



Centrum Zastosowań Matematyki

Warsztaty

Modelowanie matematyczne i współpraca interdyscyplinarna

26–28 września 2013 r.



KAPITAŁ LUDZKI
NARODOWA STRATEGIA SPÓJNOŚCI

UNIA EUROPEJSKA
EUROPEJSKI
FUNDUSZ SPOŁECZNY



„Człowiek - najlepsza inwestycja”

*Projekt współfinansowany ze środków Unii Europejskiej
w ramach Europejskiego Funduszu Społecznego*

PRZEPUKLINY BRZUSZNE - MODELOWANIE, BADANIA DOŚWIADCZALNE I SYMULACJA KOMPUTEROWA

Czesław Szymczak
Politechnika Gdańska
szymcze@pg.gda.pl

Dr inż.: A. Tomaszewska, I. Lubowiecka, Dr med.: M. Śmietański, K. Bury

HAL2010
Konsorcjum
GUM i PG
2010-2012



Program
Operacyjny
Gospodarka
Innowacyjna

PLAN PREZENTACJI

- ▲ Geneza problemu
- ▲ Operacje laparoskopowe przepuklin
- ▲ Modele materiału implantów
- ▲ Identyfikacja parametrów modelu materiału
- ▲ Badania doświadczalne materiału implantów
- ▲ Badania i model powięzi
- ▲ Badanie łączników
- ▲ Modelowanie oddziaływań na implant
- ▲ Badania doświadczalne układu implant - powięź
- ▲ Modelowanie i symulacje komputerowe układu implant-powięź
- ▲ Wnioski końcowe
- ▲ Bibliografia
- ▲ Problemy

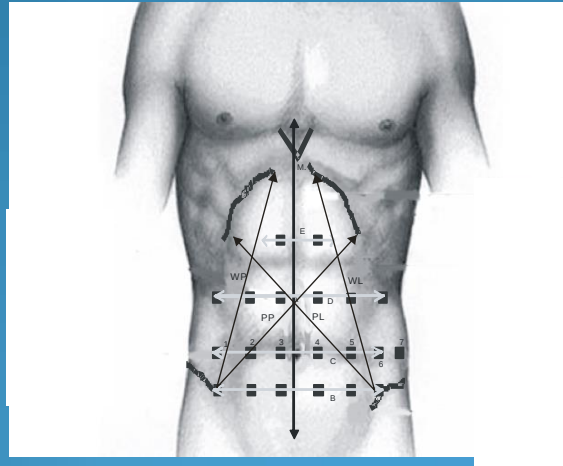
Geneza problemu

Przepukliny brzuszne



Przyczyny:

- Nagłe ruchy tułowia
- Zmiany chorobowe
- Kaszel



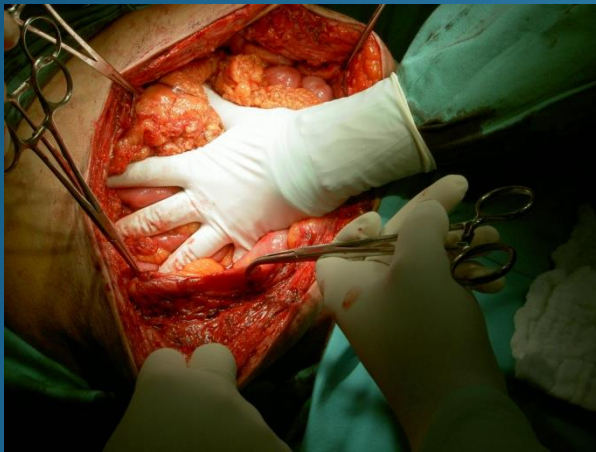
Problemy:

- Zakłócenia w pracy narządów wewnątrz brzucha
- Dłuższy okres może prowadzić do chorobowych zmian

Problem interdyscyplinarny: medycyna, chemia, biologia, mechanika (biomechanika), matematyka, termodynamika

Operacje przepuklin

Operacje - na otwartym brzuchu



film operacja.WMV

Operacje laparoskopowe



Otwór przepuklinowy : mały < 5 cm – zaszywanie
duży 5 - 15 cm – implanty (syntetyczne, biologiczne)
bardzo duży > 15 cm – implanty (specjalne techniki)

Geneza problemu

Pierwsza operacja laparoskopowa przepukliny brzusznej - 1993 (LeBlanc)

Nawroty choroby po operacjach przepukliny - 2 - 32%

Nawroty choroby po operacji klasycznej - 12 - 32 %

Nawroty choroby po operacji laparoskopowej - 2.9 - 17 %

Krytyczny okres - pierwszy tydzień po operacji, następnie „zarastanie”

Objawy nawrotu choroby - zerwanie połączenia implantu z powięzią
- przerwanie powięzi w pobliżu połączenia
- ból

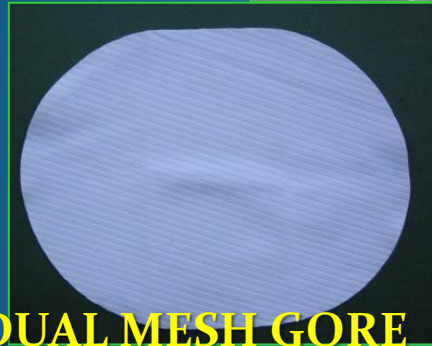
Cele programu HAL2010 - zmniejszenie ryzyka nawrotu choroby
- zmniejszenie bólu pacjenta

Metody – modelowanie układu implant – powięź, właściwy dobór łączników i implantu, symulacja komputerowa układu

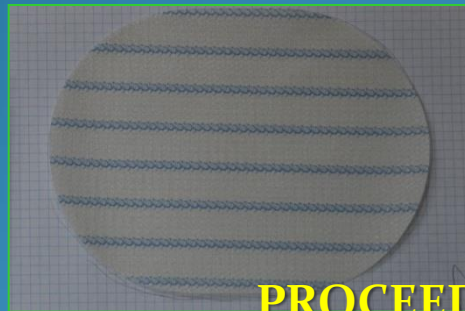
Operacje laparoskopowe przepuklin

IMPLANTY SYNTETYCZNE

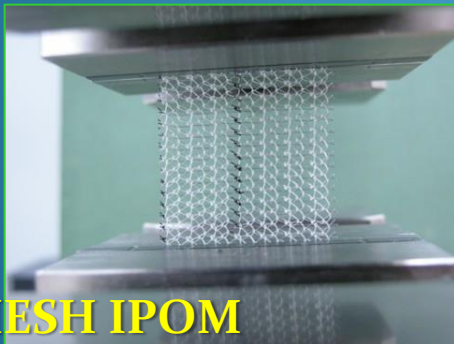
PARIETEX
COMPOSITE



DUAL MESH GORE



PROCEED



DYNA MESH IPOM

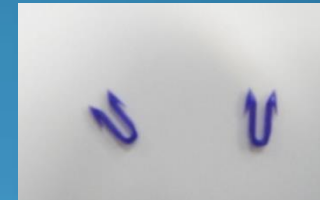
TAKERY (ŁĄCZNIKI)



ABSORBA
TACK



PRO TACK



SECURESTRAP



EHS

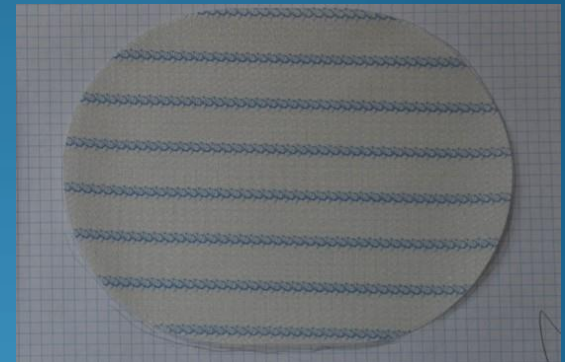
Modele materiału implantów

Stosowane implanty:

- Parietex Composite

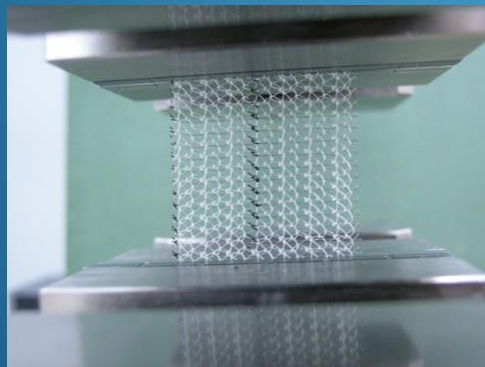


- Proceed

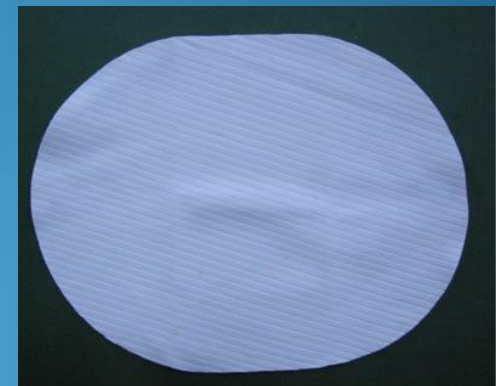


dwuwarstwowe

- Dyna Mesh IPOM



- Dual Mesh Gore

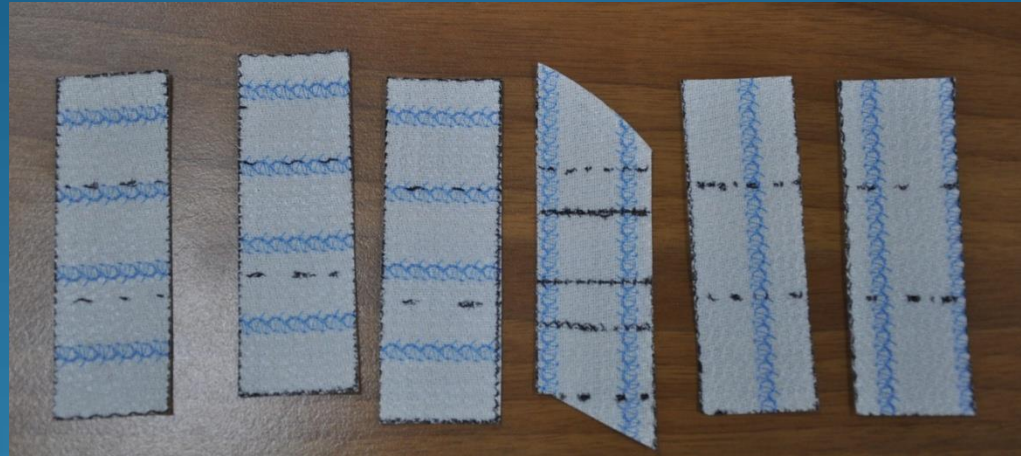


jednowarstwowe

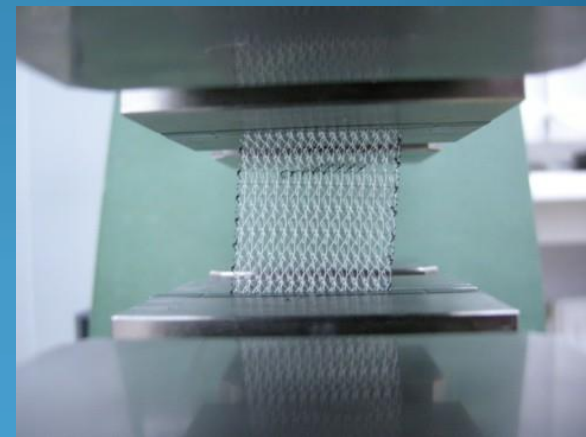
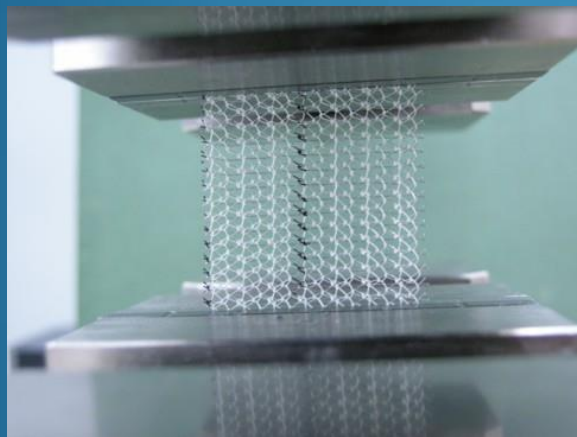
Modele materiału implantów

- Modele niezależne od czasu
 - sprężyste (liniowo, nieliniowo)
 - sprężysto-plastyczne
- Modele zależne od czasu
 - lepko-sprężyste
 - Maxwella
 - Kelvina-Voigta
 - standardowy**
 - lepko-sprężysto-plastyczne
- Modele materiału z mikrostrukturą (model sieci gęstej)
- Modele z pamięcią kształtu
- Modele zależne od struktury
 - Izotropowe
 - Ortotropowe
 - Anizotropowe

Badania doświadczalne materiału implantów



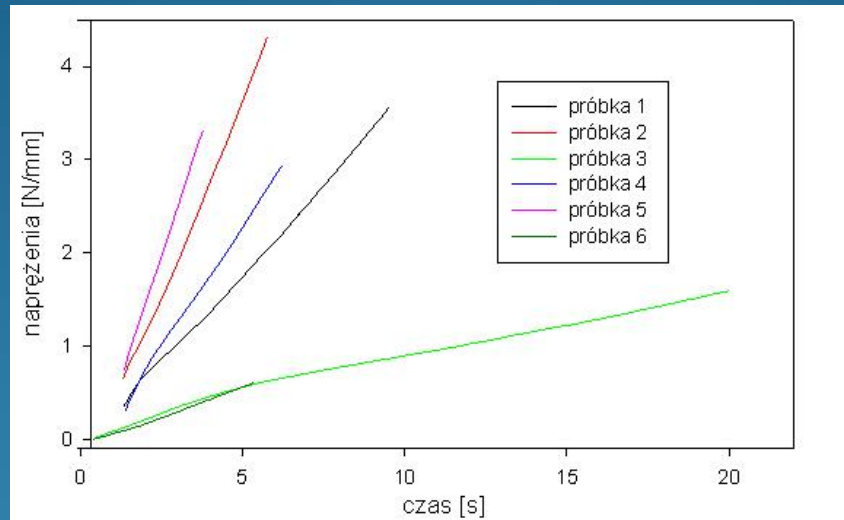
Testowane próbki siatki Proceed – maszyna wytrzymałościowa Zwick Roel



Próbka implantu Dyna Mesh w czasie badań

Identyfikacja parametrów modelu materiału

Materiał Proceed – stałe prędkości odkształceń: 0.01; 0.05, 0.1 [1/s]

Wyniki identyfikacji – próba rozciągana, moduł E

próbka 1 dt 0,01 predk esp 0,05				próbka 2 dt 0,01 predk esp 0,1				próbka 3 dt różne predk esp 0,01		
chwila t	sigma	predk sigm	E [N/mm]	sigma	predk sigm	E [N/mm]	sigma	predk sigm	E [N/mm]	
0	0,3565			0,6544			0,0183			
1	0,3632	0,67	13,40	0,6641	0,97	9,70	0,0209	0,13	13,00	
5	0,3889	0,648	12,96	0,7003	0,918	9,18	0,0361	0,1271429	12,71	
10	0,4204	0,639	12,78	0,7428	0,884	8,84	0,0541	0,1185714	11,86	
średnie E			13,05	średnie E			9,24	średnie E		
								średnie E		
								11,60		

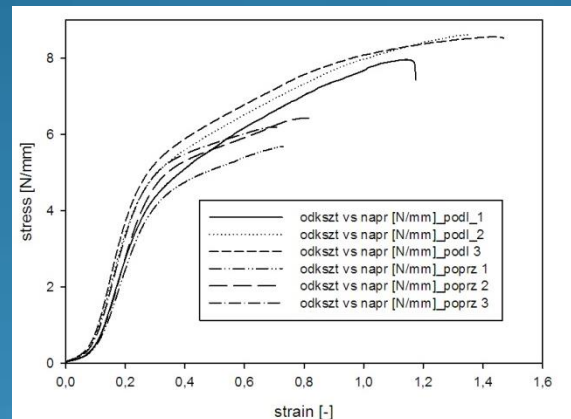
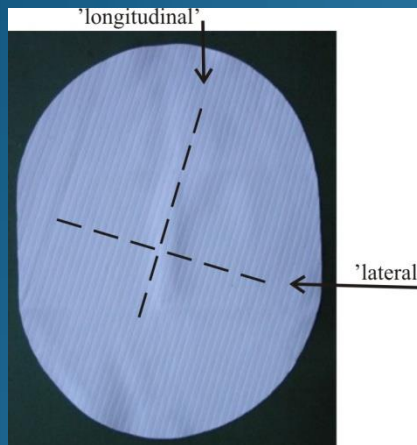
Identyfikacja parametrów modelu materiału

Model

- sieć gęsta
- ortotropowy

Doświadczenia:

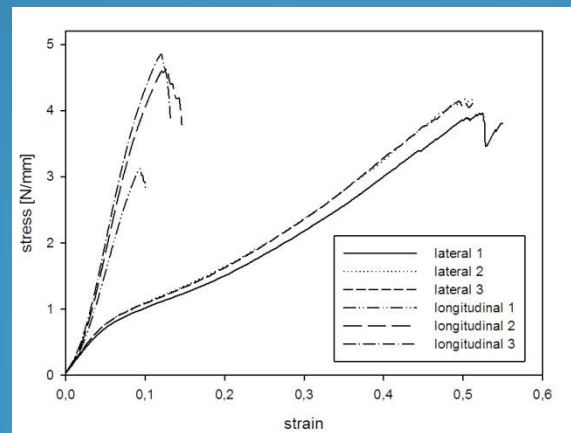
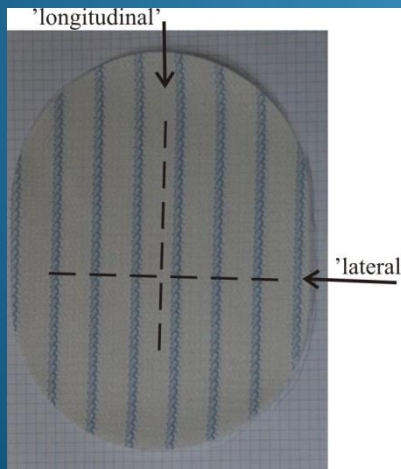
- próbki w dwóch dominujących kierunkach
- rozciąganie jednoosiowe

Dual Mesh

- izotropowy, biliniowy

$$E_{\varepsilon < 0,3} = 28 \text{ N/mm}$$

$$E_{\varepsilon > 0,3} = 4 \text{ N/mm}$$

Proceed

- ortotropowy, liniowy

$$E_{long.} = 7 \text{ N/mm}$$

$$E_{lateral} = 50 \text{ N/mm}$$

Identyfikacja parametrów modelu materiału

Implant Proceed

Nr próbki	6	3	
$E = E_1$	10,011	$E = E_1$	6,927
H	7,898	H	4,864
n	227,221	n	639,502
E_2	37,425	E_2	16,336
	10778,370		14876,596
R	0,981	R	0,9961
błąd średniokw	0,019	błąd średniokw	0,0039

Implant Pariatene

kierunek	poprzeczny	podłużny	skośny
nr próbki	3	6	9
$E = E_1$	2,618	3,734	4,862
H	1,944	3,072	4,003
n	236,388	178,108	150,620
E_2	7,554	17,315	22,659
	2404,574	3749,016	4145,111
R	0,987	0,984	0,988
błąd średniokw	0,013	0,016	0,012

Implant Dyna Mesh- IPM

nr próbki	3	6
$E = E_1$	1,112	9,157
H	0,941	7,697
n	96,803	128,152
E_2	6,142	48,250
	702,151	7356,789
R	0,968	0,984
błąd średniokwadratowy identyfikacji	0,032	0,016

Implant Dual Mesh Gore

nr próbki	3	6
$E = E_1$	12,370	13,314
H	9,698	10,207
n	155,884	180,981
E_2	44,905	43,732
	8928,203	10324,257
R	0,995	0,998
błąd średniokwadratowy identyfikacji	0,005	0,002

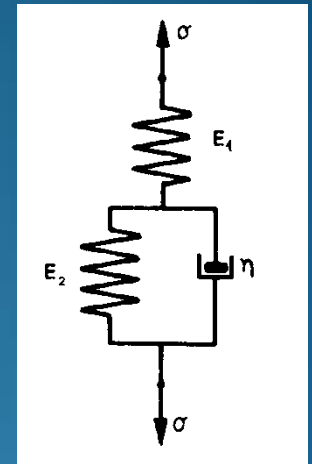
Modele materiału implantów

Równanie konstytutywne – model standardowy

$$(E + E')\sigma + \eta\dot{\sigma} = EE'\varepsilon + E\eta\dot{\varepsilon}$$

Równanie naprężeń – stała prędkość odkształceń

$$\sigma = \frac{\eta\dot{\varepsilon}_0}{\left[1 + \frac{E'}{E}\right]^2} \left(1 - e^{-\frac{(E+E')t}{\eta}}\right) + \frac{\dot{\varepsilon}_0 E'}{\left(1 + \frac{E'}{E}\right)} t$$



Równanie relaksacji – ustalone odkształcenie

$$\sigma(t) = \frac{EE'}{E + E'} \varepsilon_0 \left[1 - e^{-\frac{(E+E')t}{\eta}}\right] + \sigma_0 e^{-\frac{(E+E')t}{\eta}}$$

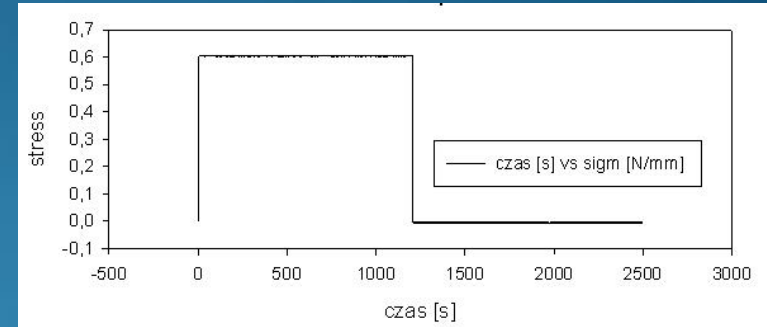
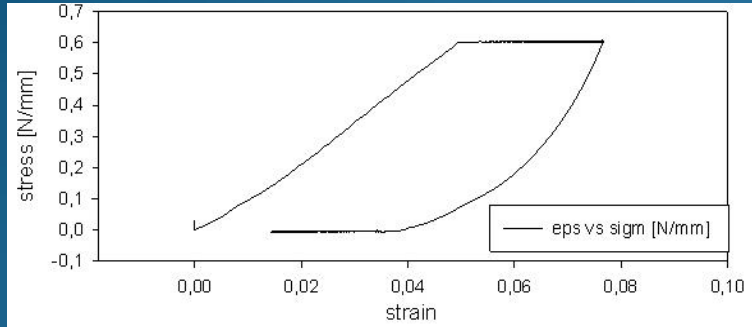
Równanie pełzania - ustalone naprężenie

$$\varepsilon(t) = \sigma_0 \left(\frac{1}{E} - \frac{1}{H} \right) \exp\left(-\frac{H}{En} t\right) + \frac{\sigma_0}{H}$$

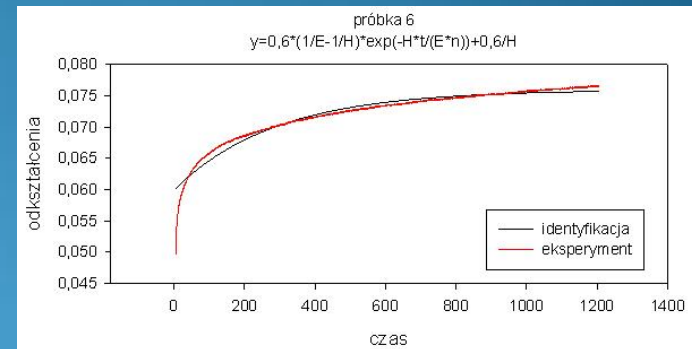
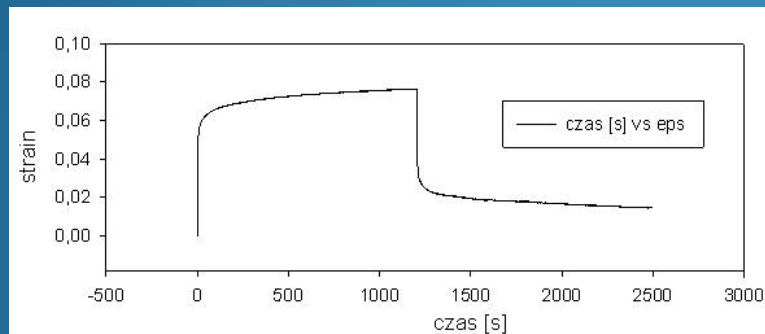
Moduł natychmiastowy E Moduł długotrwały H

$$H = EE'/(E + E')$$

Implant Proceed – próbka nr 6



Fazy: rozciąganie, pełzanie, regeneracja



Metoda identyfikacji – minimalizacja sumy kwadratów różnic krzywej teoretycznej i wyników badań doświadczalnych

Identyfikacja parametrów modelu materiału

Wnioski końcowe

1. Model standardowy może być stosowany do opisy własności mechanicznych siatek;

2. Parametry modelu materiału implantów w dwóch wzajemnie prostopadłych kierunkach uzyskane na podstawie próby rozciągania i próby pełzania dla materiałów

- Dual Mesh Gore nie różnią się zasadniczo,
- Dyna Mesh –IPOM, Proceed, różnią się znacznie,
- Pariatene – różnią się nieznacznie,

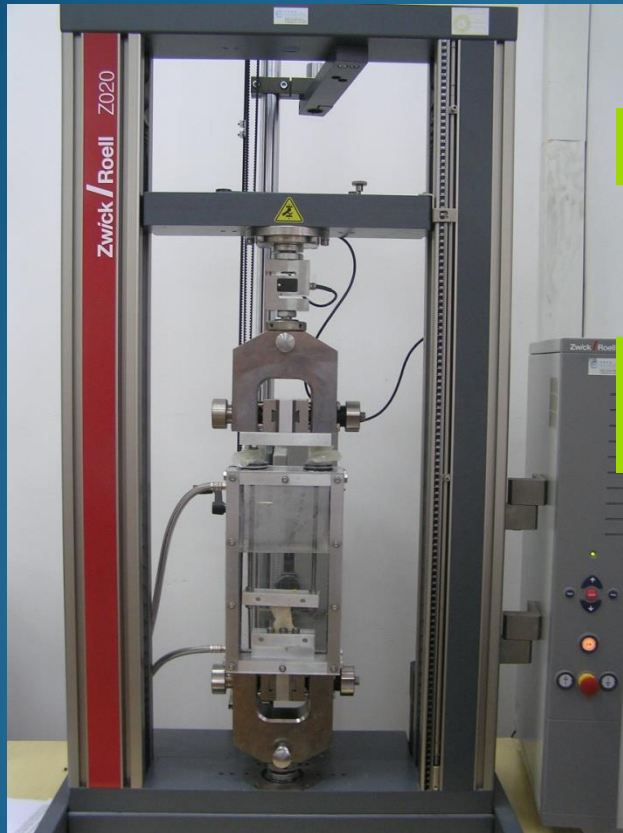
Wniosek: Dual Mesh Gore – model izotropowy

Dyna Mesh–IPOM, Proceed,

Pariatene – modele ortotropowe

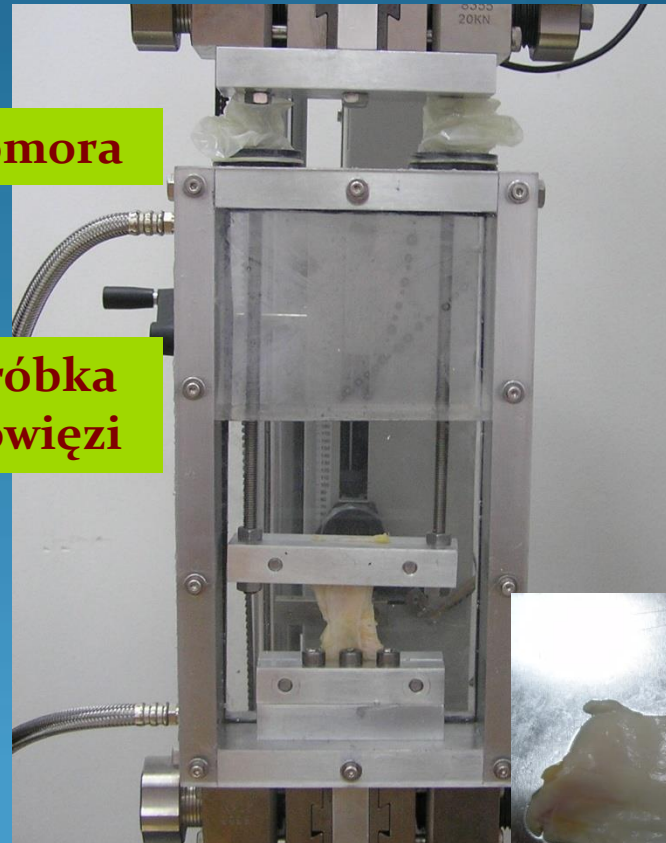
3. W analizie dynamicznej od impulsowego działania obciążeń (kaszel, skłony tułowia), należy stosować natychmiastowe moduły Younga.

Badania i model powięzi



komora

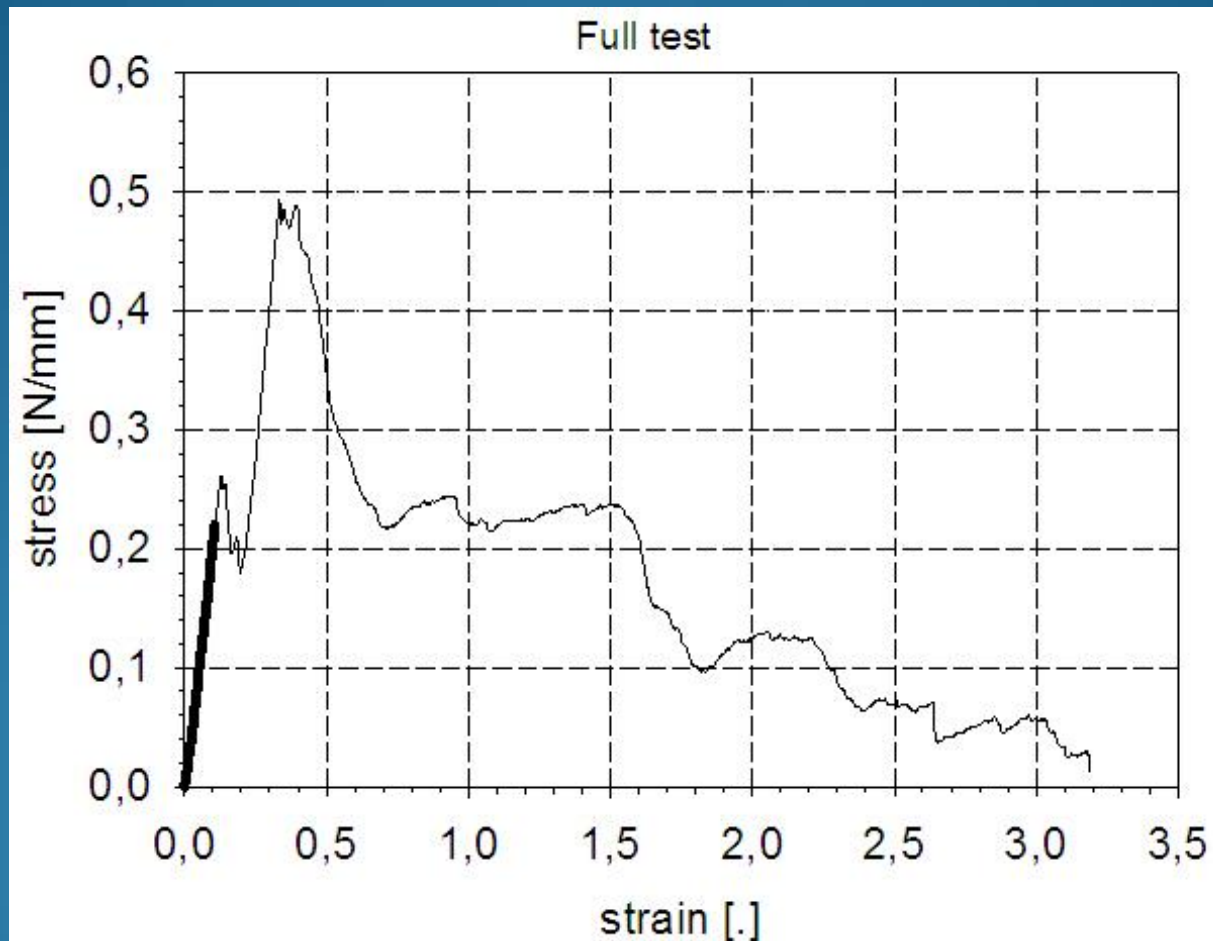
próbka
powięzi



Próbka powięzi

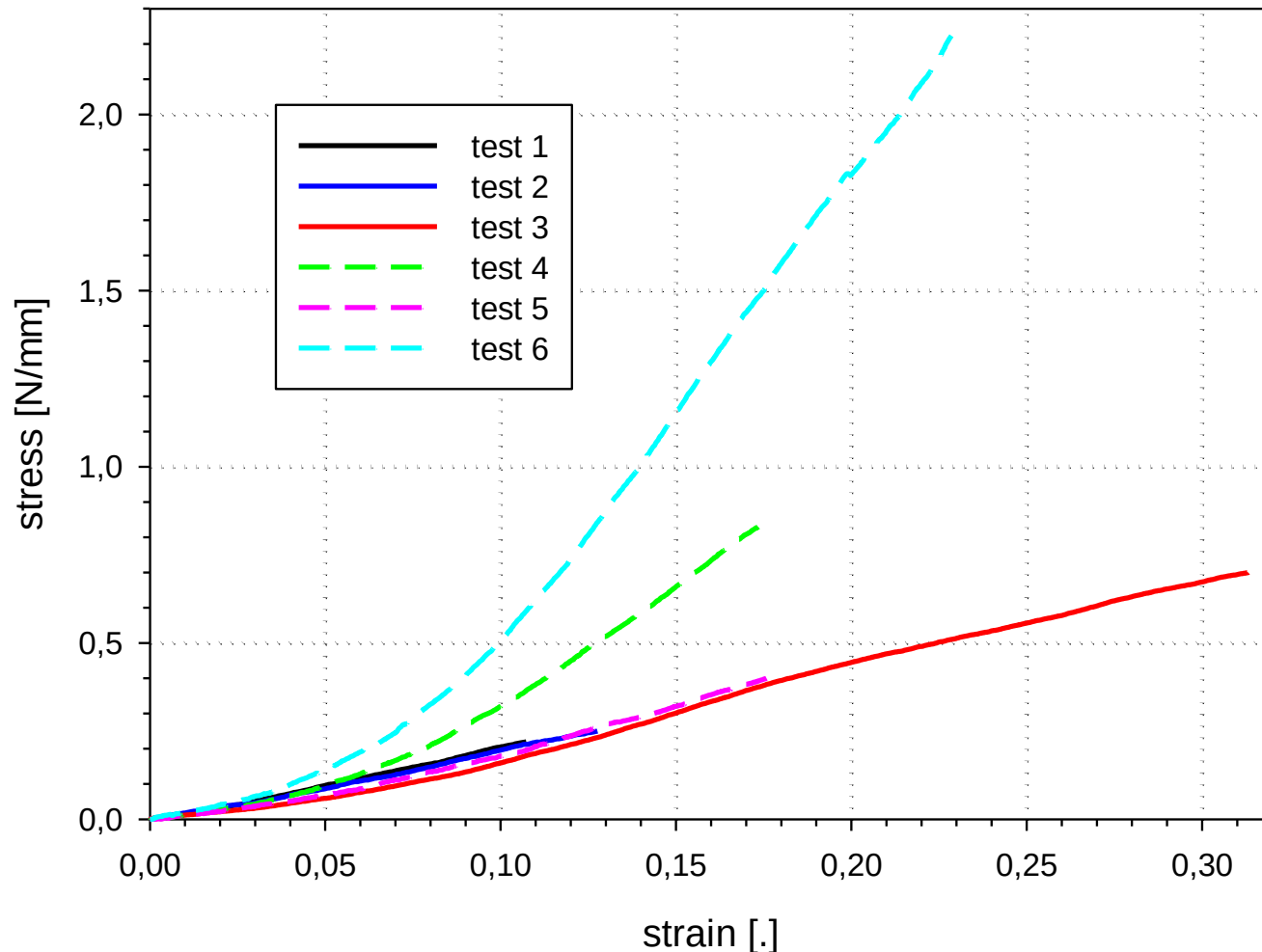


Eksperymentalna relacja naprężenia-odkształcenie



Zestawienie wyników dla różnych próbek powięzi

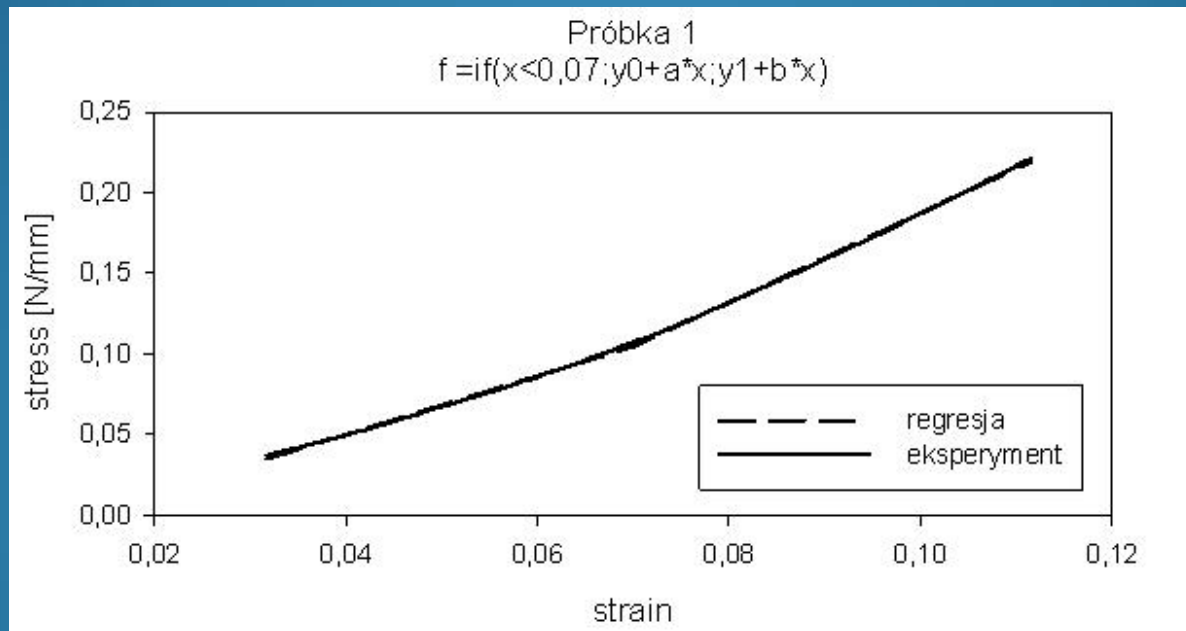
Zestawienie zakresów sprężystych testów



Badania i model powięzi

Wyniki identyfikacji modułu sprężystości

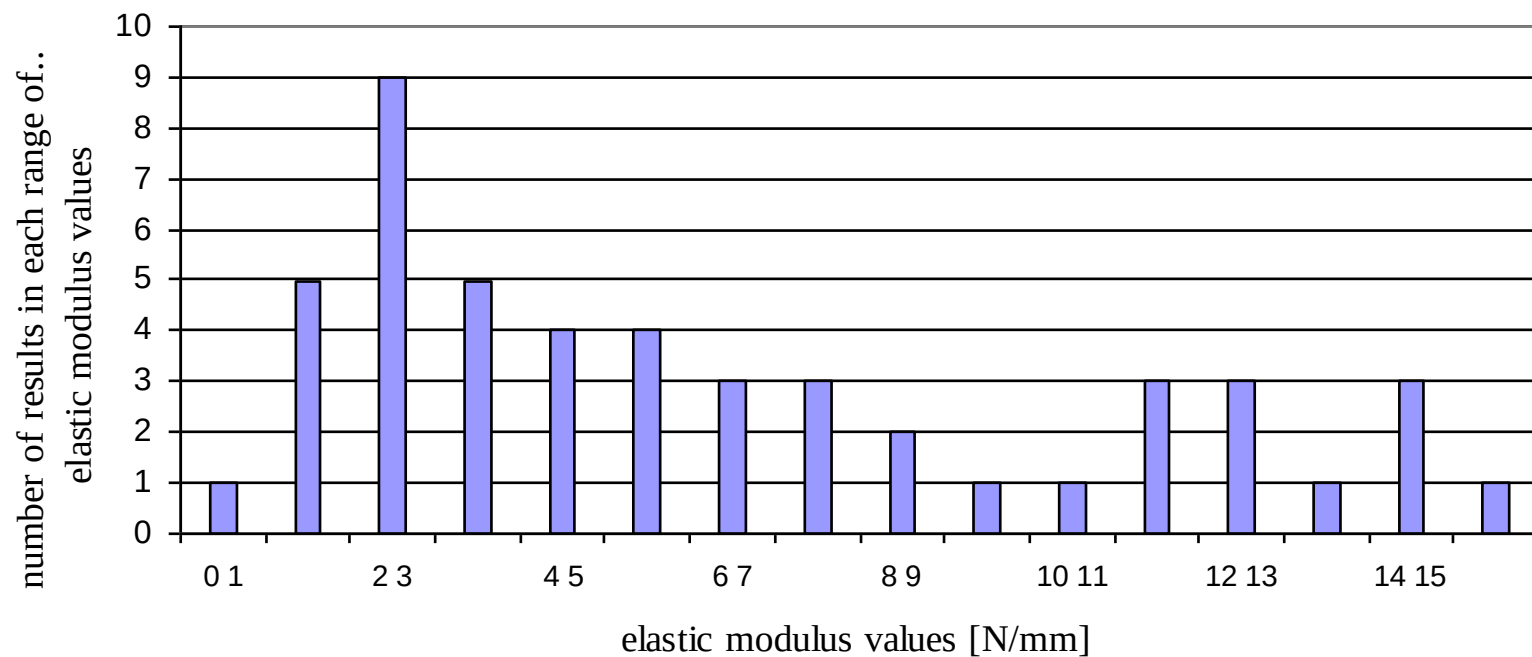
- stała prędkość odkształcenia 0.05 and 0.005 [s⁻¹]
- Liniowa regresja relacji naprężenie odkształcenie - metoda Marquardt-Levenberg ;
- model biniowy (punkt zmiany modułu = 0.07);



Mechaniczne własności powięzi



- 49 próbek , 7 zmarłych



Wyniki identyfikacji modułu Younga E [N/mm]

Mężczyźni

~12

~3.5

Kobiety

~2

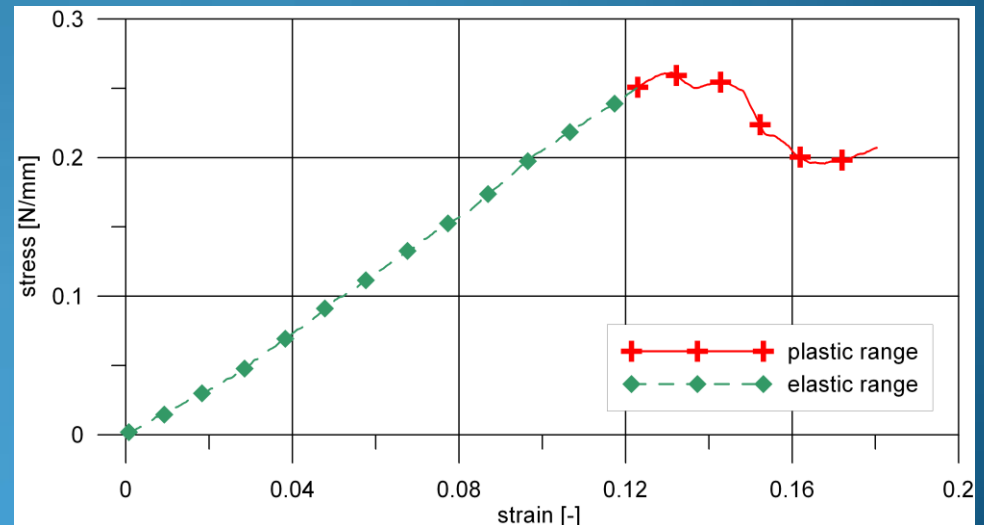
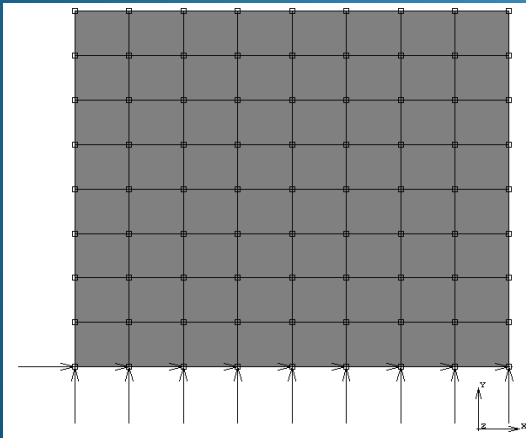
~10

~20-47

Liczba Poissona $\nu = 0.37-0.46$

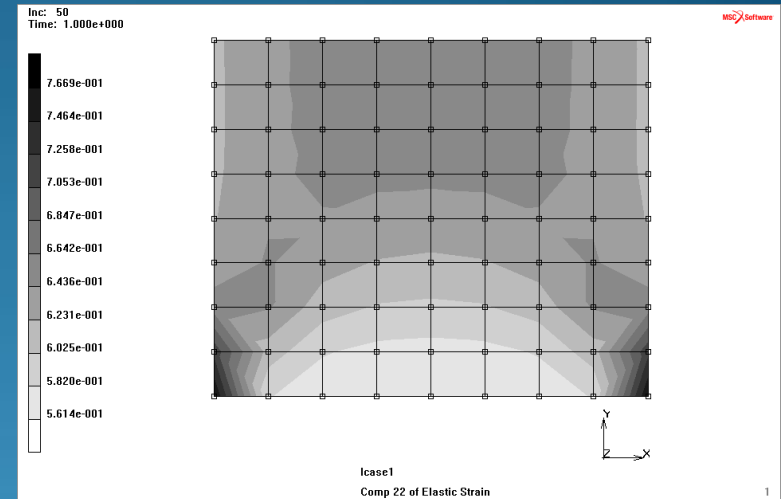
Symulacja komputerowa eksperymentu

- próbka powięzi 32x39 mm, $E = 2.17 \text{ N/mm}$, $\nu = 0.37$,
- wydłużenie 16 mm
- początkowe naprężenie 0.5 N/mm w obu prostopadłych kierunkach

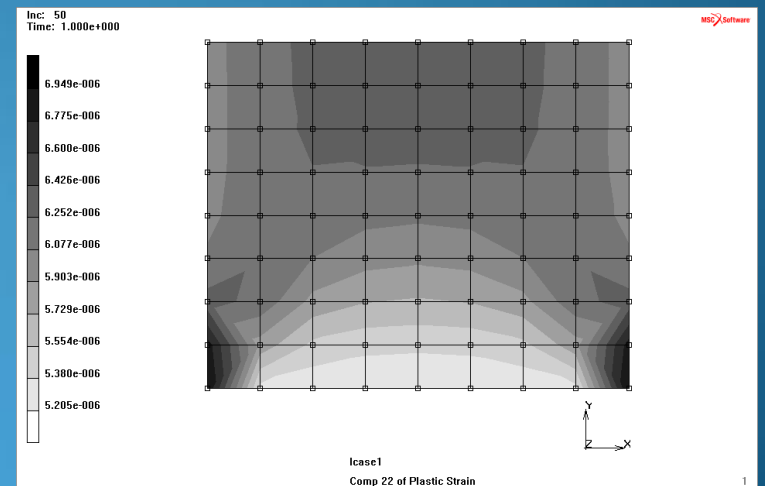


Badania i model powięzi

Składowa sprężysta odkształcenia



Składowa plastyczna odkształcenia



Badanie łączników (takerów)

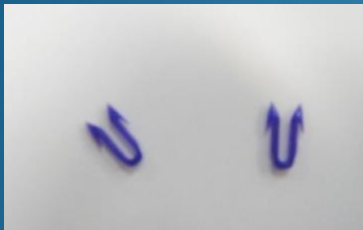
TAKERY



**ABSORBA
TACK**



PRO TACK



SECURESTRAP

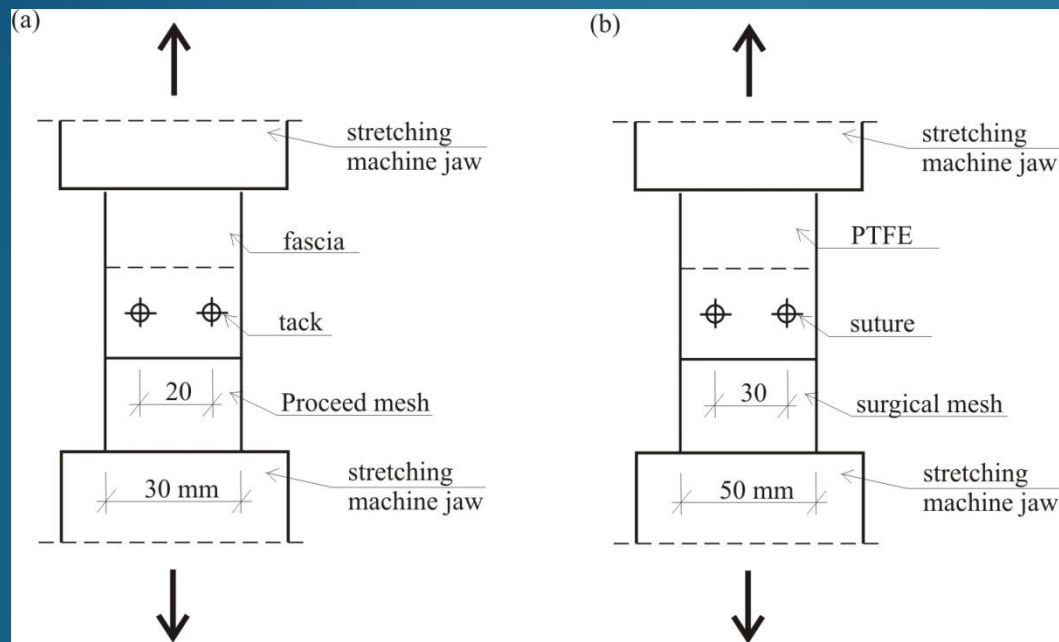


STAPLER



EHS

Badanie łączników (takerów)



Schemat badania próbek połączenia



Proceed + EHS lub ProTack



Zwick Roel

Badanie łączników (takerów)

Lp.	łącznik	implant	orientacja implantu	Siła zrywająca [N]
1	Absorbatack	Proceed	podłużna	5
2	Absorbatack	Proceed		3
3	Protack	Proceed	poprzeczna	10
4	Protack	Proceed	podłużna	10
5	EHS	Proceed	poprzeczna	6
6	EHS	Proceed	podłużna	8
7	TA sutures	Dyna Mesh	poprzeczna	20
8	TA sutures	Dyna Mesh	podłużna	35
9	TA sutures	Proceed	podłużna	35
10	TA sutures	Proceed	poprzeczna	28
11	TA sutures	GORE	poprzeczna	35
12	TA sutures	GORE	podłużna	55
13	TA sutures	Parietene	poprzeczna	35
14	TA sutures	Physiomesh	poprzeczna	28

Siła zrywająca połączenie



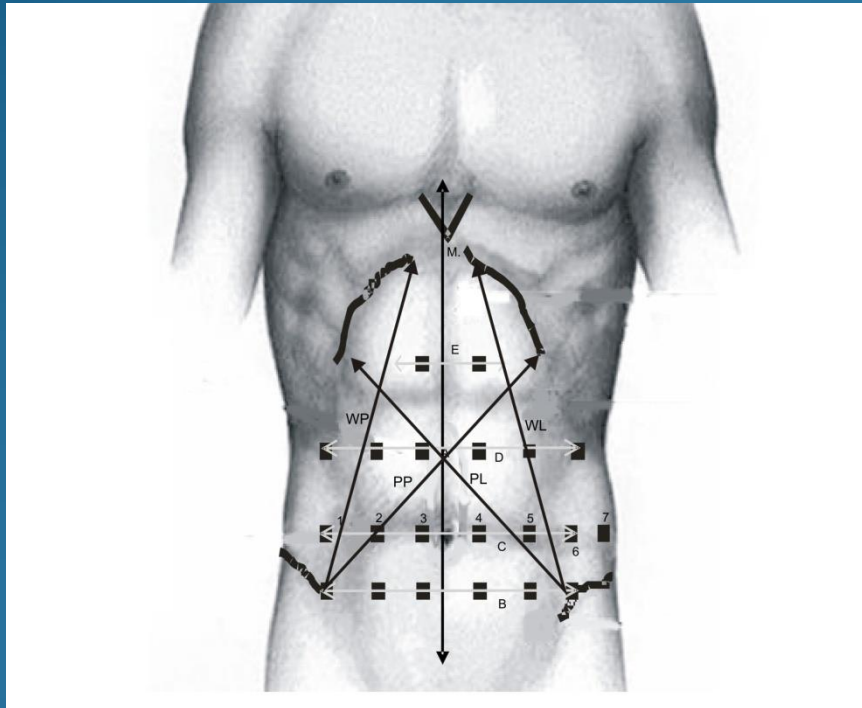
Proceed +ProTack



Proceed + EHS

Modelowanie oddziaływań na implant

Ruchy tułowia: skłony , wygięcia



Punkty pomiarowe

Kaszel

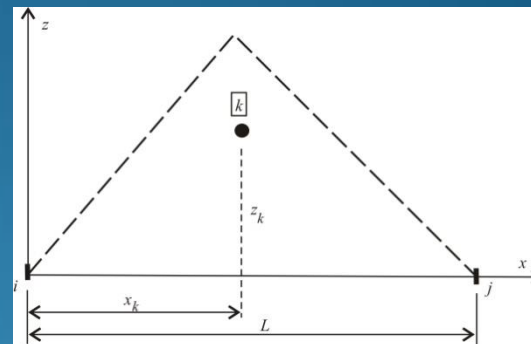
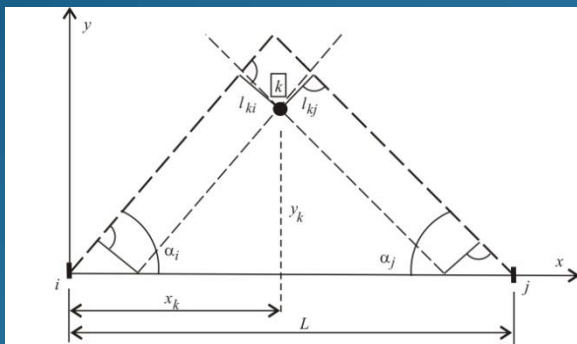
ciśnienie wewnętrzne

$p = 35\,997\text{ Pa}$

kaszel pooperacyjny

Twardowski, 1987

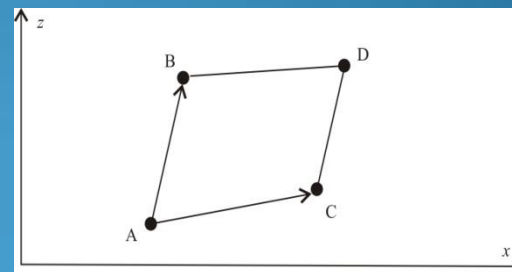
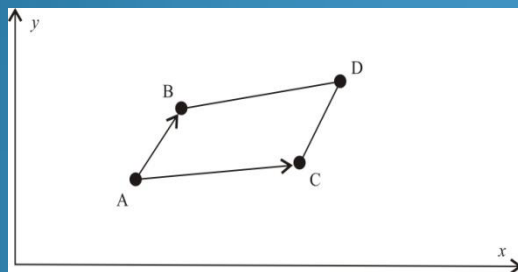
Modelowanie oddziaływań na implant



Stanowisko do badania przemieszczeń powierzchni brzucha

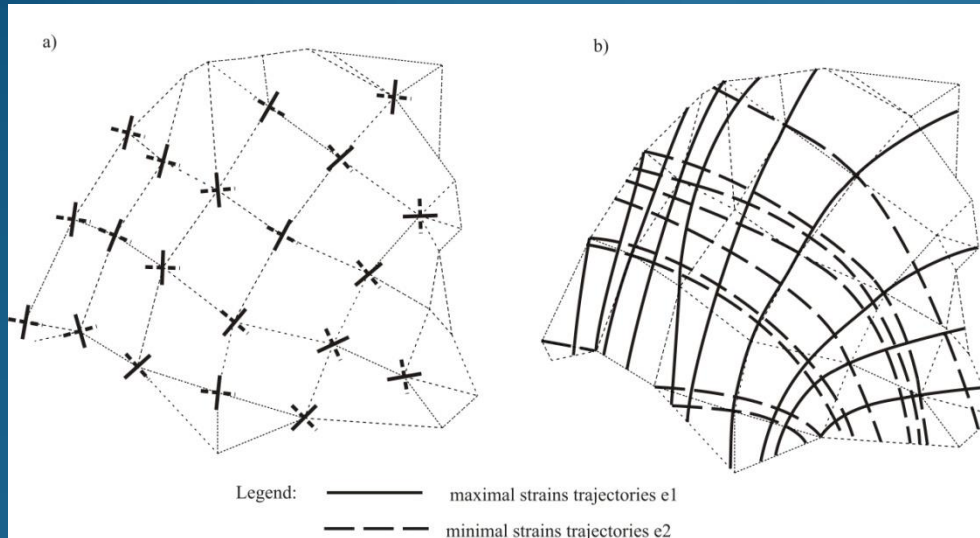
$$y_k = \frac{L}{\operatorname{ctg} \alpha_i + \operatorname{ctg} \alpha_j} \left(1 - \frac{l_{ki}}{L \sin \alpha_i} - \frac{l_{kj}}{L \sin \alpha_j} \right)$$

$$x_i = \frac{L}{1 + \operatorname{ctg} \alpha_j \operatorname{tg} \alpha_i} \left(1 + \frac{l_{ki} \operatorname{ctg} \alpha_j}{L \cos \alpha_i} - \frac{l_{kj}}{L \sin \alpha_j} \right)$$

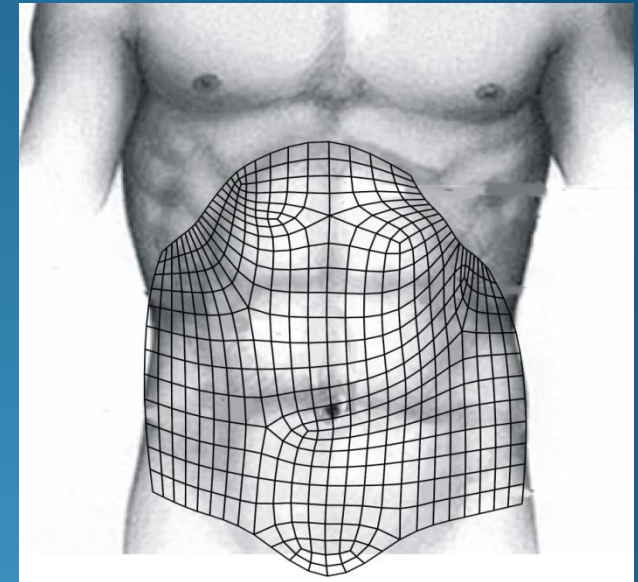


Rzut poziomy i pionowy czworoboku do analizy pola odkształceń

Modelowanie oddziaływań na implant



Kierunki odkształceń głównych (ekstremalnych)
przy lewym skłonie tułowia



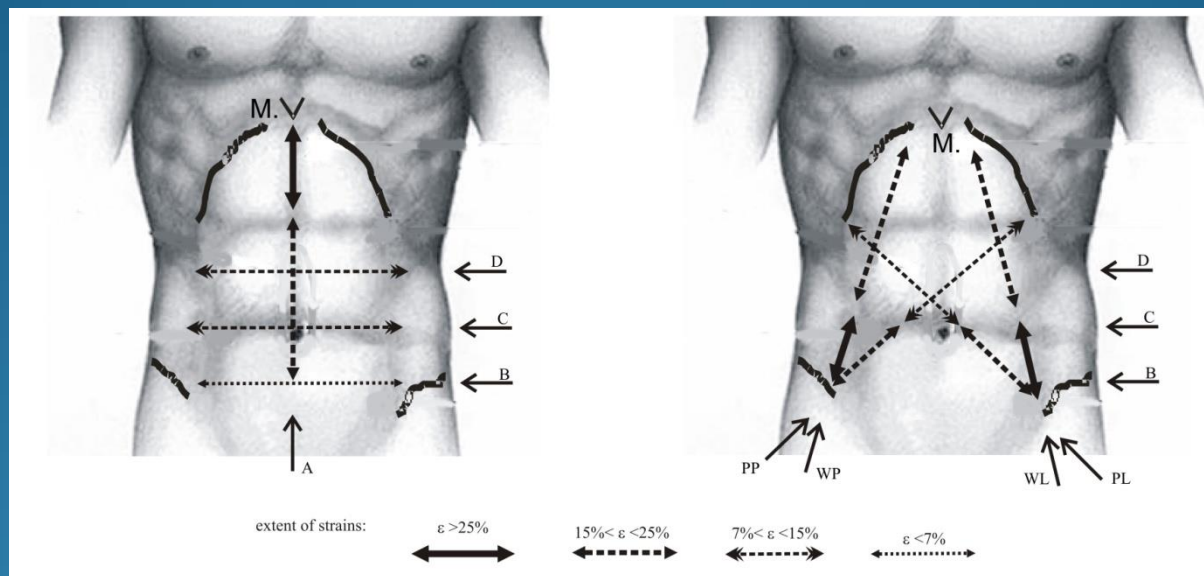
Siatka punktów powierzchni
brzucha

$$\varepsilon_{1,2} = \frac{\varepsilon_{AB} + \varepsilon_{AC}}{2} \pm \sqrt{\left(\frac{\varepsilon_{AC} - \varepsilon_{AB}}{2}\right)^2 + \frac{1}{4}\left(\frac{\pi}{2} - \arccos(\alpha - \alpha_0)\right)^2}$$

$$\phi_1 = \arctg \frac{2\left(\frac{\pi}{2} - \arccos(\alpha - \alpha_0)\right)}{\varepsilon_{AC} - \varepsilon_{AB}}, \quad \phi_2 = \phi_1 + \frac{\pi}{2}$$

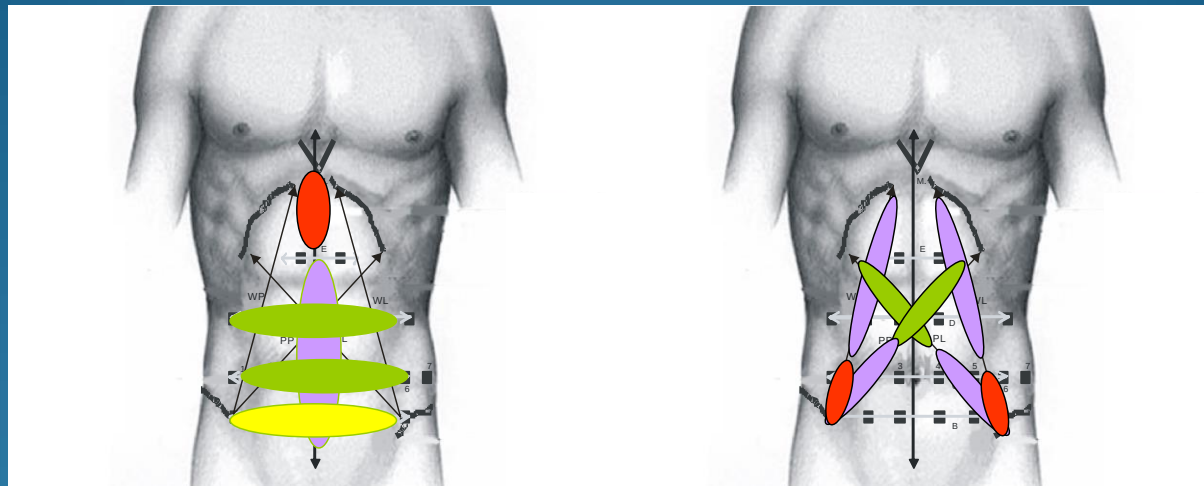
Modelowanie oddziaływań na implant

Badania: 8 pacjentów (2 kobiety), wiek 23 – 27 lat



Średnie ekstremalne odkształcenia powierzchni brzucha

Modelowanie oddziaływań na implant



Kierunek elipsy pokazuje kierunek rozciągania



Bardzo duże rozciąganie, wartość średnia $> 25\%$



Duże rozcz., $15\% < x < 25\%$



Małe rozcz., $7\% < x < 15\%$



Bardzo małe rozcz., $< 7\%$

Badania doświadczalne układu implant - powięź

Czego poszukujemy?

PROBLEM (ANALIZA):

- Siły w łącznikach
- Przemieszczenia implantu



PROBLEM ODWROTNY:

- Liczba i rozkład łączników
- Rodzaj implantu
- Rodzaj łączników
- Orientacja osi implantu



CZM, Gdańsk, 26-28 .09.2013

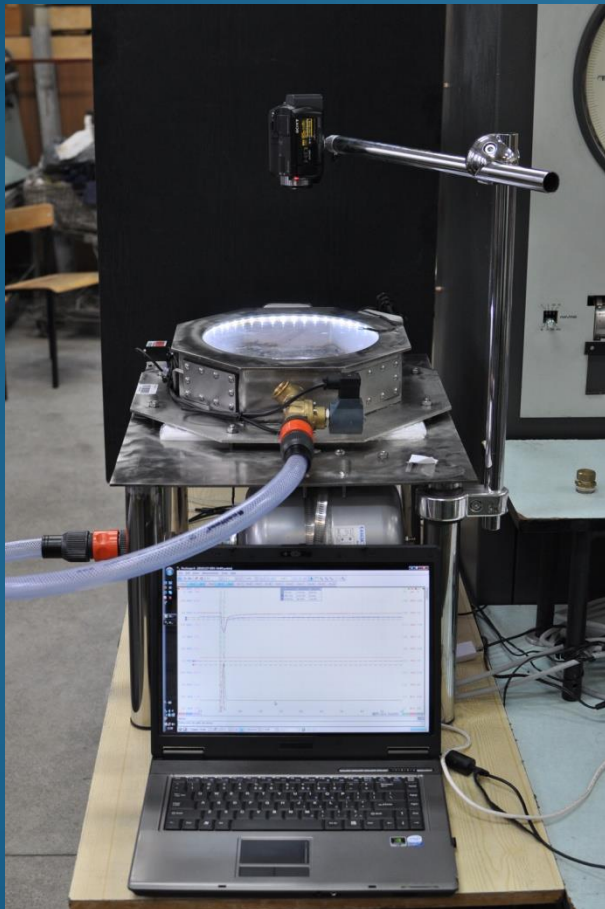
Modelowanie matematyczne i współpraca interdyscyplinarna

Badania doświadczalne układu implant - powięź

Komora do badań układu na działania impulsowe (kaszel)

Rejestracja - kamera

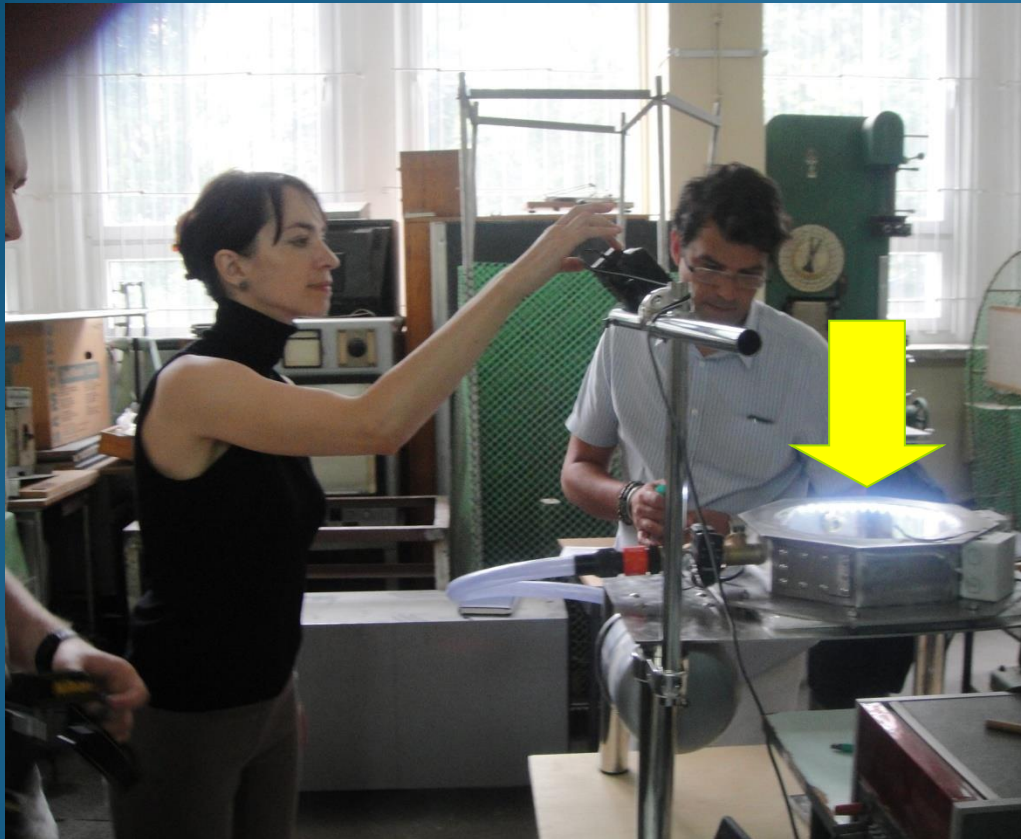
- przemieszczenia (laser)



CZM, Gdańsk, 26-28 .09.2013

Modelowanie matematyczne i współpraca interdyscyplinarna

Badania doświadczalne układu implant - powięź



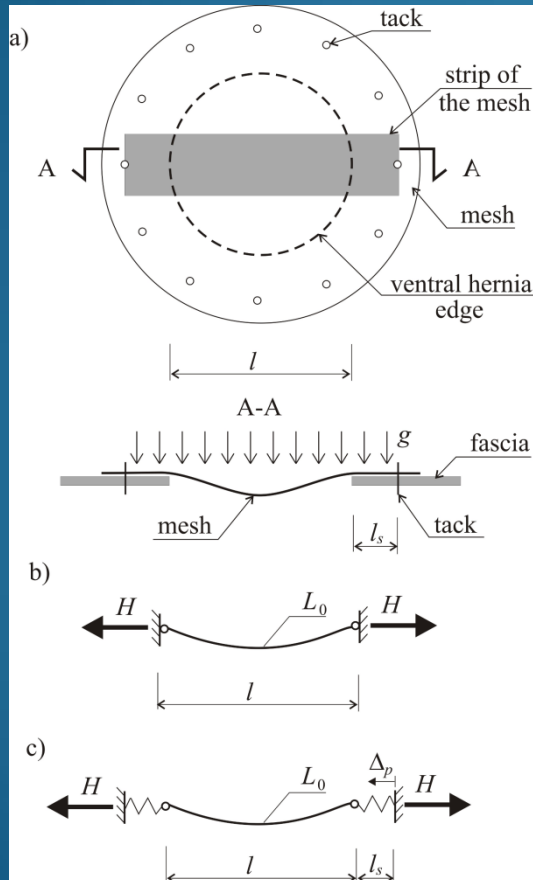
Ciśnienie wewnątrzbrzuszne $p = 35\,997\text{ Pa}$,
Twardowski et al., 1987

Modelowanie i symulacje układu implant-powięź

Modele fizyczne

Lokalne

Globalne



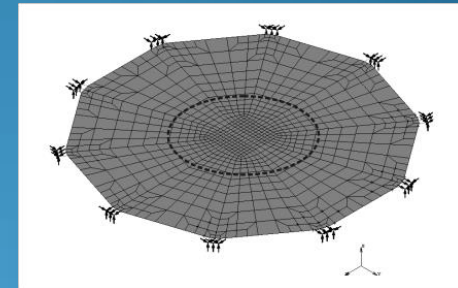
Modele matematyczne

Lokalne

Globalne

Jednowymiarowe
(ciągno)

Dwuwymiarowe
(błona)



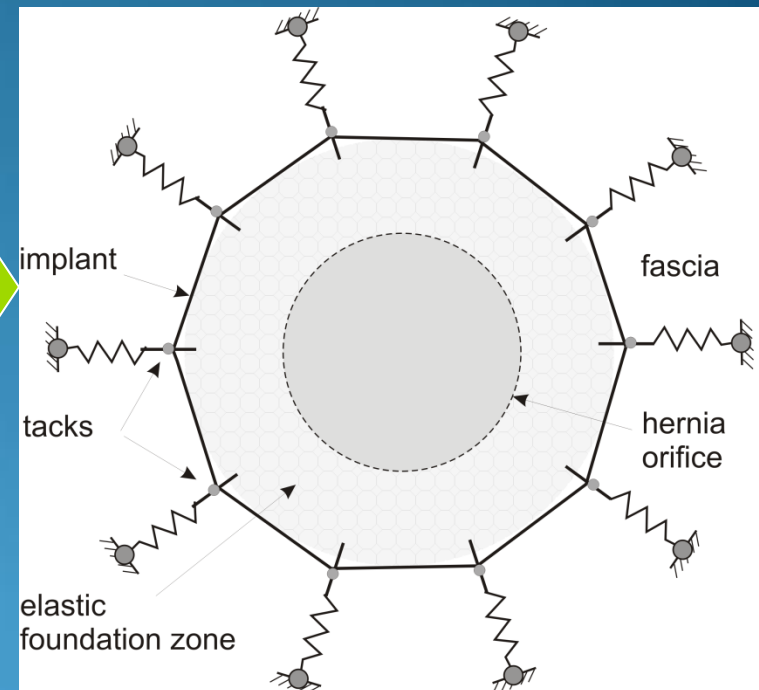
$$H^3 \underbrace{\left(1 + \frac{l_s}{L_0}\right)}_B + H^2 \underbrace{\left(-H_0 + \Delta_p \frac{EA}{L_0}\right)}_C - \underbrace{\frac{EA}{L_0} \frac{g^2 l^3}{24}}_D = 0$$

Modelowanie i symulacje układu implant-powieź

Model fizyczny



Model matematyczny



Modelowanie i symulacje układu implant-powięź

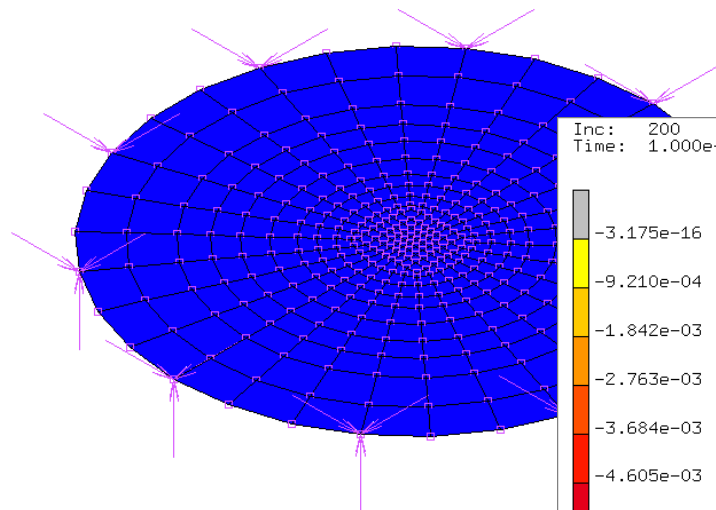
Model 1 – podparcie sztywne

Materiał izotropowy, $E = 11.6 \text{ kN/m}$, $\nu = 0.4$, średnica = 5cm
wstępne napięcie 10 Pa, ciśnienie 36 kPa

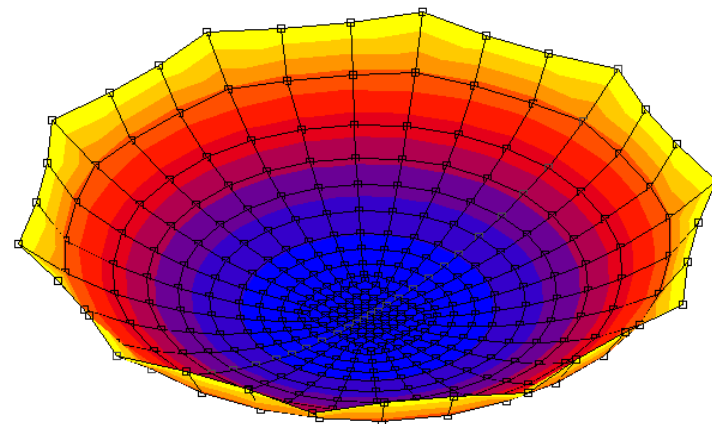
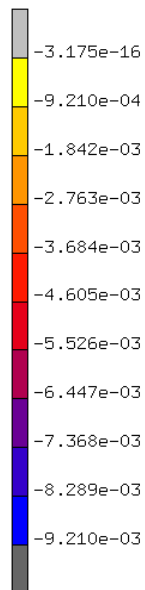
10 takerów

Dyskretyzacja:

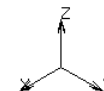
30 el/obwód
4 węzłowe elementy
membranowe



Inc: 200
Time: 1.000e+00

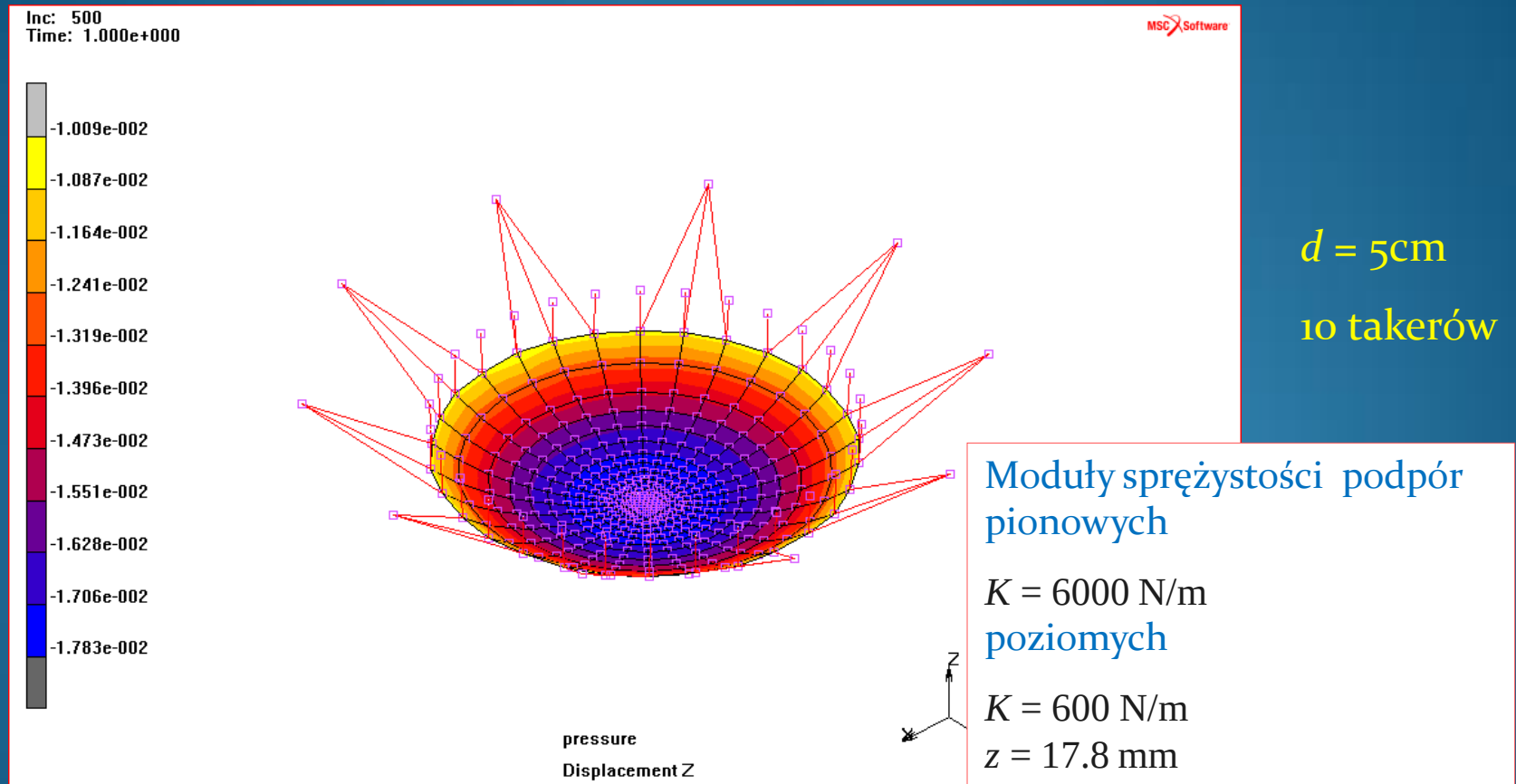


pressure
Displacement Z

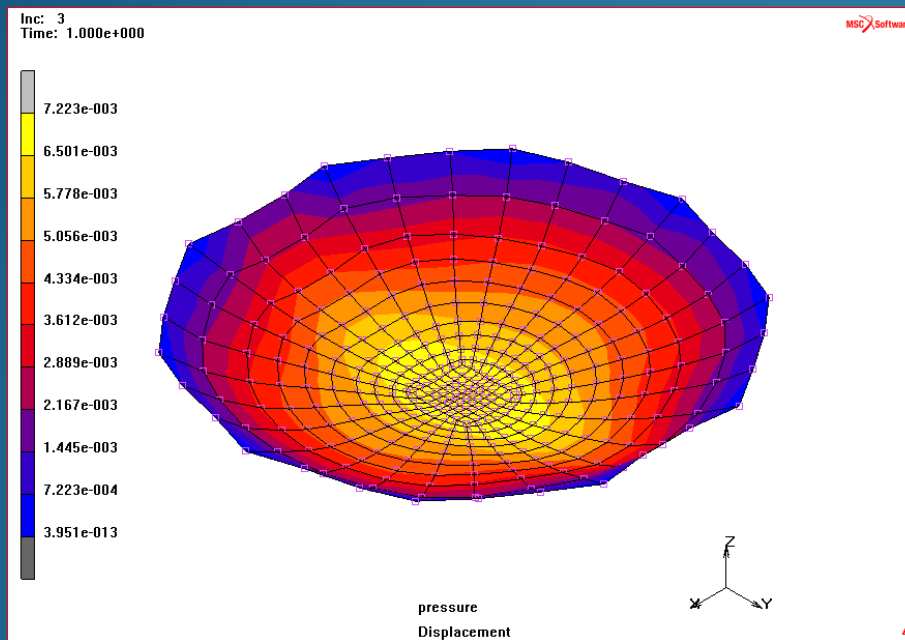


Modelowanie i symulacje układu implant-powięź

Model 2 – podparcie radialne i pionowe sprężyste, materiał izotropowy

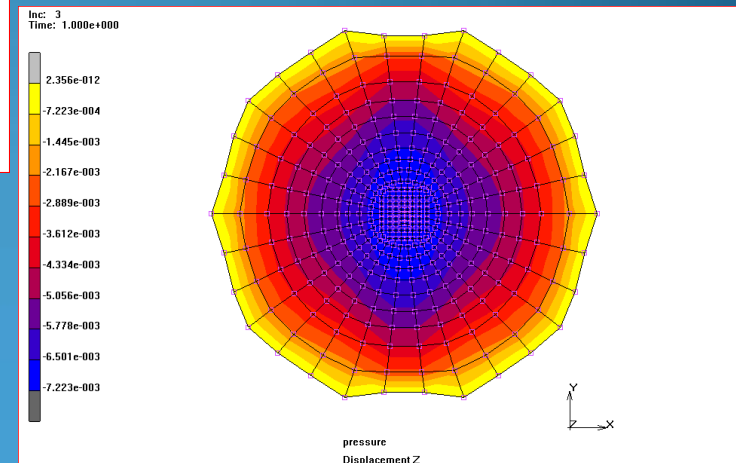


Model 3 – podparcie sztywne, materiał ortotropowy



Materiał ortotropowy, $E_1 = 50.4 \text{ kN/m}$,
 $E_2 = 7.42 \text{ kN/m}$,
 $\nu_{12} = 0.26$

średnica otworu = 5cm + 2x4 cm (zakład)
wstępne napięcie 10 Pa, ciśnienie 36 kPa



Modelowanie i symulacje układu implant-powięź

Model 4 – podparcie radialne i pionowe sprężyste
współpraca z powłoką brzucha

Podpory sprężyste, $k = 2 \text{ kN/m}$

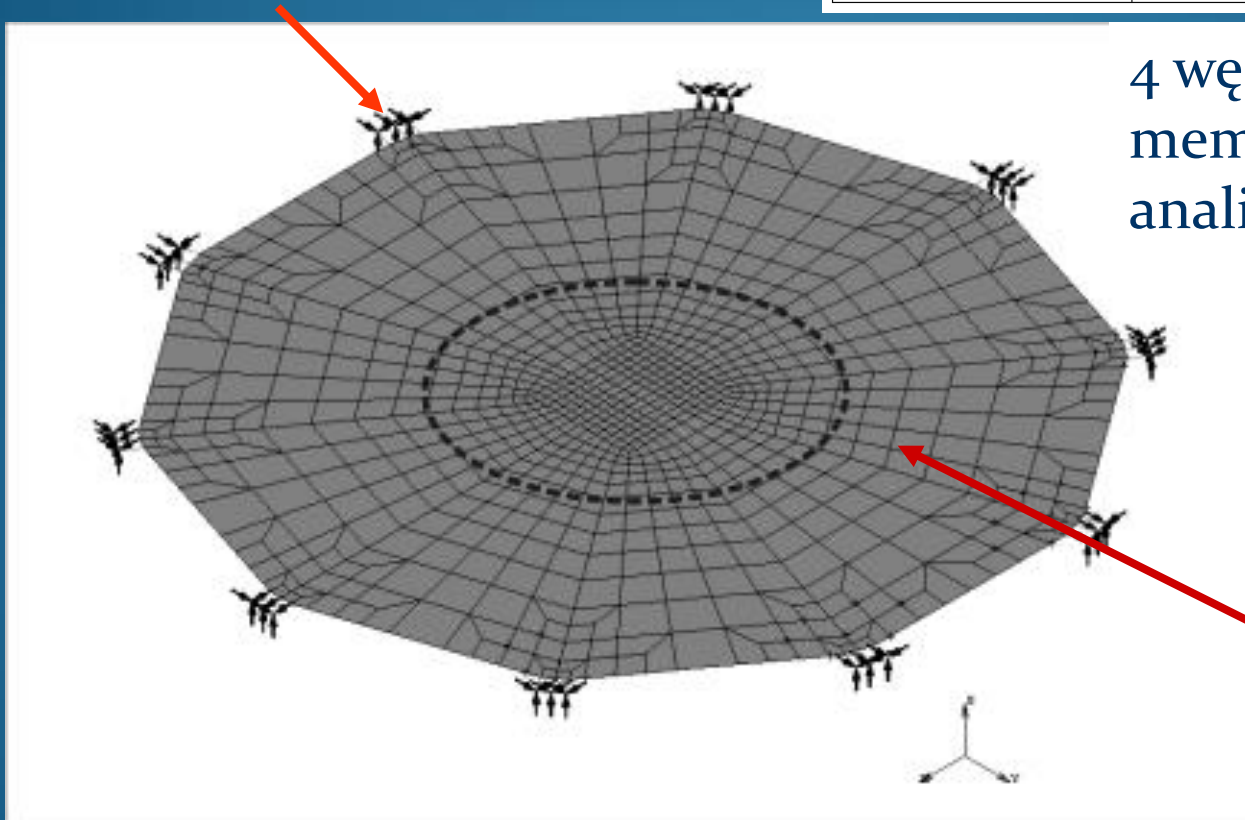
Elastic modulus [N/mm]

Type of sample	Range of strains			
	< 0,5	>0,5	< 0,15	>0,15
longitudinal	0,36	3,73		
lateral			6,41	13,78

4 węzłowe elementy
membranowe,
analiza- Msc. Marc

Powięź
średnica = 5cm,
10 takerów

Podłoże sprężyste
 $k_p = 2,7 \text{ MPa}$



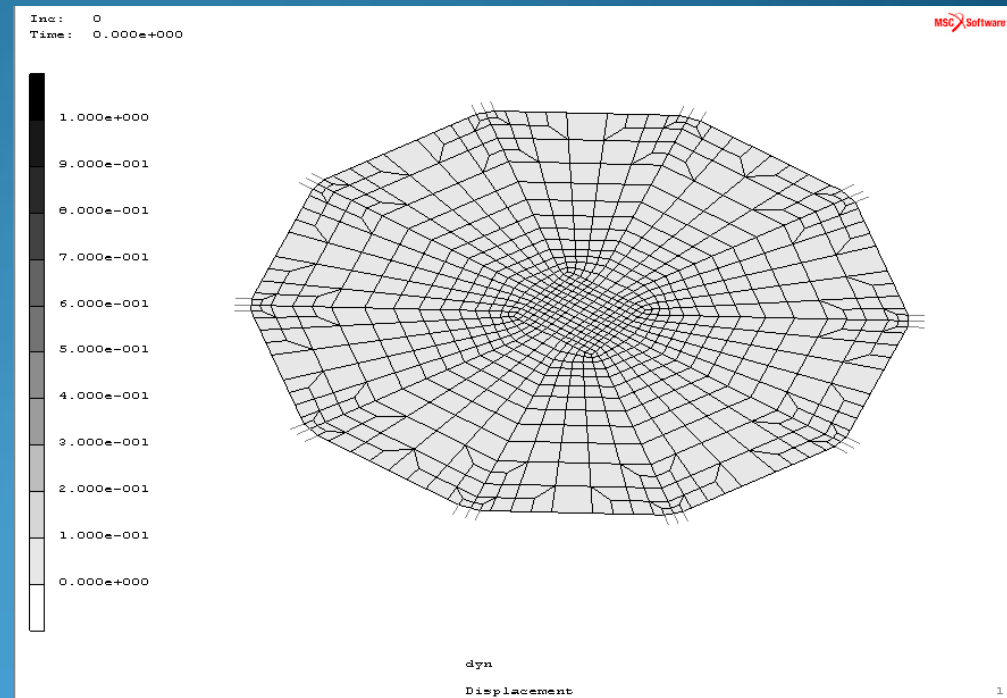
SYMULACJA

MODEL FIZYCZNY

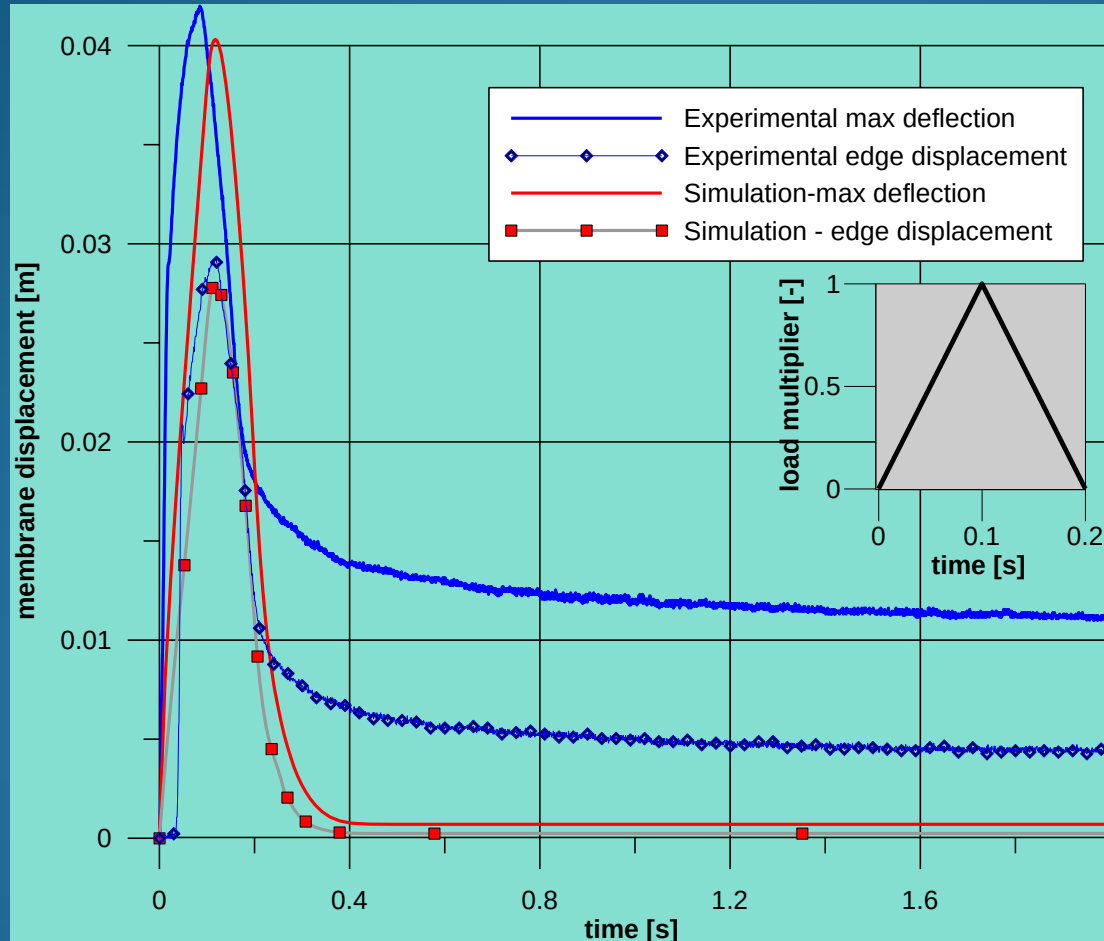


M4H01120.MP4

MODEL MATEMATYCZNY



TEORIA - EKSPERYMENT



Tłumienie Rayleigh

$$\xi_i = \frac{\alpha}{2\omega_i} + \frac{\beta\omega_i}{2}$$

$$\xi = 0.25$$

$$\alpha = 0.9$$

$$\beta = 0.02$$

$$R_{\min} = 0.6 \text{ N}$$

$$R_{\max} = 9 \text{ N}$$

Siła niszcząca połączenie $R = 10 \text{ N}$, Śmietański et al., 2007

Wnioski końcowe

- ◆ Proponowane modele matematyczne dają dobre oszacowanie zachowania się implantów w porównaniu z przeprowadzonymi eksperymentami na modelu fizycznym
- ◆ Maksymalne siły w łącznikach od obciążenia ciśnieniem imitującym kaszel pooperacyjny nie przekraczają sił zrywających w zszywkach
- ◆ Prezentowane modele matematyczne mogą być stosowane do ustalania liczby i rodzaju łączników oraz ich rozmieszczenia a także przy doborze rodzaju implantu aby zapobiegać nawrotom choroby
- ◆ Istotne jest racjonalne usytuowanie osi największej sztywności implantu, tak aby zmniejszyć siły w łącznikach od ruchów tułowia pacjenta

BIBLIORAFIA

1. Śmietański M., Bigda J., Iwan K., Kołodziejczyk M., Krajewski J., Śmietańska I., Gumieła P., Bury K., Bielecki S., Śledziński Z., *Assessment of usefulness of different tacks in laparoscopic ventral hernia repair*, Surgical Endoscopy, 2007, p. 925-928.
2. Szymczak C., Lubowiecka I., Tomaszewska A., Śmietański M., *Modelling of the fascia-mesh system and sensitivity analysis of a junction force after a laparoscopic ventral hernia repair*, Journal of Theoretical and Applied Mechanics, 2010, p.933-950.
3. Szymczak C., Lubowiecka I., Tomaszewska A., Śmietański M., *Investigation of abdomen surface deformation due to life excitation:\;Implications for implant selection and orientation in laparoscopic ventral hernia repair*, Clinical Biomechanics, vol. 27, 2012, p. 105-110.
4. Śmietański M., Tomaszewska A., Lubowiecka I., Szymczak C., *Biomechanics of the front abdominal wall as a potential factor leading to recurrence with laparoscopic ventral hernia repair*, Surgical Endoscopy, 2012, p. 1461-1467.
5. Szymczak C., Śmietański M.,(eds.) *Selected Problems of Laparoscopic Ventral Hernia Repair – Modelling and Simulation*, α-medica press, 2012.

BIBLIORAFIA

6. Tomaszewska A., Lubowiecka I., Szymczak C., Śmietański M., Meronk B., Kłosowski P., Bury K., *Physical and mathematical modelling of implant - fascia system in order to improve laparoscopic repair of ventral hernia*, Clinical Biomechanics, 2013
7. Lubowiecka I., *Behaviour of orthotropic surgical implant in hernia repair due to the material orientation and abdomen surface deformation*, Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 2013,
8. Lubowiecka I., *Mathematical modelling of implant in an operated hernia for estimation of the repair persistance*. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 2013,
9. Będziński R. (ed.), *Bimechanika*, t.12 serii *Mechanika Techniczna*, 2011.

Problemy

- ★ Identyfikacja modelu lepko-sprężystego więzów brzegowych i implantu w modelu lokalnym
- ★ Większy zakres badań własności mechanicznych powięzi w zależności od płci, BMI, wieku pacjenta i miejsca przepukliny
- ★ Badania doświadczalne modelu układu implant-powięź na przemieszczenia brzegów odpowiadające ruchom tułowia pacjenta
- ★ Analiza wrażliwości sił w łącznikach w zależności od imperfekcji geometrycznych rozstawu łączników, parametrów materiałowych powięzi i implantu
- ★ Budowa modelu globalnego obejmującego cały brzuch z wszczepionym implantem

Dziękuję za uwagę!