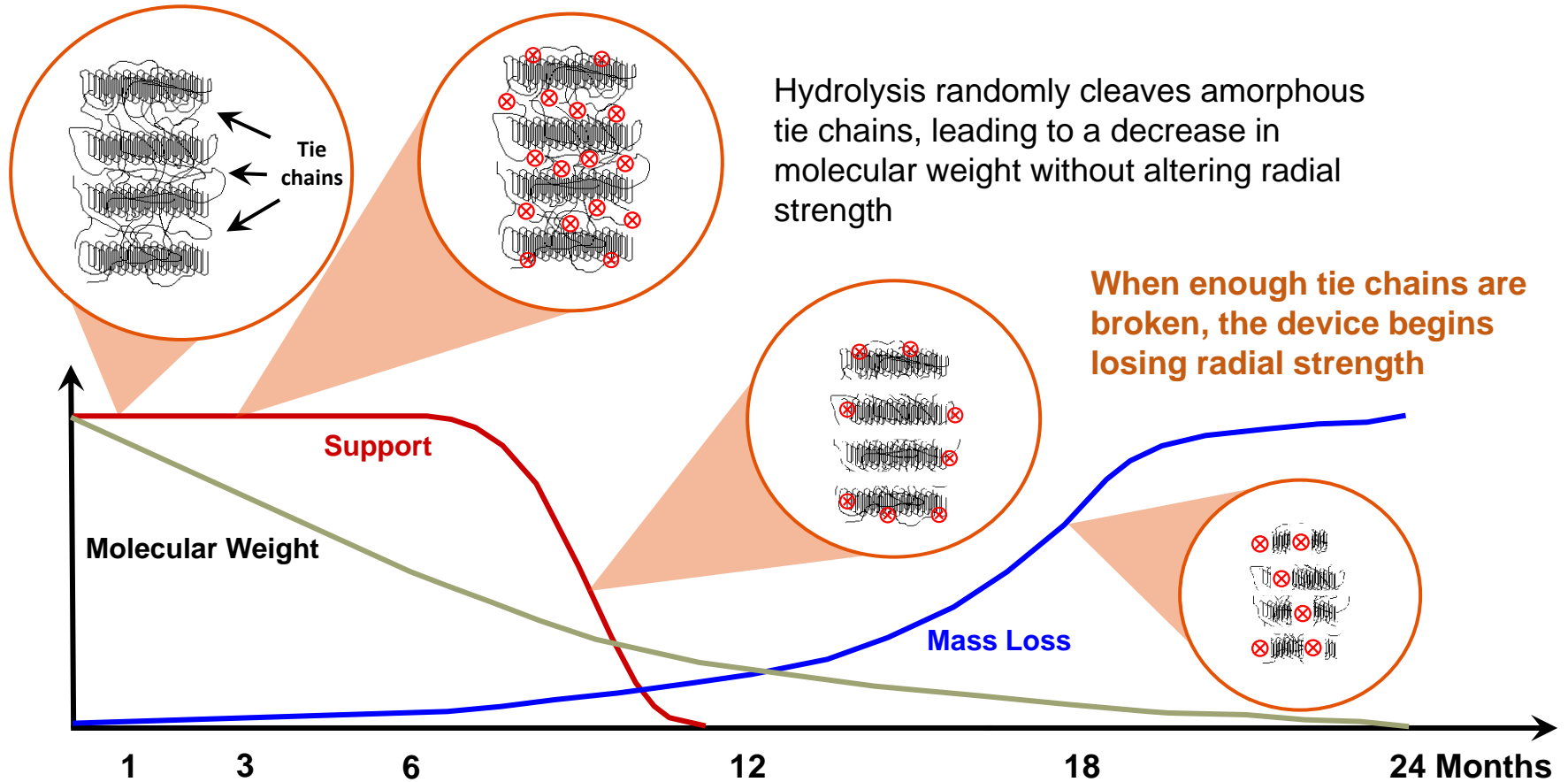
- Obecność stentu wewnątrz naczynia powoduje **upośledzenie reakcji wazomotorycznych** tętnicy wieńcowej, ogranicza możliwości nieinwazyjnej diagnostyki obrazowej oraz może utrudniać operację pomostowania tętnic wieńcowych.
- Prowadzimy obecnie prace nad **stentami biodegradowalnymi** (ang. biodegradable stent -BDS), które powinny zmniejszać ryzyko zakrzepicy.
- Zagadnienie **wchłaniałości** stentów BDS (w chwili, gdy mechaniczne podparcie ściany naczynia nie jest już potrzebne) i ich **biokompatybilność**.



- Powstawanie „neointymy” w rejonie wszczepionego stentu naczyniowego

STENTY BIODEGRADOWALNE

- **Stenty biodegradowalne** (ang. biodegradable stent -**BDS**)
– proces resorpcji.



- Uzyskane dotychczas wyniki badań świadczą, iż **BDS** mogą zapewnić mechaniczne podparcie ściany tętnicy wieńcowej po zabiegu PCI, a ich **biodegradacja** może pozwalać na **skrócenie** okresu podwójnego **leczenia** przeciwplatekowego, ułatwiać **ponowną rewaskularyzację** zarówno metodą przezskórną, jak i chirurgiczną w razie progresji miażdżycy.

	Stenty biodegradowalne	Stenty metalowe (BMS)	Stenty uwalniające leki (DES)
Wsparcie promieniowe	Przejściowe	Trwałe	Trwałe
Możliwa późna restenoza	Nie	Tak	Tak
Trwałe zablokowanie bocznic	Nie	Tak	Tak
Możliwość powtórzenia procedury rewaskularyzacji (CABG lub PCI)	Tak	Nie	Nie
Potencjalne przywrócenie funkcji śródbłonna	Tak	Nie	Nie

Na podstawie otrzymanych wyników sformułować można następujące wnioski:

- wykorzystując **algorytmy genetyczne** wsparte **analizami numerycznymi** oraz **autorskimi skryptami** do automatyzacji procesu generowania modeli oraz analizy wyników, możliwe jest wyznaczenie **wariantu optymalnego** geometrii przęśła stentu naczyniowego w świetle postawionych wymagań oraz ograniczeń;
- uzyskana postać geometrii jest zbliżona do tych znanych z komercyjnych aplikacji stentów metalowych, co stanowić może pozytywną weryfikację przeprowadzonej analizy optymalizacyjnej.
- dysponując opisywaną **metodologią**, następnym krokiem będzie **implementacja** do przeprowadzanych analiz **modelu materiałowego** odpowiadającemu polimerowi bioresorbowalnemu;



Dziękuję za uwagę!

Prezentowana praca realizowana w ramach projektu
STRATEGMED2/269760/1/ncbr/2015

