

1960

Polska Akademia
Nauk
KOMITET
MECHANIKI

Académie
Polonaise
des Sciences
COMITÉ
de MÉCANIQUE

2010



BIOMECHANIKA INEGRALNĄ CZĘŚCIĄ MECHANIKI

W POSZUKIWANIU NOWYCH MOŻLIWOŚCI

Romuald Będziński

*Politechnika Wroclawska, Wydział Mechaniczny
Zakład Inżynierii Biomedycznej i Mechaniki Eksperymentalnej*

Warszawa, 14 kwietnia 2010

Biomechanika

BIO – biologia (biologia tkanek) –
charakterystyki zmieniają się z wiekiem,
chorobami, zależnie od płci itp.....

MECHANIKA – właściwości mechaniczne

- **właściwości materiałów,**
- **właściwości struktury**

UKŁAD RUCHU

KOŚCI – dźwignie

STAWY – połączenia

MIĘŚNIE – siłowniki

WIĘZADŁA, ŚCIEGNA - cięgna

FUNKCJE – zdolność wyzwiania mocy

Charakterystyka:

masa, środki masy, momenty bezwładności, ciężar właściwy, itp.

ZASILANIE

(procesy energetyczne)

STEROWANIE

(procesy nerwowe)

Procesy sterowania – potencjał ruchowy człowieka

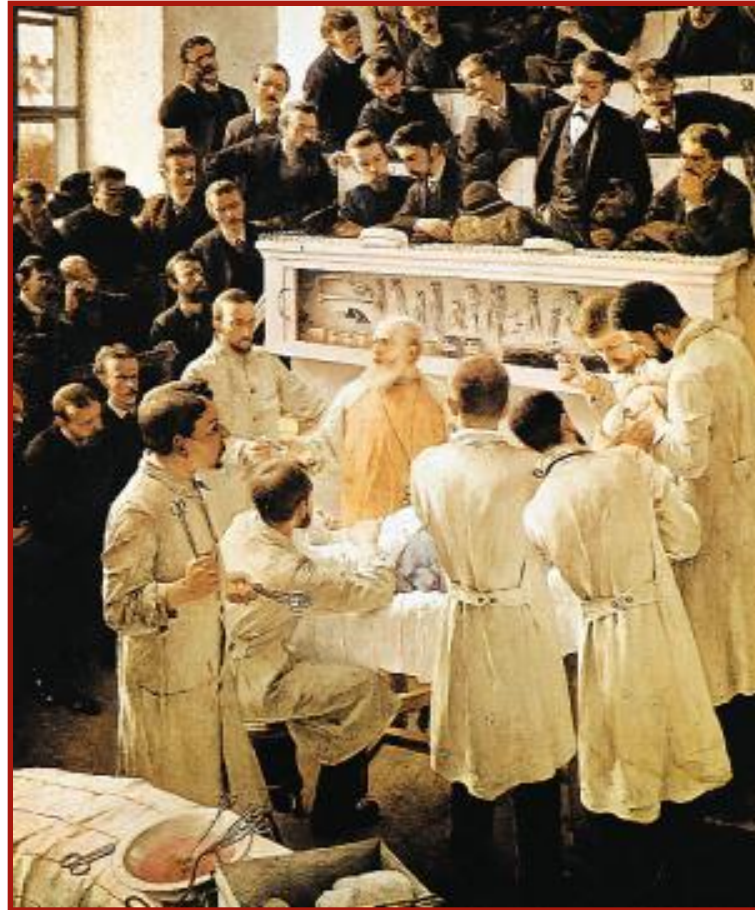
SPODZIEWANE SUKCESY NAUK BIOLOGICZNYCH (m. in.)

- ⇒ Pełne odwzorowanie ludzkiego genomu (rodzice będą mogli dobierać cechy genetyczne dziecka - uleczenie chorób dziedzicznych)**
- ⇒ Wyjaśnienie molekularnego mechanizmu rozwoju i różnicowania - hodowle tkanek, organów**
- ⇒ Odkrycie mechanizmów przetwarzania substancji i energii na podstawie możliwości mikroorganizmów (bioplastyki)**
- ⇒ Smart materials, very smart materials, inteligent materials, vise materials (roboty o możliwościach większych niż ludzkie)**

Dekada kości i stawów 2000 - 2010

Choroby i dysfunkcje narządu ruchu są najczęstszą przyczyną bólu i ograniczenia jakości życia około 1 miliarda ludzi na świecie, zwłaszcza w starszym wieku

Prof. Jan Mikulicz-Radecki



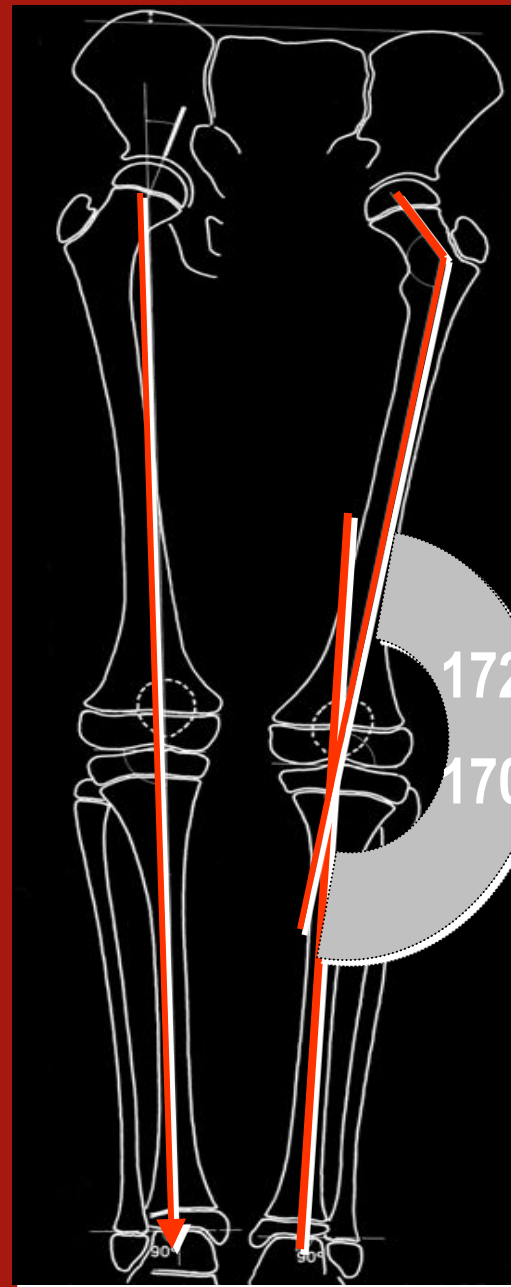
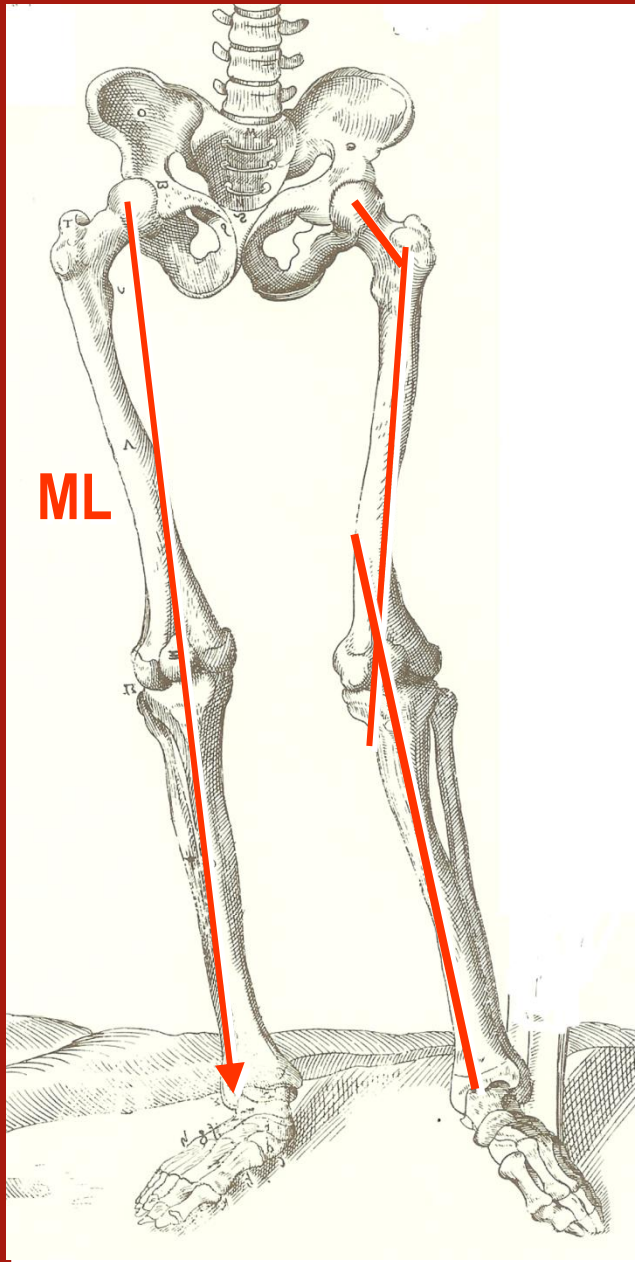
***Prof. Jan Mikulicz-Radecki (1850 -1905) światowej sławy
naukowiec i wybitny lekarz***

Prof. Jan Mikulicz-Radecki

Leczenie biomechaniczne

- Przywrócenie symetrycznego obciążania stawu kolanowego przez korekcje osi kończyny w płaszczyźnie czołowej.
- Zlikwidowanie przykurczu zgięciowego.
- Przesunięcie dalszego przyczepu ścięgna rzepki do przodu.



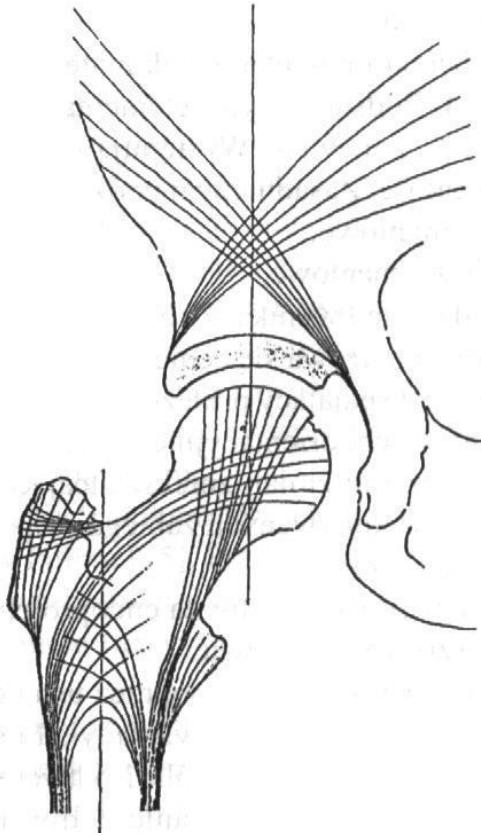


Prawo Wolff'a

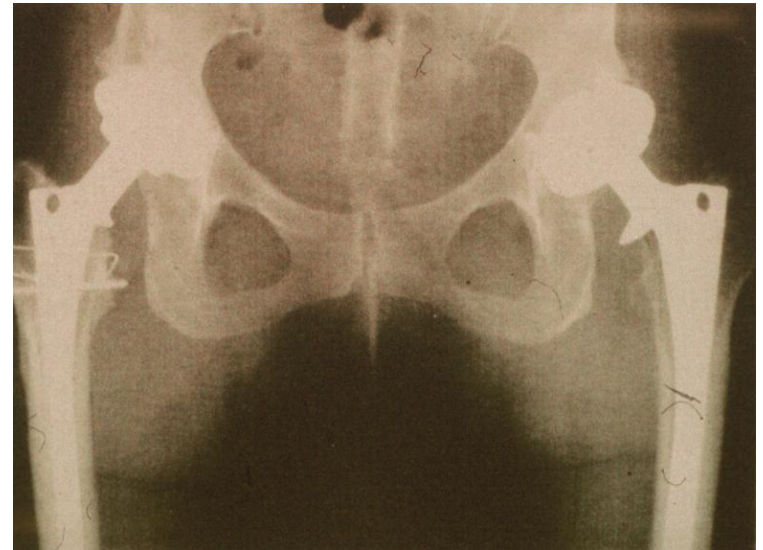
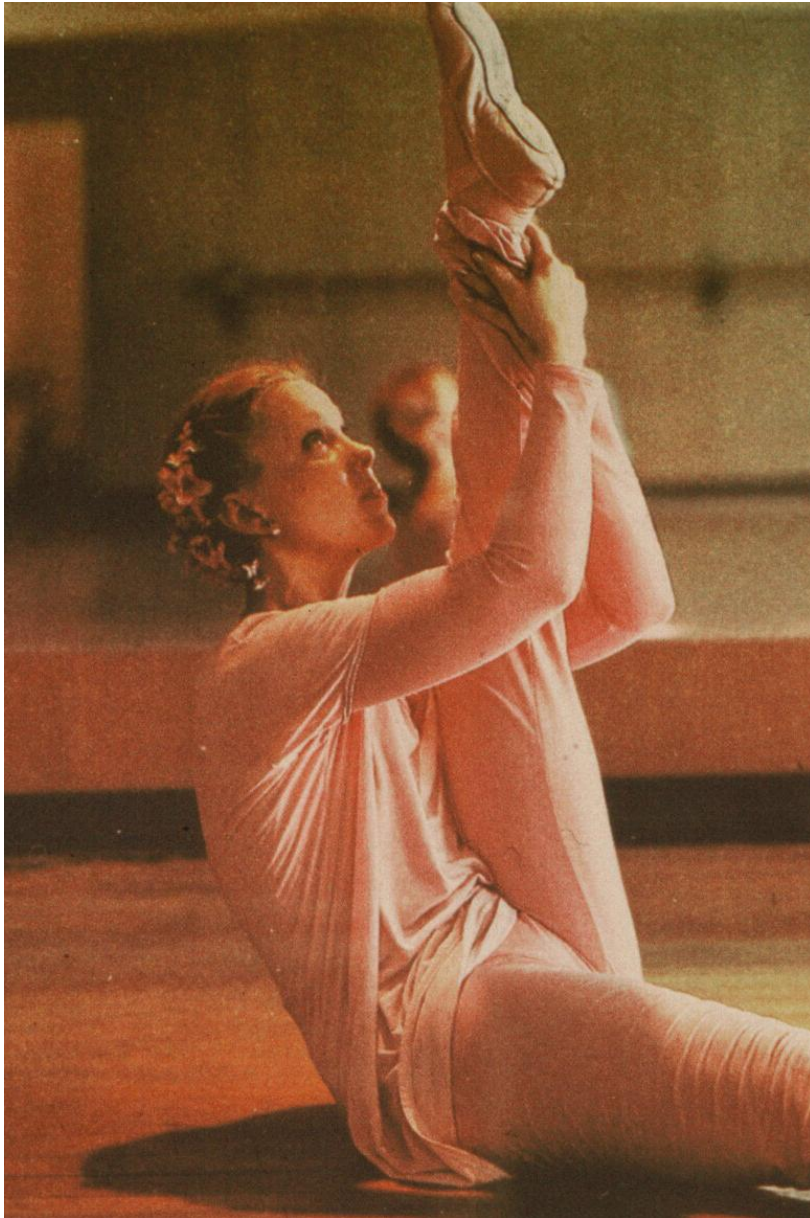
W XIX wieku Mayer, Culman i Wolff wykazali, że na budowę wewnętrzną struktury kości wpływają panujące tam rozkłady naprężeń i odkształceń. Określa się to prawem Wolff'a, które mówi, iż :

„struktura trabekularna (beleczkowata) tkanki kostnej w warunkach równowagi dostosowuje się do kierunków naprężeń głównych”.

Określa się to jako zdolność kości do dostosowania się do zewnętrznych obciążeń mechanicznych.

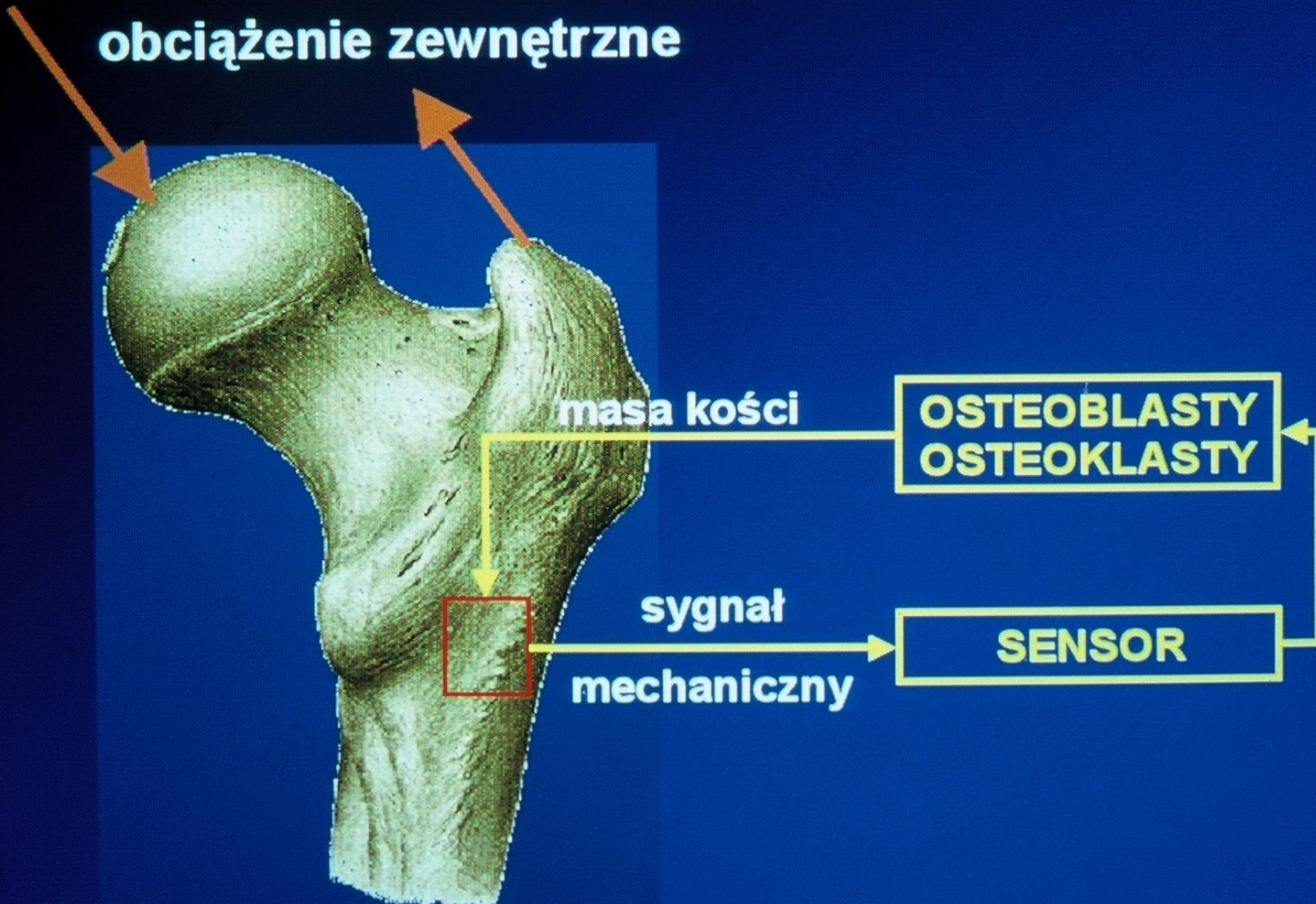


Alloplastyka stawu biodrowego

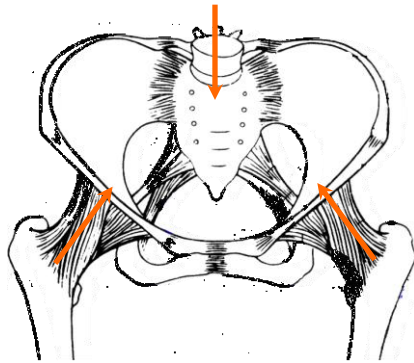


SCHEMAT PROCESU BIOLOGICZNEJ KONTROLI LOKALNEJ PRZEBUDOWY KOŚCI

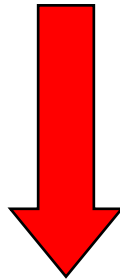
obciążenie zewnętrzne



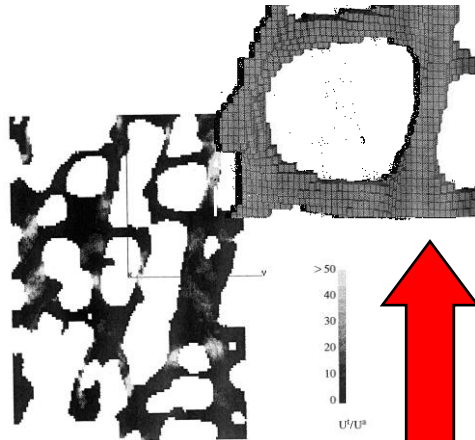
PROCESY PRZEBUDOWY TKANKI KOSTNEJ



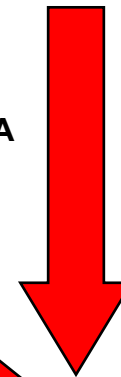
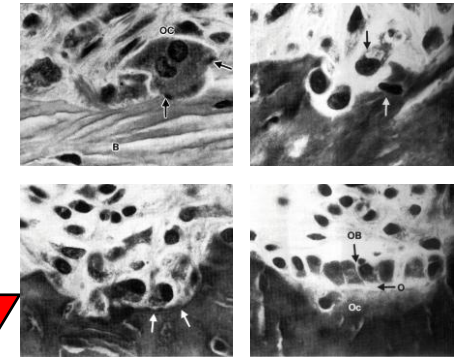
**STYMULACJA: OBCIĄŻENIA
ORAZ WARUNKI BRZEGOWE**



**PROCESY FIZJOLOGICZNE
WYWOŁANE PRZEZ OBCIĄŻENIA
POWODUJĄ POWSTAWANIE
REAKCJI CHEMICZNYCH I BIOLOGICZNYCH**

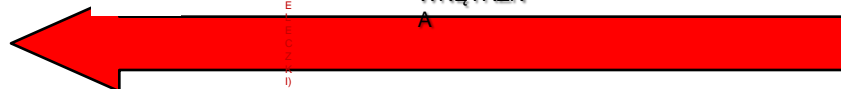
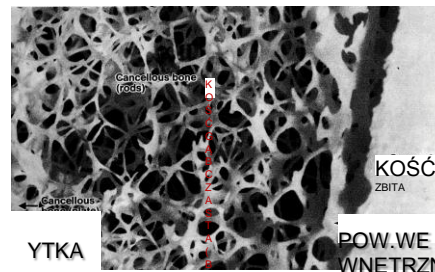


**REAKCJA: EFEKTY LOKALNE W POSTACI
NAPRĘŻEŃ, ODKSZTAŁCEN,
ZMIAN GĘSTOŚCI ENERGII ODKSZTAŁCENIA**



**EFEKTY PROCESÓW CHEMICZNYCH,
BIOLOGICZNYCH I PIEZOELEKTRYCZNYCH**

**ZMIANA WŁASNOŚCI MECHANICZNYCH,
ORAZ BUDOWY WEWNĘTRZNEJ
TKANKI KOSTNEJ**

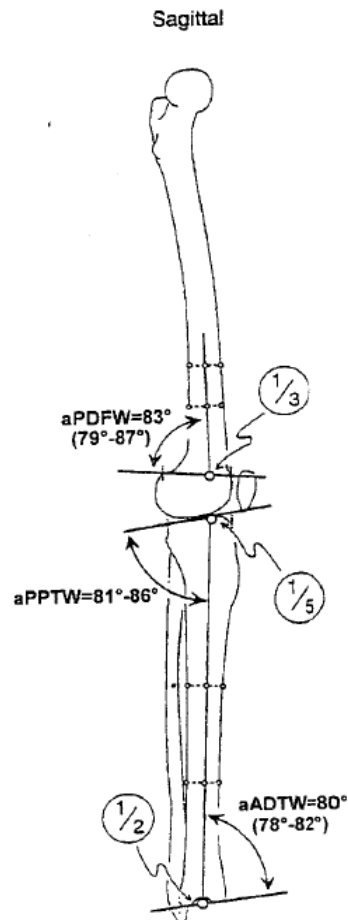




Defekty panewki



Standardowe metody planowania zabiegów korekcji deformacji kostnych



- Zdjęcia rentgenowskie:
 - ocena geometrycznych zależności
 - definicja osi mechanicznych i anatomicznych
 - ocena punktu korekcji CORA
- Dążenie do fizjologicznych parametrów (lub parametrów kończyny przeciwnej), aby przywrócić fizjologiczne zależności

Komputerowe wspomaganie zabiegów operacyjnych



- komputery,
- nawigatory,
- obrazowanie medyczne (przed i śródoperacyjne),
- nawigowane narzędzia chirurgiczne

System pomiarowy

- System nawigacyjny
- Zestaw czujników: aktywnych i pasywnych

- Ultrasonograf i wyposażona w czujnik głowica USG
- Komputer



System nawigacyjny pozwala na lokalizację obiektu w przestrzeni z dokładnością do 1mm



Ultrasonograf pozwala obserwować kontur powierzchni kości, ze względu na silne odbijanie ultradźwięków



$$A * Y = B$$

$$\rightarrow Y = A^{-1} * B$$

$$C * X = Y$$

$$\rightarrow X = C^{-1} * Y = C^{-1} * (A^{-1} * B)$$

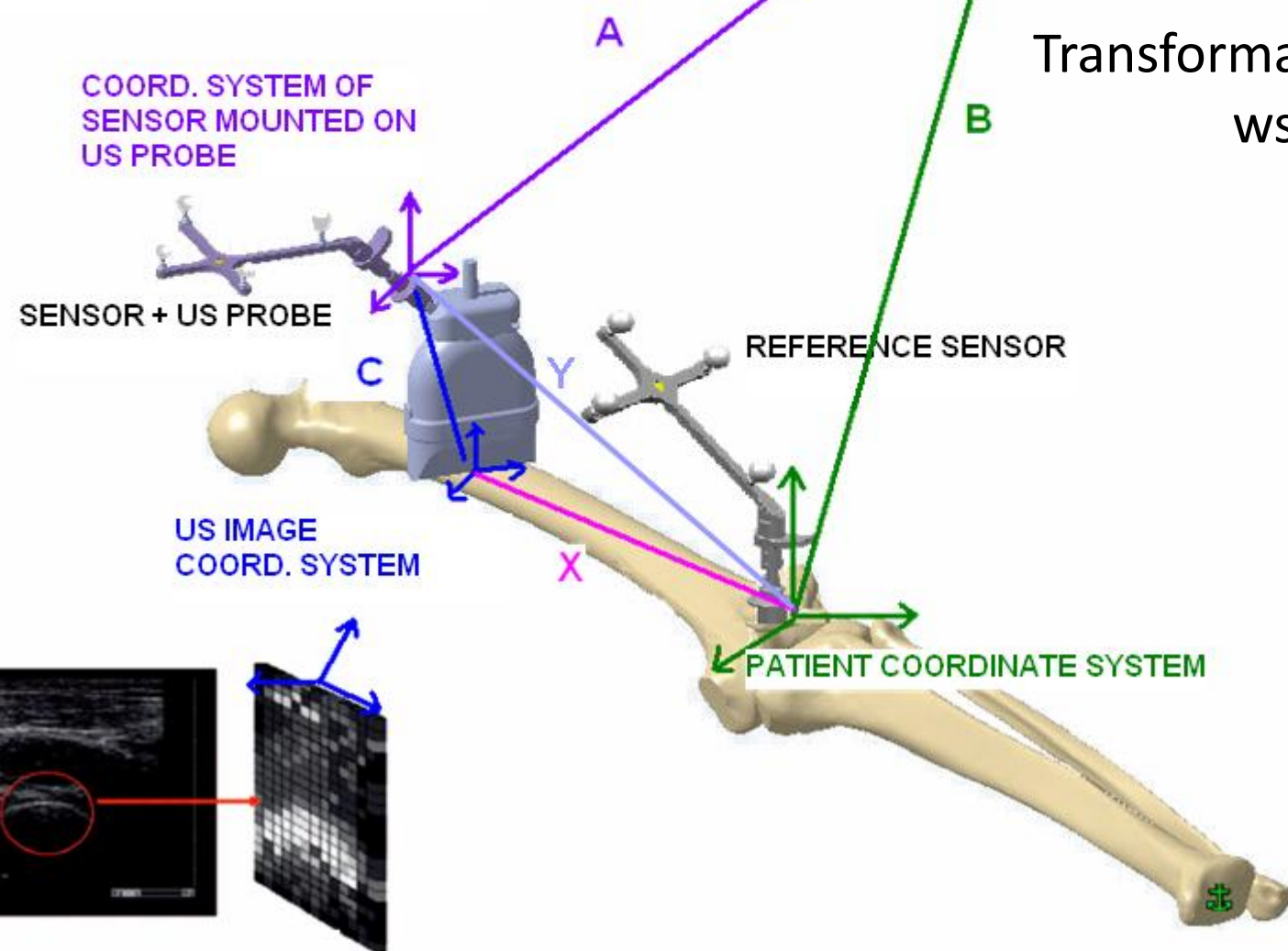


CAMERA COORDINATE SYSTEM

IR CAMERA

Aparat matematyczny

Transformacje układów współrzędnych



COORD. SYSTEM OF SENSOR MOUNTED ON US PROBE

SENSOR + US PROBE

US IMAGE COORD. SYSTEM

REFERENCE SENSOR

PATIENT COORDINATE SYSTEM

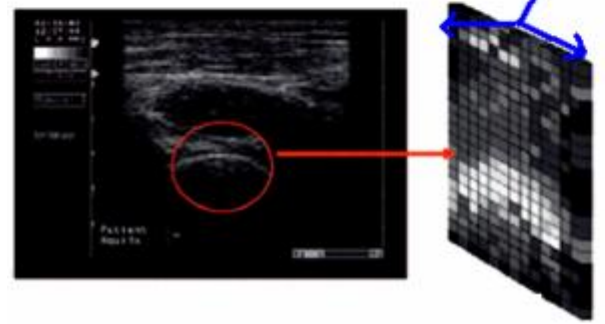
A

B

C

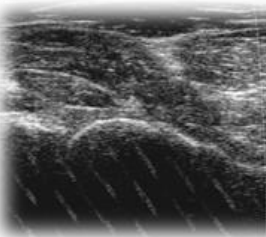
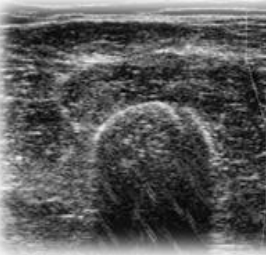
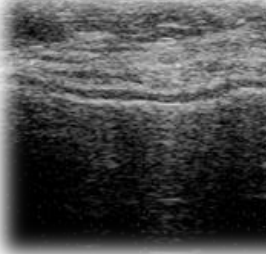
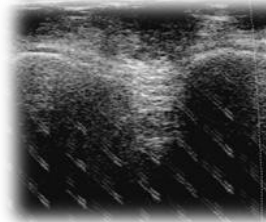
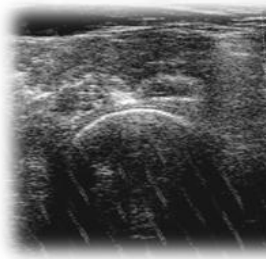
X

Y



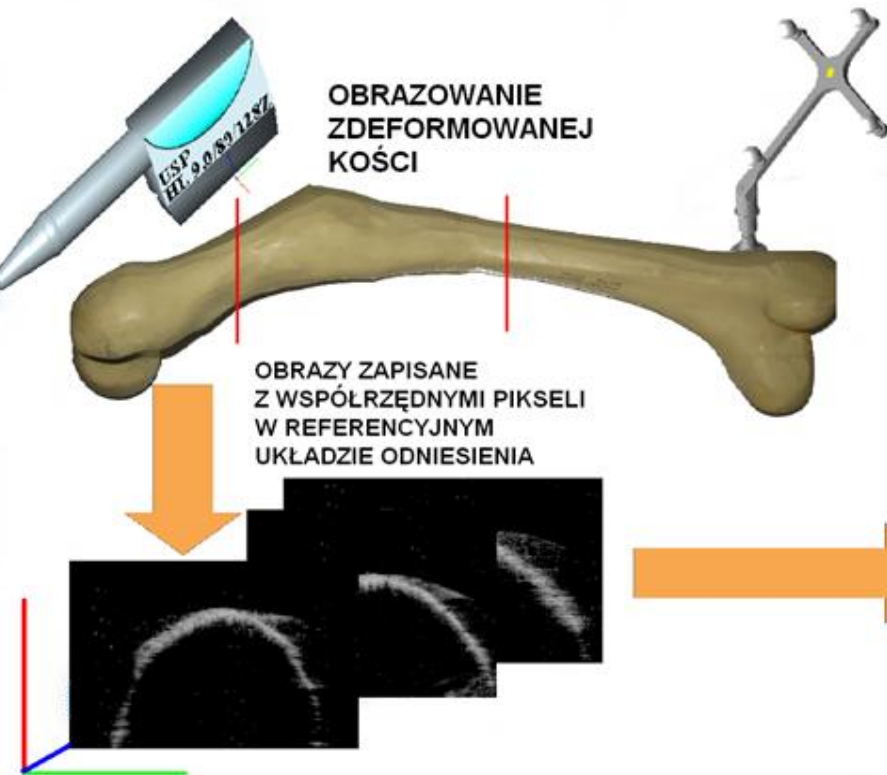
Lokalizacja rejestrowanych skanów USG

Długość kości udowej określono jako odległość pomiędzy wyznaczonym środkiem głowy kości udowej a środkiem kolana. Długość kości piszczelowej jest to odległość między środkiem stawu kolanowego a środkiem stawu skokowego. Długość kończyny dolnej wyznaczono jako odległość pomiędzy środkiem stawu biodrowego a środkiem stawu skokowego.



Identyfikacja kształtu

AKWIZYCJA DANYCH



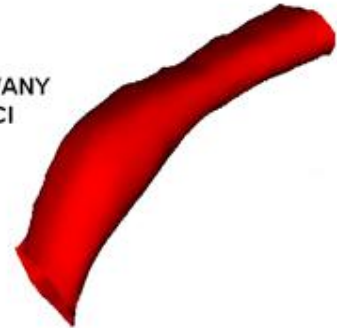
SEGMENTACJA

KONTUR KOŚCI OTRZYMANY W WYNIKU SEGMENTACJI

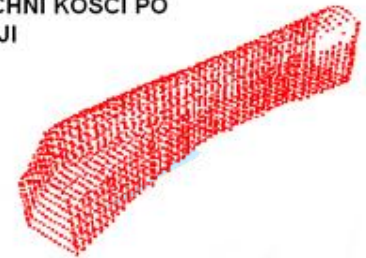


REKONSTRUKCJA

APROKSYMOWANY KSZTAŁT KOŚCI


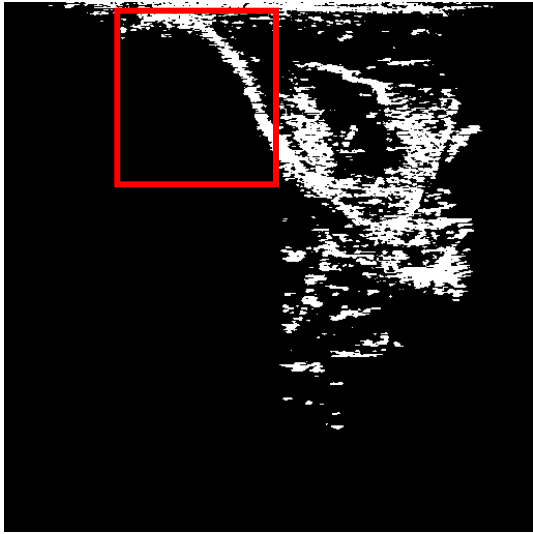



CHMURA PUNKTÓW POWIERZCHNI KOŚCI PO DECYMACJI

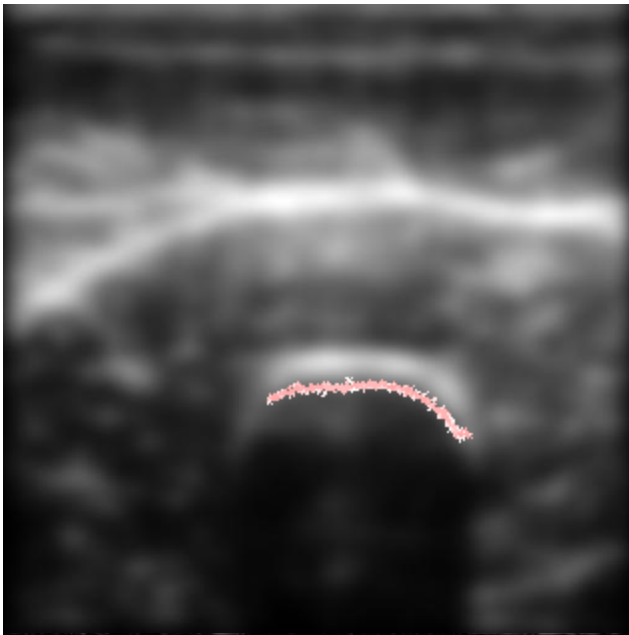


Techniki analizy obrazu

Segmentacja konturu kostnego

		
<p>Obraz oryginalny</p>	<p>Po zastosowaniu Laplacian Segmentation- LevelSetImageFilter</p>	<p>Kontur</p>

Przykłady filtrowania obrazu USG – filtr Gabora



Kierunki = $\{0^{\circ}, 15^{\circ}, 30^{\circ}, 45^{\circ}, 60^{\circ}, 75^{\circ}, 90^{\circ}, 105^{\circ}, 120^{\circ}, 135^{\circ}, 150^{\circ}, 165^{\circ}\}$

Skale = $\{1, 2, 4, 8\}$

Długości fali w pikselach
 $\{3.7, 7.4, 14.8, 29.6\}$;

Określenie kombinacji
długość fali/skala

$\{1, 0, 0, 0$

$1, 1, 0, 0$

$1, 1, 1, 0$

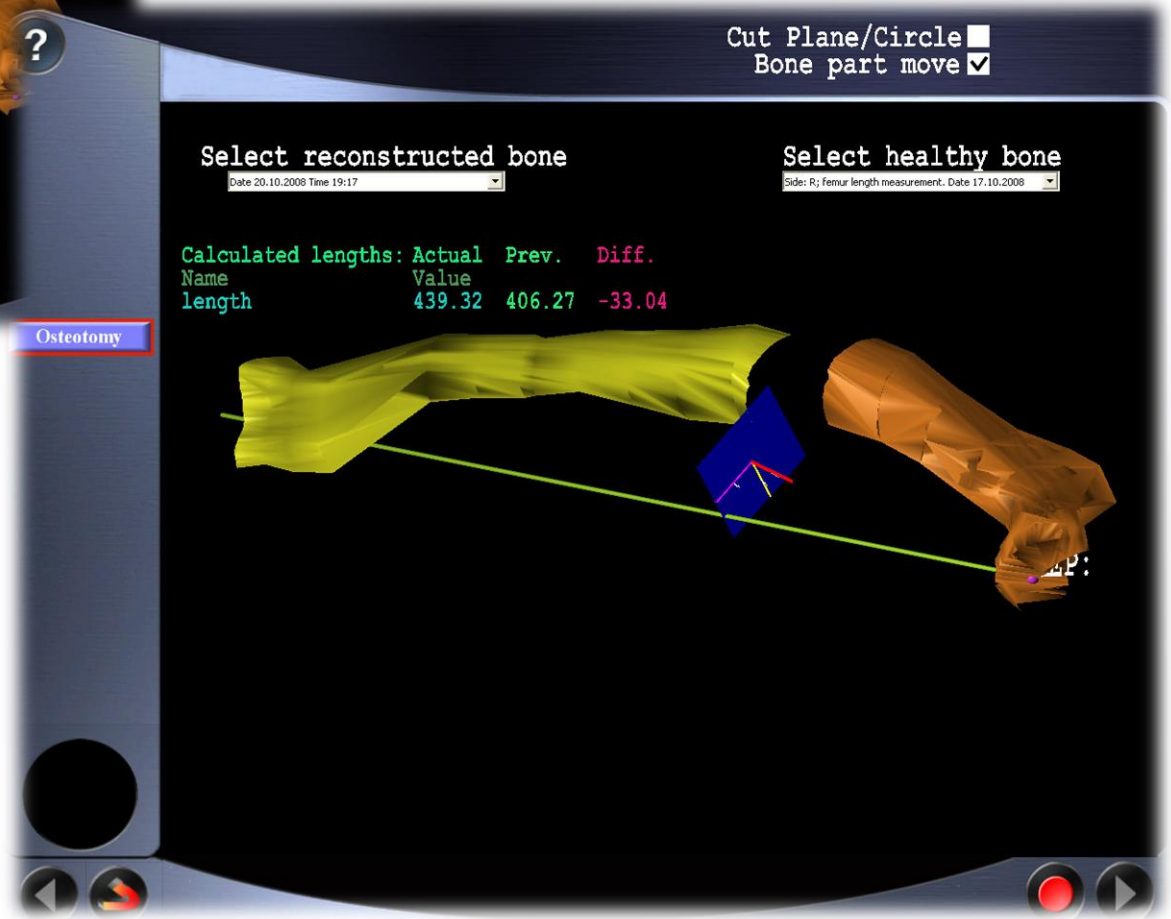
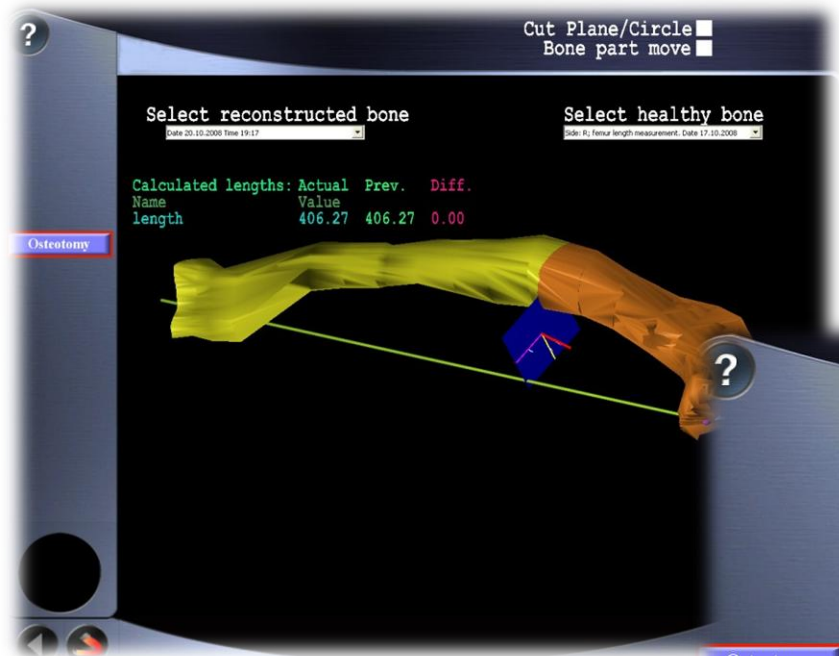
$0, 1, 1, 1 \}$;

108 filtrów;

357,1 sekund

Wirtualna korekcja – prosty osteotom

Projektowanie miejsca i metodyki cięcia (wycinanie klina kostnego etc.). Prezentacja online zmian parametrów podczas repozycji wirtualnych odłamów.



Zapisana procedura jest zastosowana do komputerowego wspomaganie zabiegu (wykonanie cięcia zgodnie z zaplanowaną procedurą).



Cut Plane/Circle
 Bone part move

Select reconstructed bone

Date 23.03.2010 Time 16:10

Select healthy bone

Osteotomy

Calculated lengths:		Actual	Prev.	Diff.
Name		Value		
Dl kości udowej		410.06		
dl kości piszczelowej		380.46		
dl kończyny		789.96		
FDL		362.47		
FHL		400.54		
GCL		424.68		
GCM		430.00		
GMED		105.84		
GMIN		89.08		
PB		244.28		
PL		392.51		
POP		88.71		
SOL MED		342.25		
SOL LAT		342.25		
TFL		505.96		
TP		376.75		

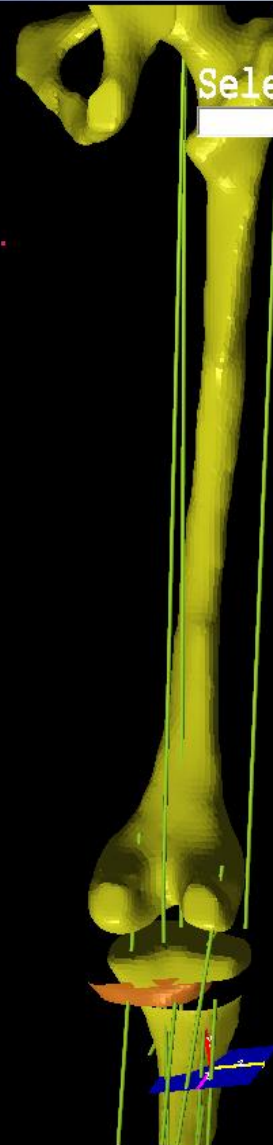
MHISx	[Nm]	-21.40
MHISy	[Nm]	222.08
MHISz	[Nm]	-36.79
MKISx	[Nm]	-14.84
MKISy	[Nm]	154.36
MKISz	[Nm]	-41.32
MAISx	[Nm]	-2.75
MAISy	[Nm]	55.60
MAISz	[Nm]	-151.40

Knee strain [MPa]

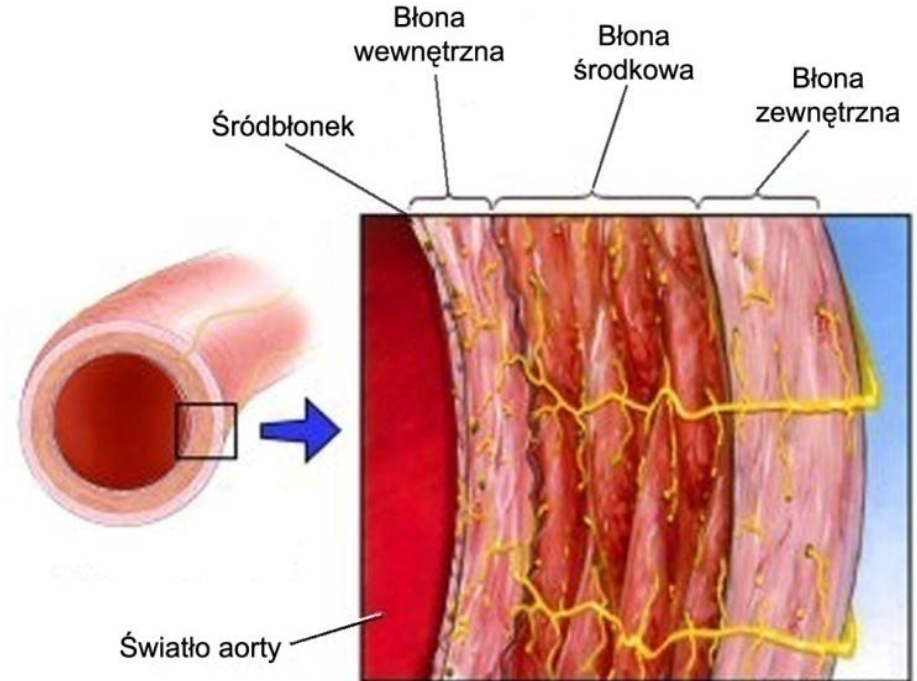
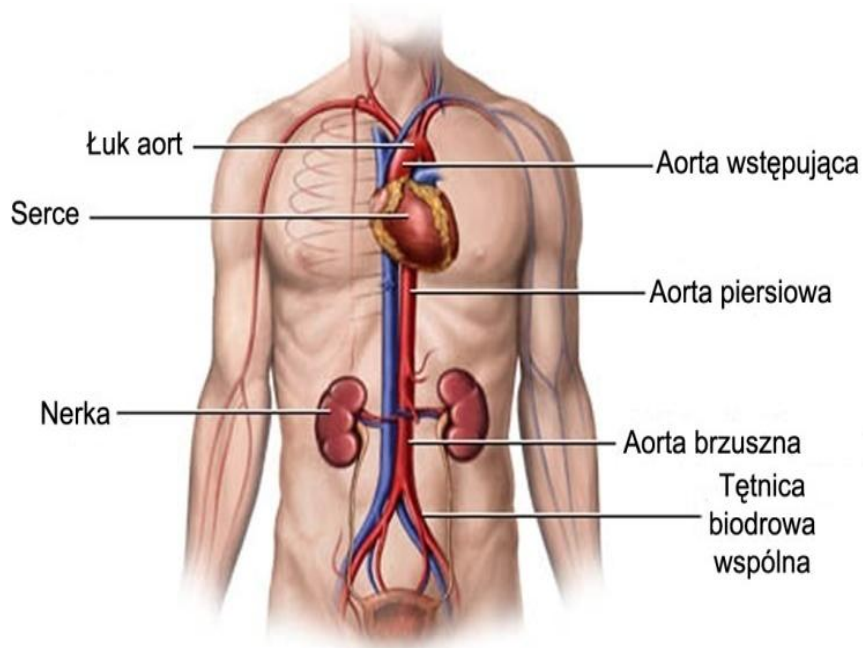
-2.82

FHx	[N]	898.21
FHy	[N]	175.26
FHz	[N]	-2075.06
FKx	[N]	-13.04
FKy	[N]	-4122.91
FKz	[N]	284.62

Valgus		0.94
Int. Rot		27.37
Flexed		7.02



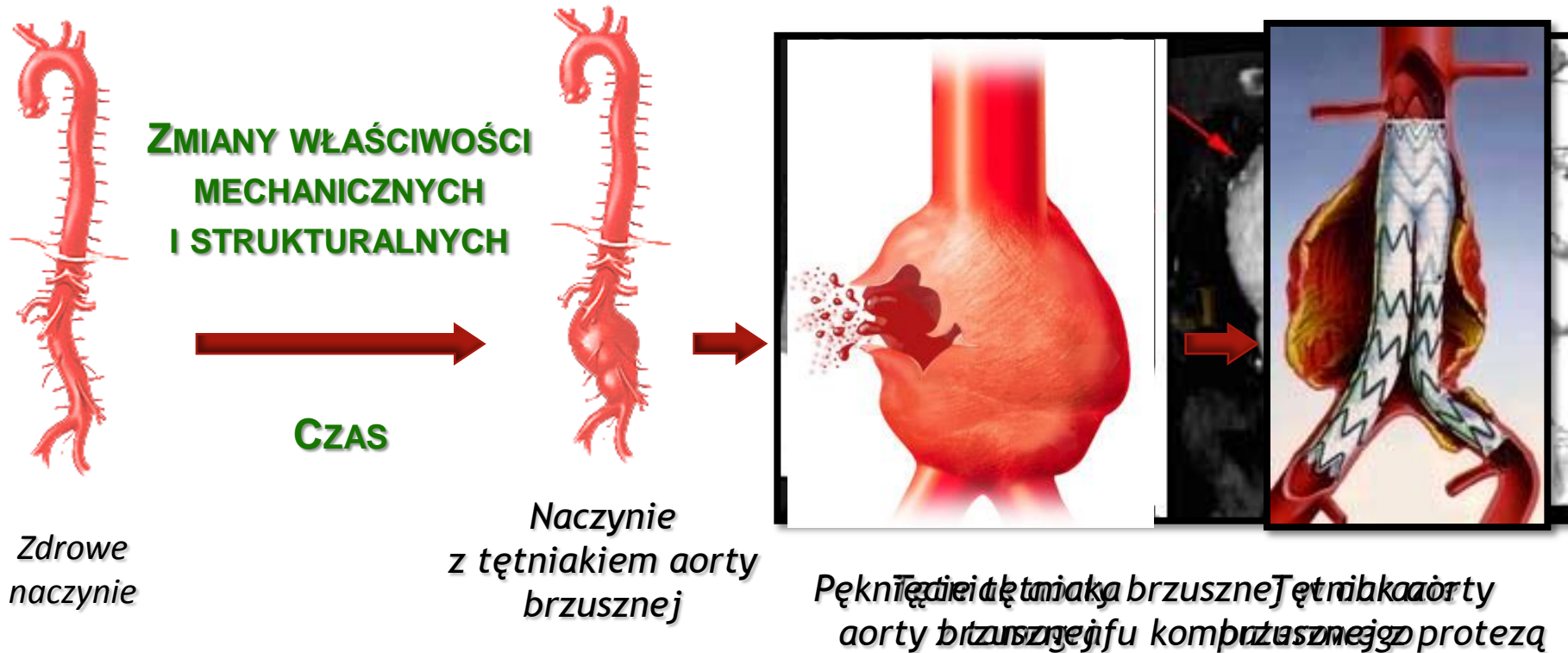
Dysfunkcje mechaniki aorty



Położenie aorty brzusznej

Budowa ściany aorty brzusznej

Dysfunkcje aorty



Tętniak aorty brzusznej to trwałe i postępujące, lokalne poszerzenie średnicy podnerkowej aorty brzusznej o minimum 50% w stosunku do jej prawidłowej średnicy.

Równania konstytutywne

Funkcja gęstości energii odkształceń w uogólnionym modelu neo-Hookean:

$$\Psi = c(\lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2 - 3) = c(I_1 - 3)$$

gdzie: c – parametr równania; I_1 – pierwszy niezmiennik prawego tensora deformacji Cauchy-Green'a.

Równanie konstytutywne zaproponowane przez Raghavan'a i Vorp'a (2000a):

$$\sigma_1 = [2\alpha + 4\beta(\lambda_1^2 + 2\lambda_1^{-1} - 3)][\lambda_1^2 - \lambda_1^{-1}]$$

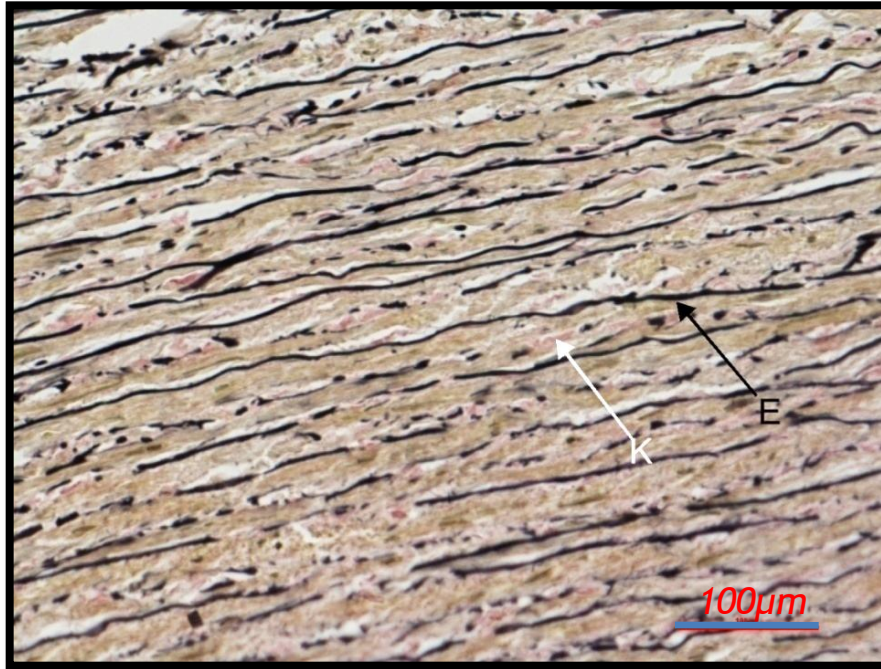
gdzie: α, β – parametry równania; λ_1 – współczynnik wydłużenia w kierunku działania siły wymuszającej

Postać równania konstytutywnego:

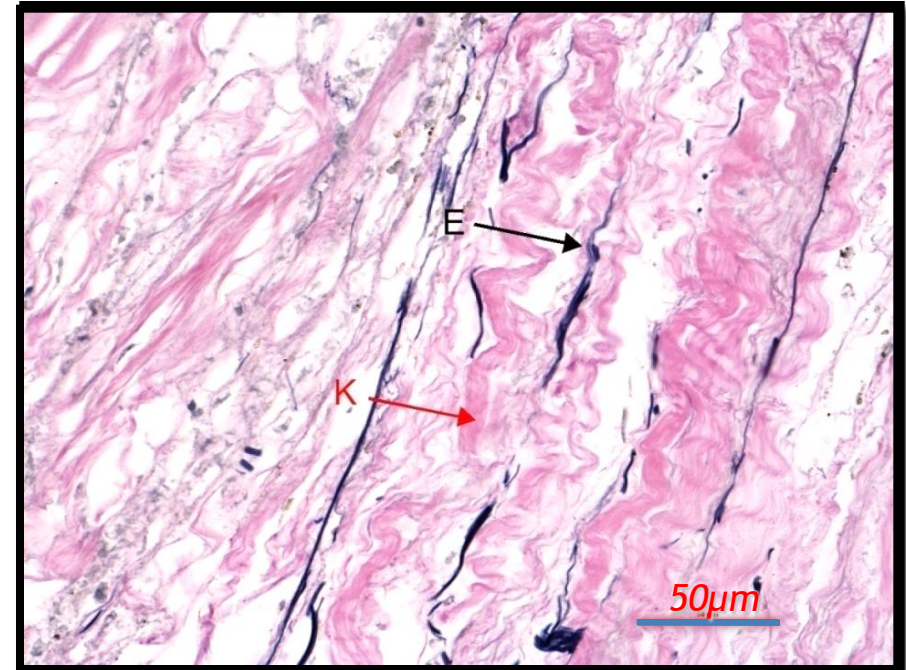
$$\sigma_1 = \{ [2\alpha + 4\beta((2E_1 + 1) + 2\sqrt{2E_1 + 1} - 3)] [(2E_1 + 1) - 2\sqrt{2E_1 + 1}] \}$$

gdzie: α, β – parametry równania; E_1 – składową normalną tensora odkształceń Green'a w kierunku działania siły wymuszającej

Badania struktury – analiza liczby włókien



Przebieg włókien kolagenowych i elastynowych w obrazie histologicznym w barwieniu według Verhoff'a



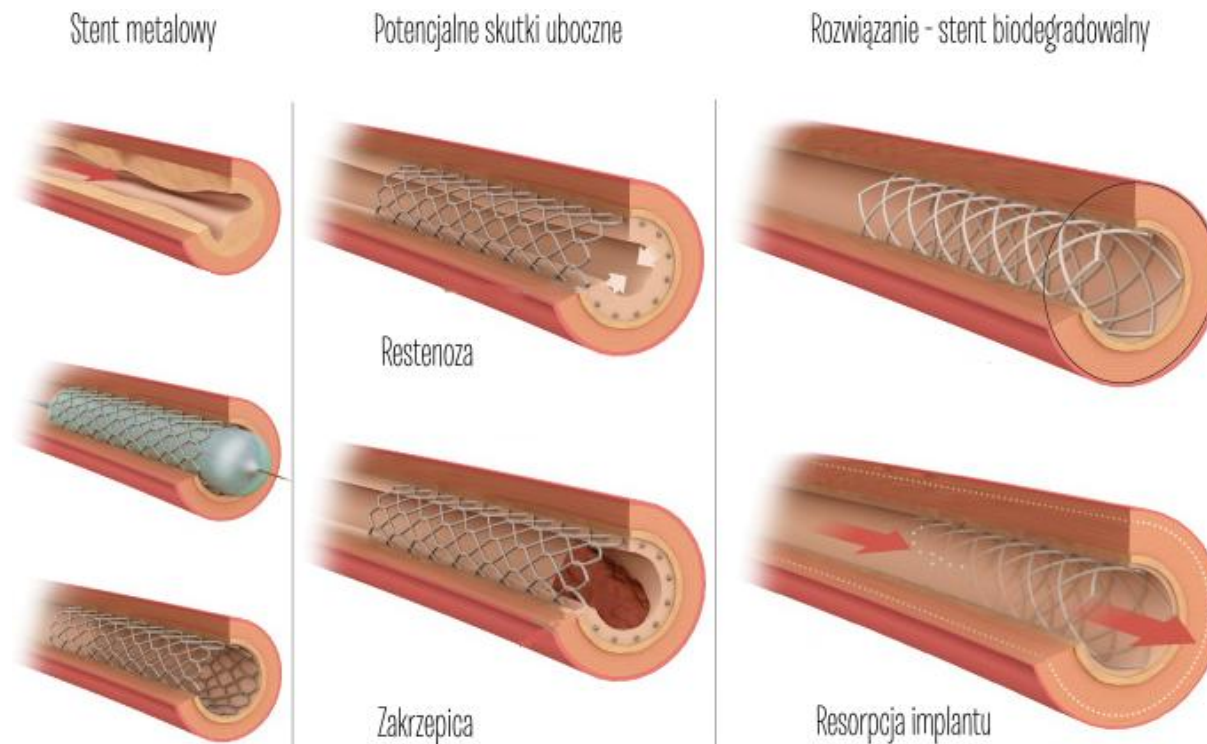
Pojedyncze włókna elastyczne w obrazie histologicznym (BŚ) barwieniu według aorty brzusznej (Van Gieson) (technika Van Gieson'a)

Legenda: K – włókna kolagenowe; E – włókna elastynowe; BŚ – błona środkowa

Stenty –udrożnienie naczyń krwionośnych

Spełnianie przez **stent** funkcji "rusztowania" jest istotne w ciągu kilkunastu do kilkudziesięciu dni po zabiegu.

W późniejszym okresie nie pełni on już żadnej korzystnej roli, przeciwnie jego obecność – jako ciała obcego – jest przyczyną wielu niekorzystnych zjawisk.



Dobór biomateriału, polimeru biodegradowalnego

Technologia

Dobór polimerów bazowych

Modyfikacja polimerów bazowych

Wykonanie próbek badawczych

Poli(l-laktyd)

Poli(l-laktyd-ko-glikolid)

Poli(d,l-laktyd-ko-glikolid)

Poli(dioxanon)

Mieszanina: > *polimer bazowy + poliuretan*
> *polimer bazowy + poli(kaprolakton)*

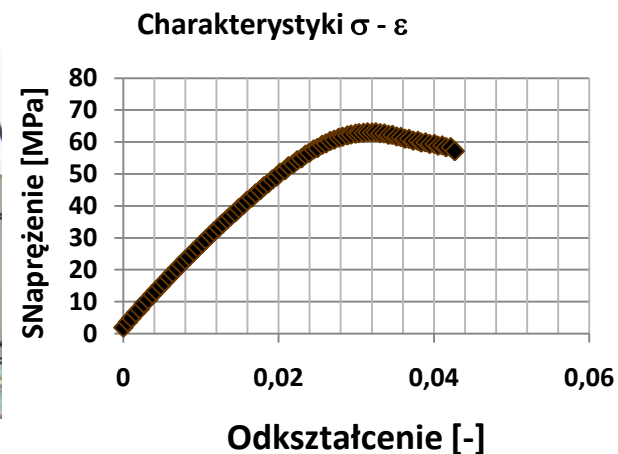
Kompozyt: > *polimer bazowy + wł. alginianowe*
> *polimer bazowy + wł. polimerowe*

Badania właściwości fizycznych

Mechanika

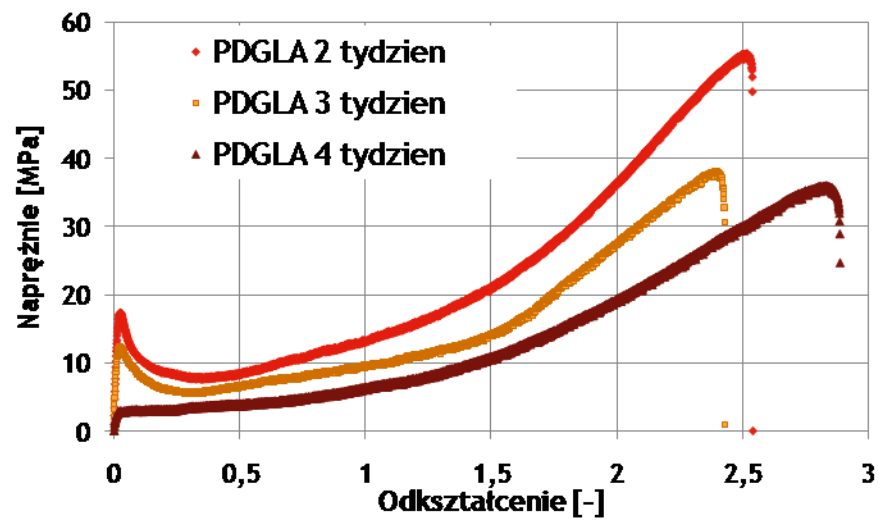
Badania wł. mechanicznych

Badania tempa biodegradacji oraz zmian wł. fizycznych w funkcji stopnia degradacji

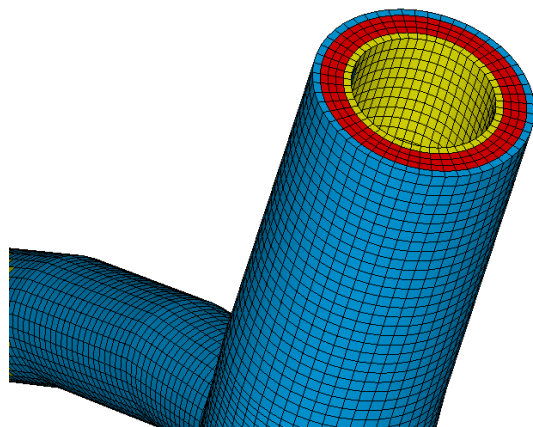


Analizowane parametry:

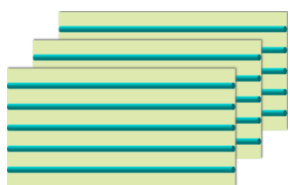
- ▶ Zmiana pH środowiska
- ▶ Statyczna wytrzymałość mechaniczna
- ▶ Wytrzymałość zmęczeniowa
- ▶ Ubytek masy, zmiana gęstości
- ▶ Zmiana geometrii
- ▶ Właściwości reologiczne



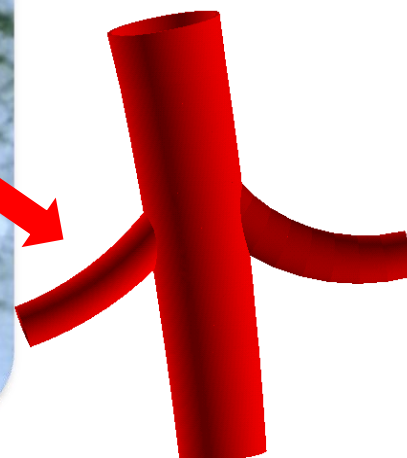
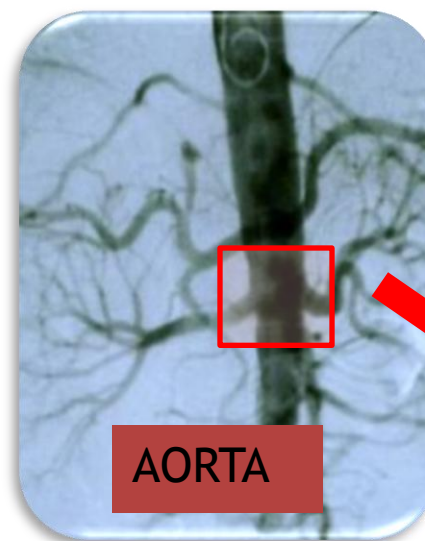
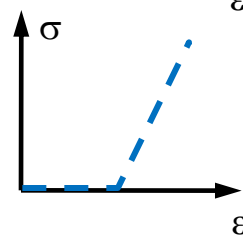
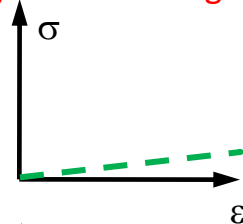
Model numeryczny naczynia krwionośnego uwzględniający jego złożony kształt i strukturę tkanki



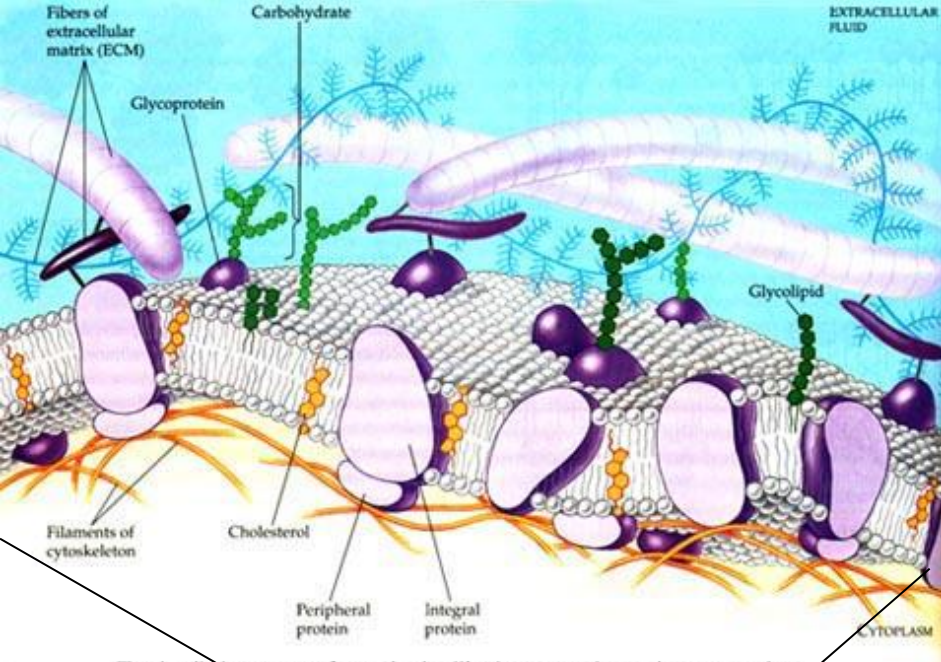
Modele warstwy:
a) włókien elastynowych
b) włókien kolagenowych



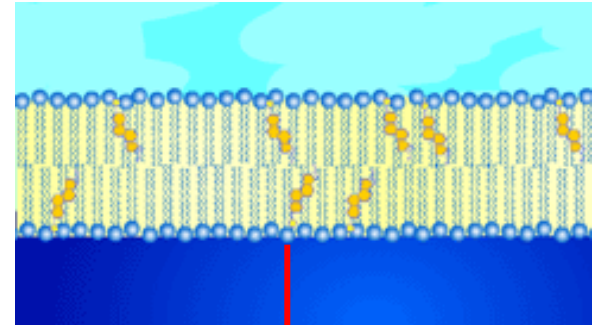
Charakterystyki $\sigma - \epsilon$
a) włókien elastynowych
b) włókien kolagenowych



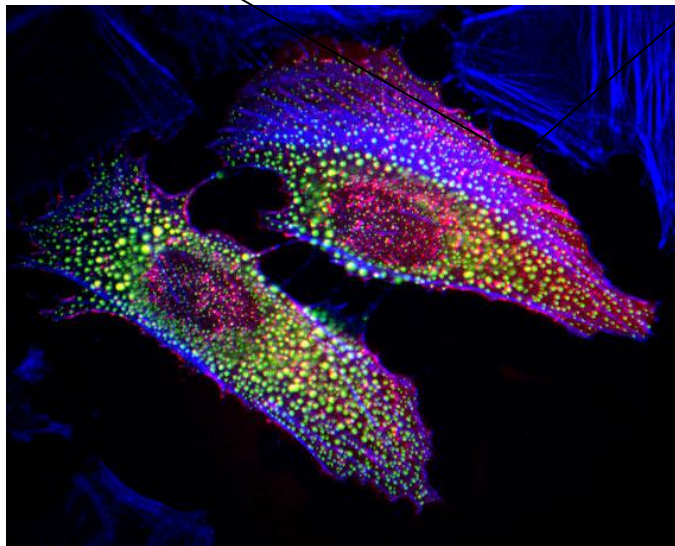
Przykłady zastosowań aplikacji automatycznego opracowywania modeli dla wybranych elementów układu krwionośnego



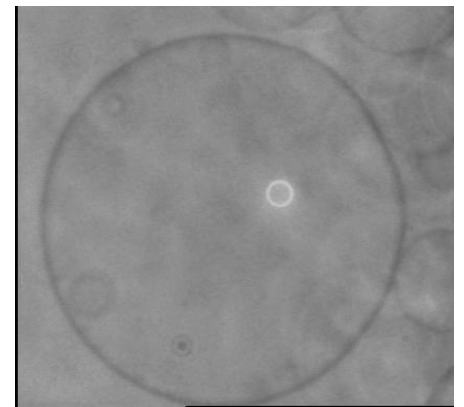
Lipid bilayer as model biological membrane



The detailed structure of an animal cell's plasma membrane, in cross section.



Cell membrane



Przybyłko M. PWr

Fundamentals of membrane mechanics

1) Classical modes of deformation

2) Membrane elasticity (essential for lipid protein interactions, behavior of mixtures, lyotropic phase transitions e.g. bilayer → inverted hexagonal)

- Stretching elasticity
- Membrane curvature, bending elasticity
- Lysis
- Membrane elasticity measurements

Micropipettes, fluctuation analysis, measurements on red blood cells

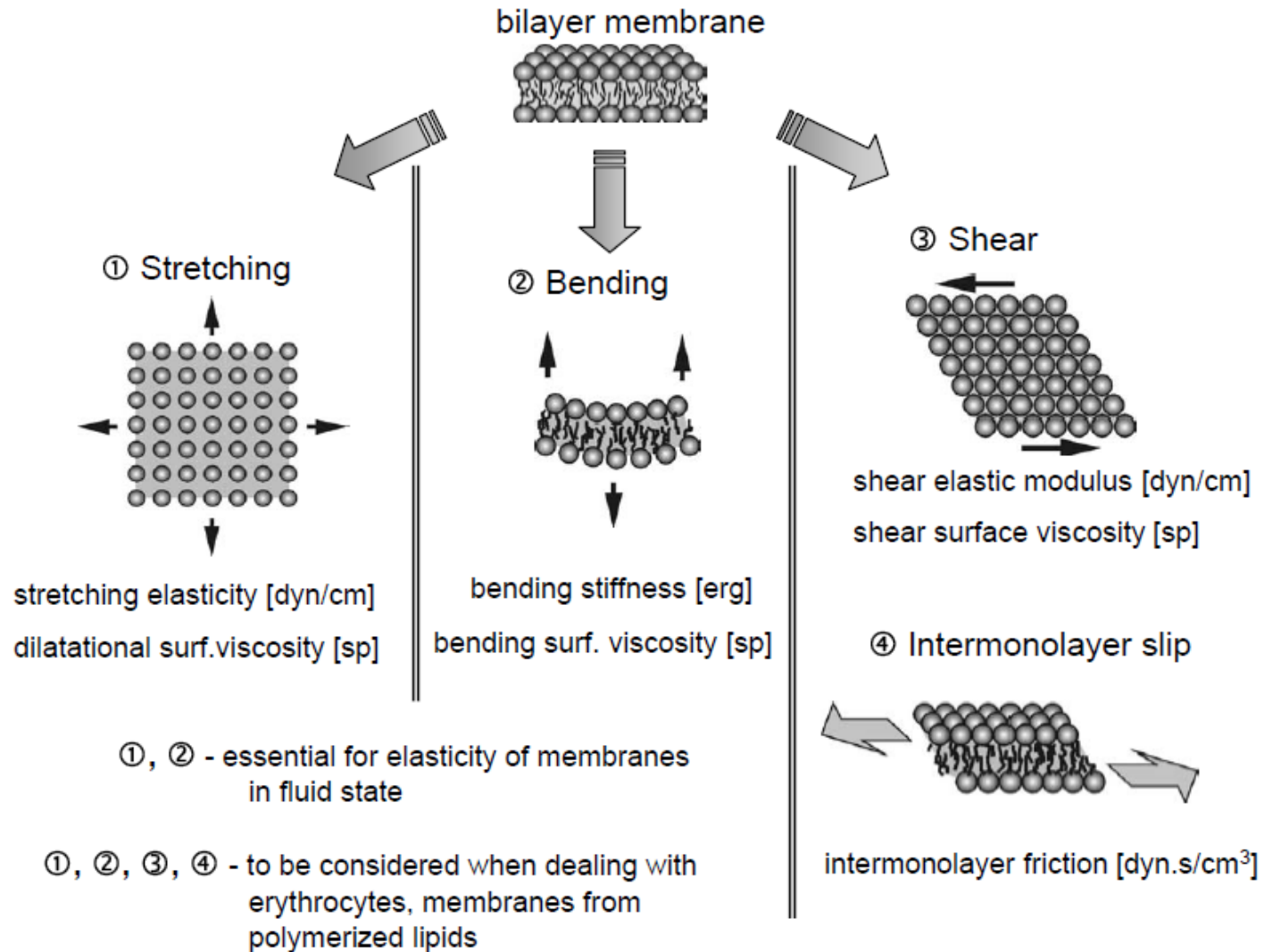
- Effect of cholesterol

3) Shear viscosity of membranes

(essential for mobility and activity of membrane proteins, membrane diffusion)

Fundamentals of membrane mechanics

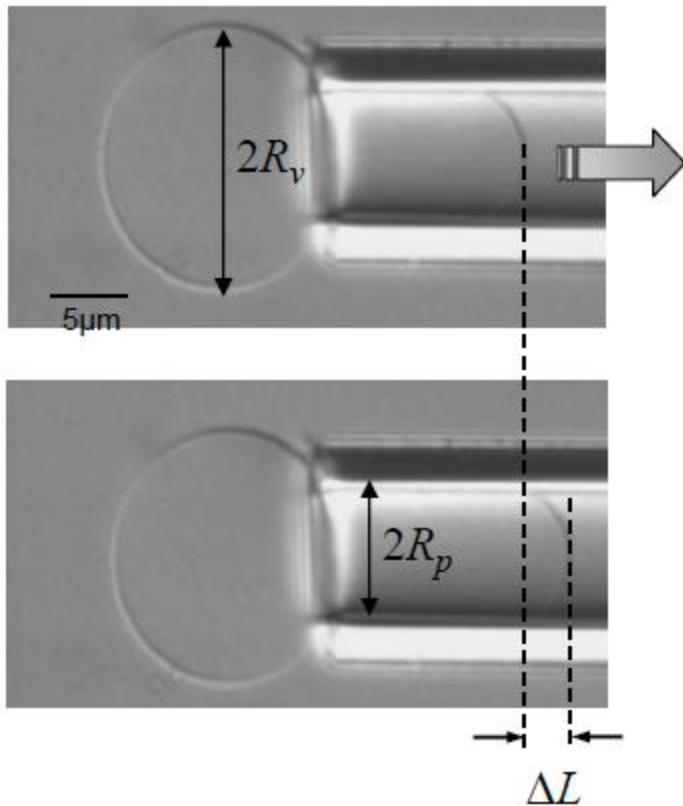
Classical modes of deformation



Fundamentals of membrane mechanics

Micropipette technique:

- best resolution (better than 0.1% for δA);
- can test reversibility, instantaneous tension
- area dilation at rupture



Increase suction pressure, P $\tau = \frac{PR_p}{2 - 2R_p/R_v}$

$$\delta A \cong 2\pi R_p \left(1 - \frac{R_p}{R_v} \right) \Delta L$$

Evans, Rawicz, *PRL*, **64**, 2094 (1990)

Helfrich, Servus, *Nuovo Cimento*, D3, 137 (1984)

Typical values for lipids: $K = 100 \div 200$ dyn/cm

For cholesterol containing membranes:

e.g. SOPC:cholesterol=1:1 $\rightarrow K \approx 850$ dyn/cm

erythrocyte lipid extract (50% cholesterol)

$\rightarrow 750$ dyn/cm

For sheets (5nm thick) of

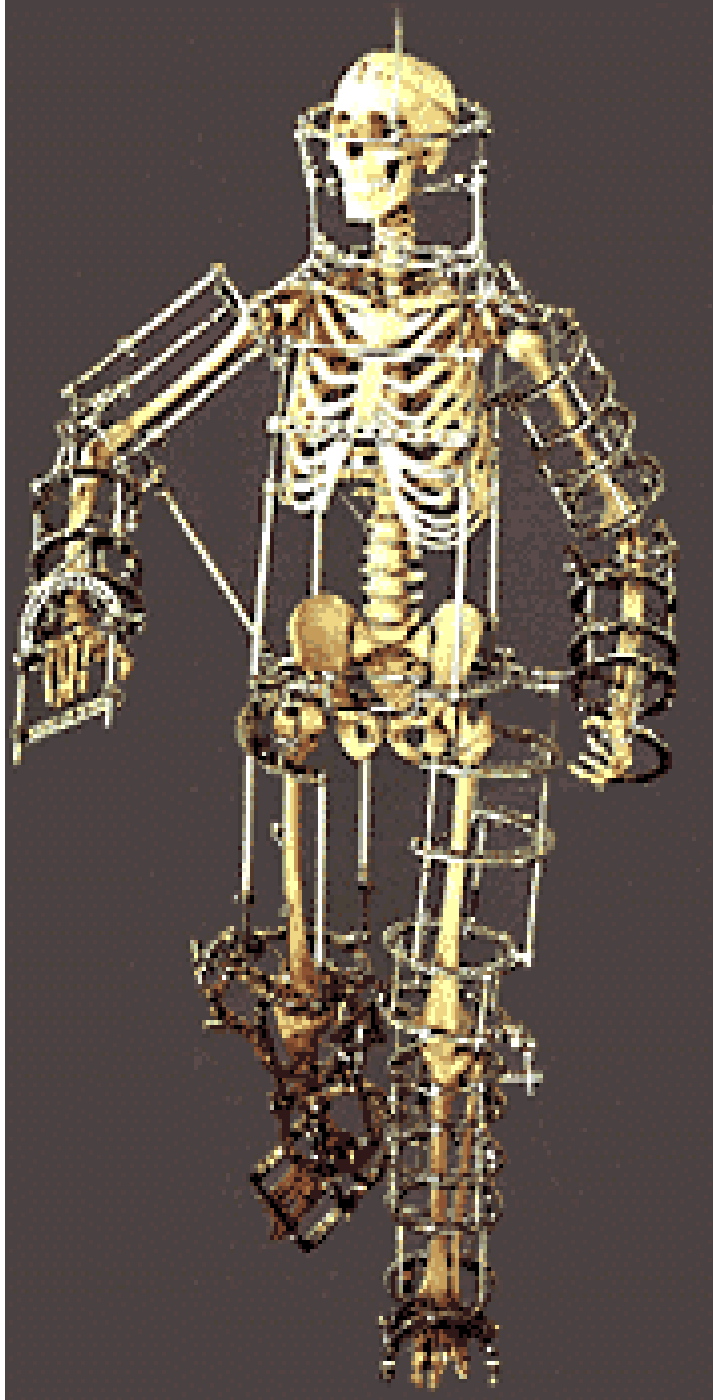
rubber: 100 dyn/cm

polyethylene: 5000 dyn/cm

steel: 10^7 dyn/cm

Polskie Sztuczne Serce







homo computerus

CIOP

motto:

***Stworzony przez nas
świat jest rezultatem
naszego
dotychczasowego
myślenia.***

***Problemy, które ten
świat generuje nie mogą
być jednak
rozwiązywane bez
zmiany naszego
obecnego sposobu
myślenia.”***

Albert Einstein

*„Ruch może zastąpić niejeden
lek, ale żaden lek nie zastąpi
ruchu”*

Wiktor DEGA

Dziękuję za uwagę

