

**Monika GIERZYŃSKA-DOLNA\***, **Marcin LIJEWSKI\***,  
**Tomasz WIŚNIEWSKI\***, **Janusz MAGDA\***

## **BADANIE TRIBOLOGICZNE IMPLANTÓW SZTUCZNYCH DYSKÓW KRĘGOSŁUPA**

### **TRIBOLOGICAL STUDY OF IMPLANTED ARTIFICIAL SPINAL DISC**

#### **Słowa kluczowe:**

implanty kręgosłupa, krążek międzykręgowy, badania tribologiczne, symulator do badań tarciovo-zużyciowych

#### **Key words:**

spinal implants, intervertebral discs, tribological tests, simulator, for friction and wear tests

#### **Streszczenie**

W artykule omówiono metody leczenia dysfunkcji kręgosłupa za pomocą implantowania sztucznych krążków międzykręgowych. Wskazano na materiałowe i konstrukcyjne wymagania, które powinien spełniać implant. Podano wyniki badań tribologicznych prowadzonych na symulatorze kręgosłupa zaprojektowanym i wykonanym w Instytucie Obróbki Plastycznej w Poznaniu.

---

\* Instytut Obróbki Plastycznej, ul. Jana Pawła II 14, 61-139 Poznań.

## WPROWADZENIE

Schorzenia kręgosłupa stanowią jedną z częściej występujących dolegliwości i patologii, zarówno u dzieci, młodzieży, jak też u osób w podeszłym wieku.

Kręgosłup spełnia trzy bardzo ważne funkcje w organizmie człowieka, tj.: ochrony rdzenia kręgowego, narządu umożliwiającego wykonywanie ruchów (zginania i prostowania – w płaszczyźnie strzałkowej, zginania bocznego – w płaszczyźnie czołowej, ruchu obrotowego – w płaszczyźnie poziomej), narządu podpory ciała.

Kręgosłup przenosi złożone obciążenia mechaniczne związane z lokomocją (przemieszczaniem się), wykonywana pracą, jak też uprawianym sportem. Sposób obciążenie kręgosłupa, zwłaszcza jego przeciążenia, mają istotny wpływ na występujące schorzenia. Zniszczenie lub uszkodzenie struktur kostnych kręgosłupa jest najczęściej spowodowane następującymi przyczynami: zmianami zwyrodnieniowymi, które mogą być wrodzone lub nabyte (np. skolioza, osteoporoza), nieergonomicznymi warunkami pracy, przeciążeniem spowodowanym np. uprawianym sportem, urazami mechanicznymi spowodowanymi upadkiem z wysokości lub też kolizjami samochodowymi.

Najczęściej występującymi schorzeniami kręgosłupa są zespoły bólowe odcinka lędźwiowego (L4 – L5) spowodowane przeciążeniami lub też zmianami zwyrodnieniowymi. Dość często pacjenci uskarżają się także na dolegliwości bólowe występujące w odcinku szyjnym kręgosłupa.

Zazwyczaj wyróżnia się dwa rodzaje schorzeń kręgosłupa lędźwiowego, tj. kręgozmyk i dyskopatia. W przypadku dyskopatii dochodzi do pęknięcia pierścienia włóknistego i przemieszczania (wypadnięcia) jądra miażdżystego, co powoduje ucisk korzenia nerwowego i silne bóle, promieniujące do kończyn dolnych.

O prawidłowym funkcjonowaniu kręgosłupa, a zwłaszcza o jego ruchomości decyduje specyficzna budowa segmentów ruchowych. Segment ruchowy (niekiedy zwany triadą) składa się z [L. 1]: z dwóch twardych elementów w postaci kręgów, z elastycznego elementu, którym jest krążek międzykręgowy, z połączeń stawowych na wyrostkach stawowych. Poszczególne kręgi połączone są ze sobą stawami oraz systemami więzadeł.

Istotnym elementem zapewniającym prawidłowe funkcjonowanie kręgosłupa jest krążek międzykręgowy, który spełnia rolę „amortyzato-

ra”. Dzięki specyficznej budowie krążka międzykręgowego możliwe jest przenoszenie złożonych obciążeń statycznych i dynamicznych działających na kręgosłup.

Występujące coraz częściej u pacjentów dolegliwości bólowe spowodowane dysfunkcją kręgosłupa, której główną przyczyną są uszkodzenia krążka międzykręgowego (dotyczące zwłaszcza odcinka lędźwiowego) sprawiają, że problematyce tej poświęca się ostatnio coraz więcej uwagi.

Leczenie schorzeń kręgosłupa może się odbywać dwiema metodami: bezinwazyjną, np. masażem, hydroterapią, polem magnetycznym, elektroterapią oraz inwazyjną, tzn. operacyjną. W leczeniu operacyjnym stosowane są różnego rodzaju stabilizatory, opracowane i produkowane między innymi przez firmę LFC w Zielonej Górze [L. 5]. Jednym z coraz częściej wprowadzanych rozwiązań, zapewniających stosunkowo dobrą ruchliwość kręgosłupa jest implantowanie sztucznego krążka międzykręgowego.

## **WYMAGANIA MATERIAŁOWE I KONSTRUKCYJNE STAWIANE IMPLANTOM KRĄŻKA MIĘDZYKRĘGOWEGO**

Zastąpienie doskonałej pod względem fizjologicznym konstrukcji krążka międzykręgowego człowieka przez implant jest niezwykle trudne i wymaga pokonania wielu barier zarówno natury konstrukcyjnej, jak i materiałowej.

Implant krążka międzykręgowego (tzw. sztuczny dysk) musi spełniać określone wymagania: wytrzymałościowe, kinematyczne, biologiczne, tribologiczne. Zaimplantowany krążek międzykręgowy musi zapewniać możliwość przenoszenia złożonych obciążeń statycznych i dynamicznych, a zwłaszcza możliwość wykonywania określonych ruchów, w okresie wielu lat życia człowieka. Konstrukcja i materiał implantu muszą być tak dobrane, aby zapewnić odpowiednią wytrzymałość (w tym także wytrzymałość zmęczeniową), wysoką trwałość, a jednocześnie możliwość amortyzacji obciążeń. Kolejnym problemem jest zapewnienie niskich oporów tarcia, wysokiej odporności na zużycie elementów trących przy minimalnej ilości produktów zużycia. Istotna jest także „odpowiedź organizmu” na ciało obce, a więc implant powinien być wykonany z materiałów o odpowiedniej biotolerancji i odporności na korozję.

Typowe biomateriały metalowe stosowane na implanty ortopedyczne według Weismana [L. 3] powinny mieć następujące własności: dobrą odporność korozyjną, odpowiednie właściwości mechaniczne, dobrą jakość metalurgiczną i jednorodność, zgodność tkankową (nietoksyczność), odporność na zużycie ściernie, brak tendencji do tworzenia zakrzepów, odpowiednie właściwości elektryczne, możliwe do przyjęcia koszty wytwarzania.

Nieco inne cechy powinny mieć materiały polimerowe omówione między innymi w pracy M. Gierzyńskiej-Dolnej [L. 2].

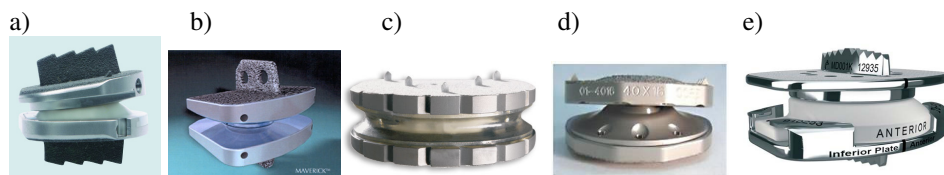
W przypadku projektowania implantów krążka międzykręgowego istotnym elementem jest zagadnienie związane z przesztywnieniem układu. Najkorzystniejszymi warunkami współpracy elementów implantu jest skojarzenie materiałów o niskim współczynniku tarcia i cechujących się wysoką odpornością na zużycie. Skutkiem tego jest ograniczenie do minimum ilości powstających produktów zużycia, które wydostają się ze „strefy tarcia” i mogą powodować wiele powikłań. Zastąpienie naturalnego krążka międzykręgowego przez „sztuczny” implant jest więc bardzo trudne.

Naturalny krążek międzykręgowy składa się z trzech elementów: płytek chrzęstnych, pierścienia włóknistego i jądra miażdżystego. Płytki chrzęstne znajdują się w środkowej części trzonów, oddzielając pierścień włóknisty od trzonów kręgowych i spełniają rolę swego rodzaju „amortyzatora”. Bardzo ważną rolę spełnia także jądro miażdżyste.

Ten doskonały układ o bardzo dobrych właściwościach sprężystych staramy się zastąpić przez bardzo niedoskonały pod względem własności sprężystych sztuczny krążek międzykręgowy.

Znanych jest wiele rozwiązań implantów krążka międzykręgowego, opisanych między innymi w pracach [L. 4, 5]. Można wyróżnić dwa typy implantów: implanty jądra miażdżystego (implanty częściowe) oraz implanty mające zastąpić pierścień włóknisty jądra miażdżystego i płytki chrzęstne (implanty całkowite). Przykładem pierwszego rozwiązania jest hydrożelowe jądro miażdżyste firmy PDN [L. 5]. Większość implantów krążka międzykręgowego składa się z 3 elementów, tj. dwóch płytek metalowych, pomiędzy którymi znajduje się odpowiednio ukształtowany element z tworzywa sztucznego, spełniający rolę amortyzatora. Implanty te znane są pod nazwami: Charite II, Charite III bądź też jako zestaw płytkowy PRODISC – SYNTHES. Nowe rozwiązania proponowane między innymi przez firmę MAVERIC oparte są na parze trącej typu: „metal-

–metal”, tj. zarówno płytki mocujące (dolna i górna), jak też jądro miążdżyste są wykonane ze stopów CoCrMo. Przykłady niektórych rozwiązań implantów krążka międzykręgowego pokazano na **Rysunku 1**.



**Rys. 1. Przykładowe rozwiązania endoprotez krążka międzykręgowego dostępne na rynku: a) ProDisc, b) endoproteza typu Maverick, c) LP – ESP, d) Proteza FlexiCore Mobidisc [L. 5]**

Fig. 1. Sample solutions of the intervertebral disc prostheses available on the market: a) Prodisc, b) a Maverick, c) LP - ESP, d) FlexiCore Mobidisc [L. 5]

Wybór właściwego, optymalnego dla pacjenta typu implantu krążka międzykręgowego wymaga od lekarzy zarówno dużego doświadczenia klinicznego, jak też odpowiedniej wiedzy dotyczącej takich zagadnień, jak: trwałość implantu, ilość i rodzaj powstających produktów zużycia, występujących oporów tarcia, możliwość zapewnienia właściwej ruchomości kręgosłupa. Informacji tych mogą dostarczyć długotrwałe badania prowadzone na specjalnych symulatorach.

## CEL I ZAKRES BADAŃ

Celem badań prowadzonych na symulatorze kręgosłupa było: wyznaczenie wpływu rodzaju materiałów pary trącej zastosowanych na implanty krążka międzykręgowego na opory tarcia oraz badanie ilości i jakości powstających produktów zużycia.

## METODYKA BADAŃ

Próbki zostały przygotowane do badań według następującej metodyki. Implanty krążka międzykręgowego przeznaczone do badań na symulatorze, tj. wkładki polietylenowe i obejmy metalowe zostały wykonane przez firmę MESCO w Skarżysku-Kamiennej metodą obróbki skrawaniem.

Przed przystąpieniem do badań próbki zostały odtłuszczone i przemyte wodą destylowaną, ze szczególnym zwróceniem uwagi, aby na próbkach (elementach) nie było cząsteczek pyłu, kurzu itp. powstałych po obróbce skrawaniem. Następnie przeprowadzono pomiary chropowatości powierzchni współpracujących wszystkich elementów implantu krążka

międykręgowego. Pomiary wykonano w trzech różnych kierunkach. Przed rozpoczęciem badań wykonano także pomiary twardości elementów na powierzchniach niewspółpracujących.

Badania tarciovo-zużyciowe zostały przeprowadzone na symulatorze do testów tribologicznych implantów krążka międzykręgowego zaprojektowanym, wykonanym i testowanym w Instytucie Obróbki Plastycznej w Poznaniu (**Rys. 2**).



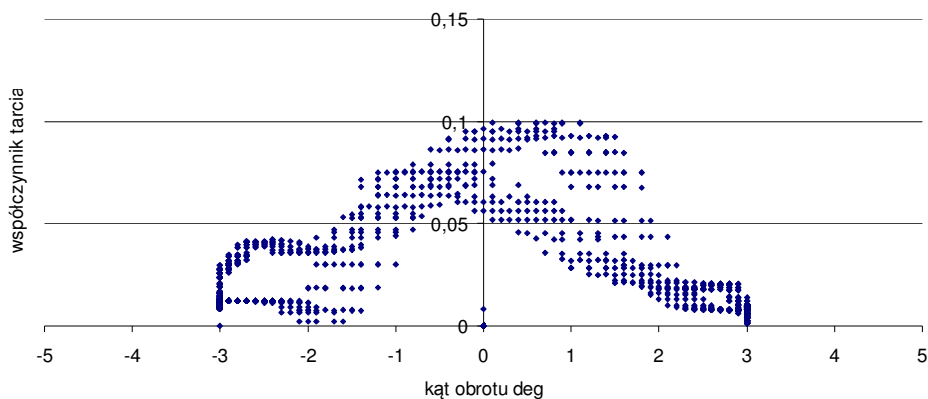
**Rys. 2.** Widok symulatora do badań tribologicznych implantów kręgosłupa wraz z skaldem pary trącej

Fig. 2. View of a simulator for testing spinal implants tribological Scheldt together with rubbing pairs

Badania prowadzono przy stałej sile równej 1500 N, natomiast kąty w określonych płaszczyznach wynosiły odpowiednio  $\pm 5$  deg oraz  $\pm 3$  deg. Liczba cykli, jaka została zadana w trakcie wykonywania testów to 75 cykli na minutę. Temperatura była stała i mieściła się w granicach  $32 \pm 34^\circ\text{C}$ .

## WYNIKI BADAŃ I ICH ANALIZA

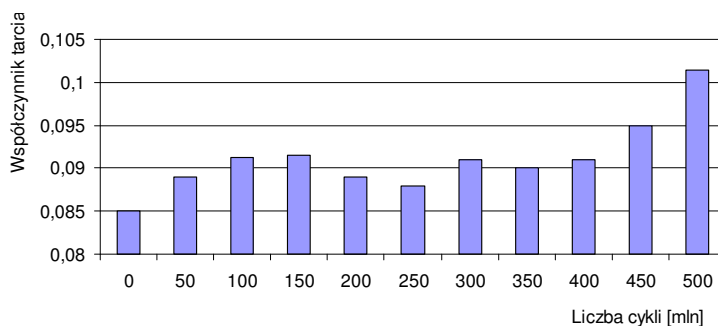
Wyniki testów tribologicznych dla implantu krążka międzykręgowego wykonanego ze stali 316L (obejma góra i dolna) oraz jądra miazdżystego wykonanego z polietylenu UHMWPE ilustruje **Rys. 3**.



**Rys. 3. Zależność współczynnika tarcia w funkcji kąta obrotu**

Fig. 3. Dependence of friction coefficient as a function of the angle of rotation

Na **Rysunku 3** pokazano przykładową zależność współczynnika tarcia w funkcji kąta obrotu, natomiast na **Rysunku 4** przedstawiono zależność współczynnika tarcia od liczby cykli. Jak wynika z **Rysunku 4** współczynnik tarcia rośnie od wartości 0,085 na początku pracy do wartości 0,1 po 500 tys. cykli.



**Rys. 4. Zależność współczynnika tarcia od liczby cykli**

Fig. 4. Dependence of friction on the number of cycles

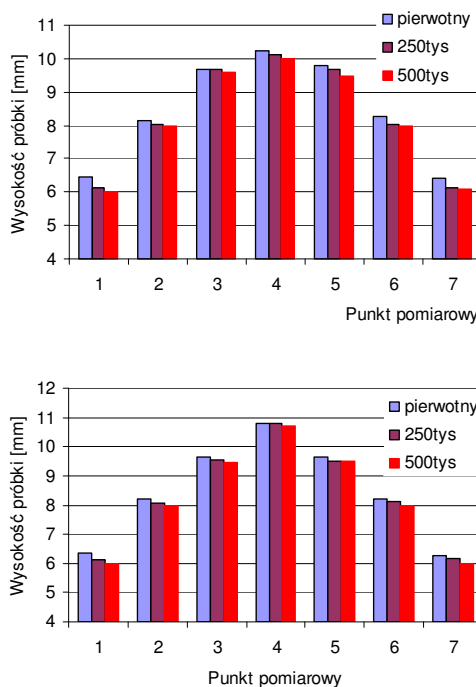
Zmiany masy próbek spowodowane zużyciem przedstawiono w **Tabeli 1**. Jak wykazały badania, elementem najbardziej podatnym na zużycie jest jądro miazdżyste wykonane z polietylenu. Elementy metalowe zużywają się w dużo mniejszym stopniu. Jednocześnie świadczy to o tym, że największą ilość powstających produktów zużycia będą stanowiły cząstki polietylenu.

**Tabela 1. Zmiany mas poszczególnych elementów implantu kręgosłupa po przepracowaniu określonej liczby cykli**

Table 1. Changes in the masses of individual elements of the spine implant after completing certain number of cycles

Liczba cykli	Obejma górna [g]	Wkładka UHMWPE[g]	Wkładka dolna [g]
Początek	44,0831	3,25560	42,3731
250 tys.	44,0795	3,24761	42,3709
500 tys.	44,0789	3,23981	42,3687

Na **Rysunku 5** przedstawiono zmiany geometrii próbki polietylenowej po przepracowaniu 250 i 500 tys. cykli. Pomiar zmian wysokości jądra polietylenowego prowadzono w 7 punktach.



**Rys. 5. Zmiany geometrii próbki dla badanej pary trącej dla określonych kierunków ruchu: a) pomiar prostopadły do osi przeprostu, b) w osi równoległej do osi przeprostu**

Fig. 5. Changes in the geometry of the sample for the test pair of friction for specific directions: a) the measurement perpendicular to the axis traffic, b) in an axis parallel to the axis traffic



W wyniku procesu tarcia i zużycia ulega zmianie również chropowatość powierzchni współpracujących elementów, co ilustruje **Tabela 2**.

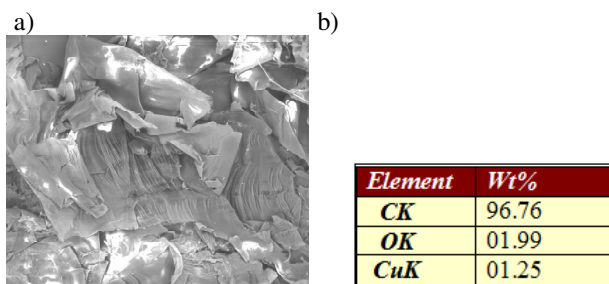
**Tabela 2. Zależność chropowatości  $R_a$  i  $R_z$  dla badanej pary trącej dla poszczególnych powierzchni trących**

Table 2. Dependence of roughness  $R_a$  and  $R_z$  for the test pair of friction for different friction surfaces

	Obejma górna		Wkładka UHMWPE		Obejma dolna	
	$R_a$	$R_z$	$R_a$	$R_z$	$R_a$	$R_z$
Początek	0,08	0,23	0,21	0,35	0,07	0,31
250 tys.	0,19	0,31	0,24	0,42	0,17	0,26
500 tys.	0,32	0,29	0,39	0,41	0,26	0,51

Obserwacji poddano także produkty zużycia. Topografię powierzchni produktu zużycia (części polietylenowej) obserwowaną na mikroskopie skaningowym pokazano przykładowo na **Rysunku 6a**. Z prowadzonych obserwacji wynika, że cząstki polietylenu mają tendencję do zlepiania się i tworzenia wielkich konglomeratów. **Rysunek 6b** ilustruje skład chemiczny cząstki polietylenu, z którego wynika, iż zastosowany polietylen jest dużej czystości, a śladowe ilości pojawiających się pierwiastków w analizie chemicznej wynikają nie ze składu chemicznego badanych materiałów, ale ich zanieczyszczeń. Największy udział procentowy badanego materiału stanowi węgiel (96,76%), obecny jest także tlen w nieznacznych ilościach (1,99%). Występująca miedź (Cu) w prezentowanej tabeli wynika z podłoża, na jakim umieszczony był badany materiał i nie stanowi analizy chemicznej próbki.

Obecnie prowadzone są dalsze badania kolejnych par trących.



**Rys. 6. Zdjęcia SEM: a) produktów zużycia wkładki polietylenowej, b) analiza chemiczna produktów zużycia**

Fig. 6. SEM pictures of: a) the polyethylene liner wear products, b) chemical analysis of consumption of products

## WNIOSKI

1. Wraz ze wzrostem liczby przepracowanych cykli na symulatorze zaobserwowano wzrost wartości współczynnika tarcia. Jednocześnie zaobserwowano efekt docierania się pary trącej i stabilizację współczynnika tarcia. Na końcowym etapie prowadzonych badań tarciovo-zużyciowych widoczny jest wzrost wartości współczynnika tarcia
2. Prowadzone testy tribologiczne świadczą o zużywaniu się wkładki (jądra miazdżystego) w sposób symetryczny wraz wzrostem liczby cykli. Większe zużycie obserwowane jest na bocznych częściach wkładki polietylenowej. Jest to wynik zaproponowanej geometrii pary trącej. Analiza pozwoli na optymalizację geometrii proponowanych rozwiązań.
3. Jednym z efektów zużycia jest wzrost wartości chropowatości współpracujących powierzchni trących. Zmiany te najbardziej zauważalne są na górnej oraz dolnej części implantu kręgosłupa (częściach metalowych). Jednocześnie wraz z liczbą wykonywanych cykli zmniejsza się masa współpracujących elementów. Elementy metalowe zużywają się mniej intensywnie w porównaniu z wkładką jądra miazdżystego.
4. Analiza produktów zużycia na elektronowym mikroskopie skaningowym pozwoliła na określenie struktury powstających produktów zużycia (struktura nieregularna). Analiza chemiczna SEM pozwoliła wnioskować o bardzo dużej czystości polietylenu, z której wykonano jądro miazdżyste.

## LITERATURA

1. Będziński R.: Biomechanika inżynierska, Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław 1997.
2. Gierzyńska-Dolna M.: Biotribologia, Wydawnictwo Politechniki Częstochowskiej, Częstochowa 2002.
3. Marciniak J.: Biomateriały, Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 2002.
4. Pezowicz C.: Biomechanika krążka międzykręgowego. Ocena przeciążeń oraz skutków wprowadzenia implantów, Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław 2008.
5. Skoworodko J.: Metodyka projektowania implantu międzykręgowego kręgosłupa lędźwiowego, Rozprawa doktorska, Warszawa 2008.

6. Praca zbiorowa pod redakcją L. Ciupika, D. Zarzyckiej, Spondyloimplantologia zaawansowanego leczenia kręgosłupa systemem DERO, Wydawnictwo Polska Grupa DERO, Zielona Góra 2005.
7. Skalski K., Magda J., Wiśniewski T., Rybak T., Skoworodko J., Gierzyńska-Dolna M.: Symulator do badań tribologicznych implantów krążka międzykręgowego kręgosłupa, 18th International Science and Technical Conference, Poznań – Wąsowo 2011.
8. Bono M.Ch., Garfin S.R.: History and evolution of disc replacement, Spine J 4:145–150, 2004.
9. Chadderdon R., Shimer A., Gilbertson L., Kang J.: Advances in gene therapy for intervertebral disc degeneration, The Spine Journal 4 (2004) 341S–347S.
10. Bertagnoli R., Kumar S.: Indications for full prosthetic disc arthroplasty: a correlation of clinical outcome against a variety of indications, European Spine Journal, 2002, 11, Suppl. 2, 131–136.
11. Carl A., Ledet E., Yuan H., Sharan A.: New developments in nucleus pulposus replacement technology, The Spine Journal 4 (2004) 325S–329S.
12. Bezer M., Yildirim Y., Erol B., Guven O.: Absorbable self-reinforced polylactide SR-PLLA) rods vs rigid rods (K-wire) in spinal fusion: an experimental study in rabbits, European Spine Journal (2005) 14: 227–233.

**Recenzent:**  
**Jan BURCAN**

*Praca jest realizowana w ramach projektu badawczego własnego finansowanego przez MNiSW, umowa nr 4795/B/T02/2009/37. „Badania i ocena funkcjonalności implantów kręgosłupa w aspekcie materiałowym i tribologicznym”.*

## Summary

**The article discusses treatments for spinal dysfunction by the implantation of artificial intervertebral discs focusing on the material and structural requirements to be fulfilled by the implant. The final results of tribological tests were conducted on the spine simulator designed and built at the Institute for Metal Forming Institute in Poznan.**