

Mgr inż. Justyna OZWONIAREK, dr inż. Hanna WIŚNIEWSKA-WEINERT,  
doc. dr inż. Jerzy LISOWSKI, mgr inż. Łukasz KĘDZIA  
Instytut Obróbki Plastycznej, Poznań

# Nowe rozwiązania w zakresie biotribologii i biomateriałów

## Część II. Stanowisko do badań zużyciowych elementów endoprotez stawu biodrowego

*New solutions in the field of biotribology and biomaterials  
Part II. The stand for wear tests of components of hip joint's endoprotheses*

### Streszczenie

W artykule przedstawiono budowę stawu biodrowego człowieka zwracając uwagę na jego podobieństwo do łożyska kulisto–panewkowego. Zaprezentowano zbudowane w Instytucie Obróbki Plastycznej w Poznaniu stanowisko do badania elementów stawu biodrowego człowieka, którego idea budowy powstała na podstawie reakcji podłoża podczas chodu człowieka. Przedstawiono również zaplanowane do realizacji na ww. stanowisku badania.

### Abstract

*In the article the structure of human hip joint is presented, emphasizing its similarity with ball-acetabulum bearing. The stand built in Metal Forming Institute in Poznań for tests of human hip joint's components, which concept derived from substrate reaction during human walk, is introduced. Planned tasks to be performed on the above mentioned test stand are also shown.*

**Słowa kluczowe:** biomateriał, staw biodrowy, biotolerancja, tarcie, symulator

**Key words:** biomaterial, ilium articulation, biotolerance, friction, simulator

## 1. WSTĘP

Rozwój endoprotezoplastyki stawów jest możliwy dzięki poznawaniu złożonych procesów tarcia i zużycia, które mają miejsce w organizmach żywych. Ich analizą zajmuje się między innymi biotribologia, która analizuje i opisuje opory ruchu w naturalnych i sztucznych stawach człowieka oraz innych organizmach żywych, bada procesy smarowania oraz zużywania stawów, jak też endoprotez. Biotribologia zajmuje się także badaniem właściwości tribologicznych materiałów stosowanych do wytwarzania wszelkiego rodzaju par trących endoprotez oraz opracowywaniem metodyki badań i konstrukcji symulatorów, pozwalających na badania własności tribologicznych

biomateriałów oraz właściwości wytrzymałościowych endoprotez. [1]

Rosnące z każdym rokiem zapotrzebowanie na endoprotezy stawów przy jednoczesnym dążeniu do zwiększenia ich trwałości i wyeliminowania negatywnych skutków ubocznych determinuje potrzebę intensyfikacji badań naukowych w zakresie tej dziedziny nauki. [1, 2]

Praktyka dowodzi, że wprowadzenie nowego materiału na endoprotezy musi być poprzedzone kompleksowymi badaniami. W przypadku elementów trących endoprotez istotne są badania tribologiczne prowadzone na próbkach a następnie na elementach endoprotez. Celem tych badań jest wyznaczenie współczynnika tarcia dla konkretnej pary trącej (badania na testerach tribologicznych np. typu ring-on-block) oraz odporności na zużycie

określonych biomateriałów. Badania tarciovo-zużyciowe endoprotez prowadzone na symulatorach pozwalają na wyznaczenie wartości sił tarcia dla różnych skojarzeń materiałowych oraz zmian temperatury w węzle tarcia, jak też ocenę mechanizmu zużycia. Bardzo ważnym elementem badań prowadzonych na symulatorach jest również ocena ilości i postaci powstających produktów zużycia. [1]

Przeprowadzona przez Instytut Obróbki Plastycznej w Poznaniu analiza rynku krajowego w zakresie badań przeprowadzanych na symulatorach biotribologicznych wykazała potrzebę budowy takiego stanowiska. Budowany w Instytucie Obróbki Plastycznej w Poznaniu symulator składał się będzie z trzech stanowisk badawczych, z których pierwsze służyło będzie do badań elementów endoprotez stawu biodrowego, następne do badań elementów endoprotez stawu kolanowego oraz kręgosłupa.

## 2. BUDOWA STAWU BIODROWEGO

Staw biodrowy łączy miednicę z kończyną dolną i jest jednym z bardziej narażonych na zmiany przeciążeniowo-zwyrodnieniowe elementów układu kostnego człowieka. Spełnia on ważną rolę w przenoszeniu obciążeń ciała na kończynę dolną, zarówno w czasie obciążenia statycznego (stania) jak też w czasie ruchu [3]. Przystosowany jest on do przenoszenia obciążeń dynamicznych, które podczas chodu przekraczają 3–4 krotnie, a w czasie skoków i biegów, nawet 8 krotnie ciężar ciała [4].

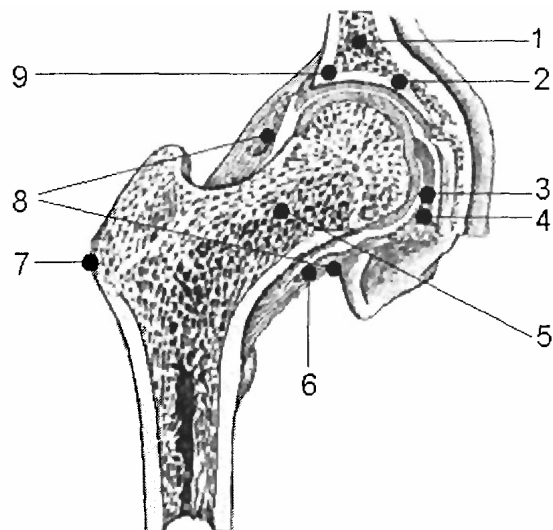
Z punktu widzenia mechaniki staw biodrowy posiada budowę zbliżoną do łożyska kulisto-panewkowego i spełnia rolę pewnego rodzaju przegubu kulistego [3, 4].

Staw biodrowy umożliwia wykonywanie następujących ruchów [4]:

- w płaszczyźnie czołowej umożliwia ruchy: zgięcia i wyprostu,
- w płaszczyźnie strzałkowej przednio-tylnej, umożliwia odwodzenie i przywodzenie kończyn,
- w osi pionowej, umożliwia wykonanie ruchu obrotowego (rotacji).

Czop kulisty stawu biodrowego stanowi głowa kości udowej o promieniu  $r \approx 25$  mm.

Znaczną część głowy (2/3 kuli) pokrywa chrząstka szklista o grubości ok. 3,7 mm. Panewka stawowa, utworzona przez kość miedniczną, otoczona jest obrąbkem panewkowym. Budowę stawu biodrowego przedstawia rys. 1.



Rys. 1. Budowa stawu biodrowego [10]

- 1 – kość biodrowa, 2 – panewka stawu biodrowego,  
3 – jama stawowa, 4 – więzadło głowy kości udowej,  
5 – szyjka kości udowej, 6 – torebka stawowa,  
7 – krętarz większy kości udowej, 8 – warstwa okrężna,  
9 – obrąbek

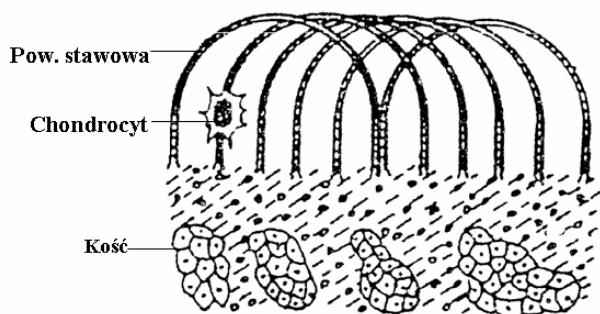
Fig. 1. The structure of the ilium articulation [10]

- 1 – ilium bone, 2 – acetabulum of the ilium articulation,  
3 – articular cavity, 4 – ligament of the thigh bone head,  
5 – thigh bone neck, 6 – articular capsule, 7 – major trochanter of the thigh bone, 8 – surrounding layer,  
9 – sphere

Obrąbek panewkowy w postaci pierścienia włóknisto-chrząstnego, powiększa powierzchnię kontaktu panewki z głową kości udowej. Panewkę na zewnątrz obrzeża pokrywa chrząstka. Natomiast w jej części środkowej znajduje się więzadło głowy kości udowej, niewielka ilość tłuszczu oraz błona maziowa. Zadaniem tych tkanek jest osłabienie uderzenia stawu, który otoczony jest ściśle mocną torebką stawową połączoną z więzadłami, które utrzymują głowę kości udowej w panewce [3, 4].

Chrząstka stawowa składa się z twardych komórek chrząstnych (chondrocytów) oraz osnowy zbudowanej z miękkich i elastycznych włókien kolagenowych o średnicy od 5 do 100 nm. Włókna te tworzą złożoną, arkadową konstrukcję przestrzenną i mają największą

wytrzymałość w miejscach, gdzie występują największe obciążenia stawu (rys. 2). Szacuje się, że wytrzymałość wzdłużna włókien chrząstki na głowie kości udowej wynosi  $35 \text{ MN/m}^2$  a poprzeczna  $18 \text{ MN/m}^2$ . Z wiekiem wytrzymałość chrząstki zmniejsza się i jeżeli dla ludzi w drugiej dekadzie życia wynosi  $30 \text{ MN/m}^2$  to w ósmej dekadzie życia wynosi połowę tej wytrzymałości, tj. około  $15 \text{ MN/m}^2$  [3,5,6,].



Rys. 2. Budowa chrząstki stawowej [3]  
Fig. 2. Structure of articular cartilage

Grubość chrząstki stawu biodrowego nie jest stała. Na czopie u podstawy jest najmniejsza, a największa w miejscu maksymalnego obciążenia. W panewce relacje grubości są odwrotne. Chrząstka panewki jest bardziej miękka aniżeli głowy kości udowej. Na powierzchni chrząstki występują nierówności wynoszące od  $0,02 \mu\text{m}$  –  $2 \mu\text{m}$ . Porowatość chrząstki wynosi natomiast około  $60 \text{ \AA}$  [4].

Dodatkowym zabezpieczeniem stawu przed jego uszkodzeniem podczas pracy jest koncentracja naprężeń w warstwie podchrzęstnej kości, a nie na powierzchni chrząstki. Dzięki temu chrząstka stawowa, która jest 20-35 razy mniej wytrzymała od kości podchrzęstnej, podlega ochronie. W czasie normalnego obciążenia stawu, chrząstka stawowa nie ulega odkształceniu. Przy wzroście obciążenia, dzięki dużej elastyczności włókien kolagenowych, współpracujące elementy główki i panewki, dopasowują się do siebie, a po zdjęciu obciążenia wracają do poprzedniego kształtu [3, 4].

Rolę środka smarującego w stawie biodrowym spełnia ciecz synowialna zwana również mazią. Ma ona jasnożółtą barwę i jest dializatem plazmy krwi. Zawiera ona makromolekuły hialuronowe oraz oddzielne, komórki cząstek tłuszczu i wodę (95-97% wody). Znajduje

się w torebkach stawowych i ma własności cieczy nienewtonowskiej o stosunkowo dużej lepkości, o czym decydują makromolekuły hialuronowe. Specyficzną własnością mazi stawowej jest to, że przy małych prędkościach posiada dużą lepkość. Stwierdzono, że przy prędkości ścinania rzędu  $0,01 \text{ s}^{-1}$  lepkość dynamiczna wynosi 10-100 poisów. Wraz ze wzrostem prędkości ścinania, lepkość cieczy synowialnej maleje. Na zmianę lepkości wpływa również ciśnienie i temperatura. Zwiększenie obciążenia powoduje wzrost lepkości mazi stawowej co poprawia jej własności smarne, natomiast wzrost temperatury obniża lepkość lecz w mniejszym stopniu niż prędkość ścinania [3,6].

Niskie opory tarcia występujące w stawach człowieka, obciążonych siłą normalną i styczną, tłumaczone są powstawaniem klina smarnego utworzonego przez ciecz synowialną. Rozdziela on stykające się powierzchnie kości, pokryte elastyczną tkanką chrząstki stawowej. Jeżeli w wyniku wzrostu obciążenia (siły normalnej) zmniejsza się szczelina pomiędzy elementami pary trącej, wówczas wzrasta ciśnienie cieczy synowialnej. Ponadto zaczyna oddziaływać mechanizm „weeping lubrication”, polegający na tym iż, w powierzchnię chrząstki o strukturze porowatej wciskany jest płyn synowialny, który przenosi część obciążenia. Podczas obciążenia stawu następuje wciskanie do chrząstki mniejszych molekuł z cieczy synowialnej, zaś większe, które pozostają na powierzchni tworzą film przenoszący większe naciski. Po odciążeniu układu, płyn jest wyciskany z chrząstki i wchłaniany do układu. Przypuszcza się, że w wyniku obecności w stawie cieczy synowialnej, o specyficznych własnościach, pomiędzy przenoszonym obciążeniem a grubością filmu smarującego ustala się pewna równowaga, taka, iż szczelina pomiędzy elementami pary trącej (szczelina smarująca) nigdy nie jest równa zero [3].

### 3. STANOWISKO DO BADAŃ ENDO-PROTEZ STAWU BIODROWEGO W INSTYTUCIE OBRÓBKI PLASTYCZNEJ W POZNANIU

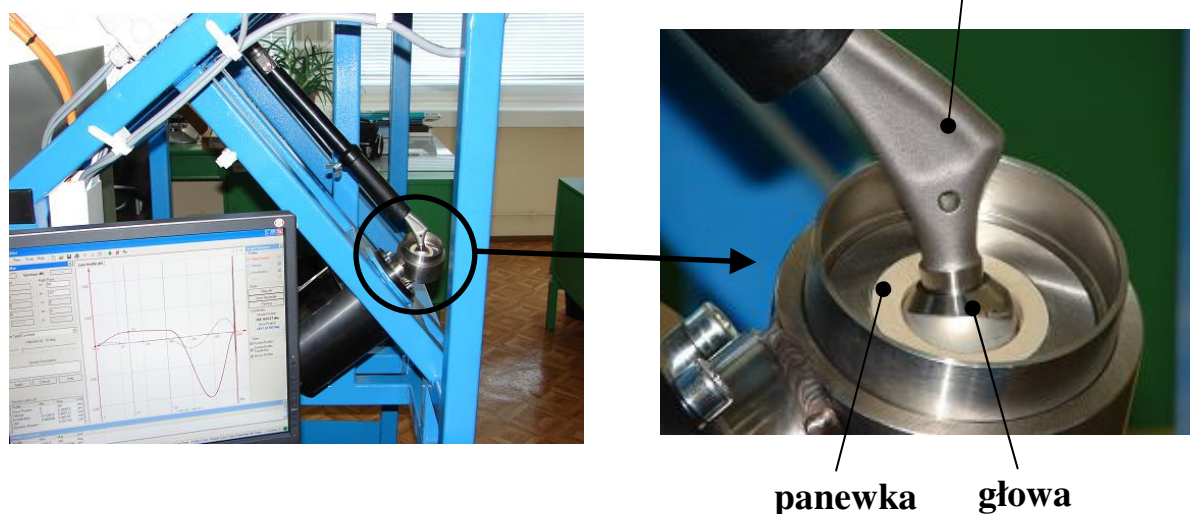
Badania tarciovo-żużyciowe endoprotez prowadzone na symulatorze pozwolą na wyznaczenie wartości sił tarcia dla różnych skojarzeń materiałowych na elementy endoprotezy oraz zmian temperatury w węźle tarcia, jak też ocenę mechanizmu żużycia. Bardzo ważną częścią tych badań będzie również ocena ilości i postaci powstających produktów żużycia.

Stanowisko do badań tarciovo-żużyciowych i trwałości endoprotez stawu biodrowego przedstawiono na rys. 3. Pozwala ono na:

- modelowanie geometrii styku węzła ruchomego: głowa endoprotezy – panewka,
  - modelowanie kinematyki ruchu,
- a także umożliwia:
- uzyskanie obciążenia węzła tarcia w granicach  $P = 2 \div 5 G$ , gdzie  $G$  - ciężar ciała przeciętnego człowieka, wynoszący średnio 700 N,
  - prowadzenie badań z zastosowaniem medium smarującego, np. płynu Ringera,
  - pomiar i rejestrację takich wielkości, jak:
    - siła tarcia lub moment tarcia,
    - obciążenie normalne,

- temperatura węzła tarcia,
- ilość cykli pracy,
- zbieranie powstających produktów żużycia.

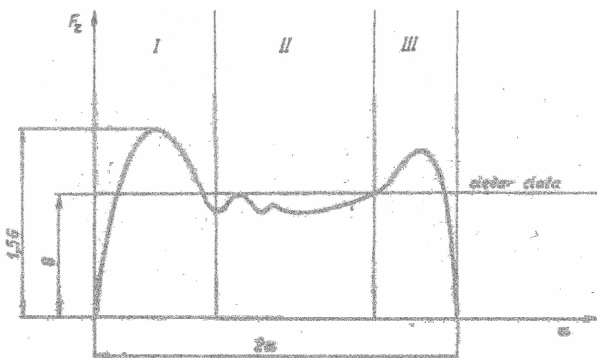
W stanowisku do badań stawu biodrowego, w celu zapewnienia stałego oddziaływania płynu smarującego zaplanowano odwrotny układ mocowania endoprotezy. Panewka mocowana jest w położeniu dolnym, natomiast trzpień endoprotezy mocowany jest w górnej części uchwytu. Ruchy rotacyjne wykonuje uchwyt z zamocowaną panewką. Umieszczenie panewki w specjalnym pojemniku wypełnionym płynem zwilżająco-smarującym umożliwia ciągłe oddziaływanie medium smarującego na badany układ tribologiczny oraz łatwe zbieranie powstających produktów żużycia. Tak więc, stanowisko to daje możliwość przeprowadzania badań tribologicznych oraz badań tribokorozji. Umożliwia ono pomiar momentu tarcia, siła tarcia, temperatury węzła tarcia zanurzonego w płynie fizjologicznym oraz zliczanie liczby cykli. Planuje się wyznaczenie żużycia panewki metodą wagową (np. ubytek masy próbki) lub poprzez pomiary zmian geometrii panewki. Zebrane produkty żużycia poddawane będą analizie rozkładu wielkości cząstek oraz obserwowane będą pod mikroskopem.



Rys. 3. Symulator do badań biotribologicznych z zamontowanym pierwszym stanowiskiem przeznaczonym do badań endoprotez stawu biodrowego

*Fig. 3. Biotribological simulator with the first stand for tests of hip joint's endoprosthesis*

Kształt i wielkość obciążenia pary trącej odpowiada reakcji podłoża podczas chodu człowieka wg schematu przedstawionego na rys. 4. Wartości tych parametrów są płynnie regulowane za pomocą systemu komputerowego. Idea stanowiska badawczego powstała na podstawie analizy reakcji podłoża podczas chodu (lokomocji) dorosłego człowieka, przeprowadzonej przez profesora Romualda Będzińskiego z Politechniki Wrocławskiej [7]. Wyróżnia on trzy fazy zmienności reakcji podłoża w czasie kroku naprzemiennego człowieka. W pierwszej fazie ruchu występuje gwałtowny przyrost reakcji przewyższający siłę statyczną pochodzącą od masy człowieka. Druga faza odpowiada typowemu przebiegowi stanu przejściowego w ustalony. Trzecia faza odpowiada natomiast momentowi oderwania nogi od podłoża z jednoczesnym rozciągnięciem kontaktu przeciwnej kończyny.



Rys. 4. Przebieg zmiany składowej pionowej reakcji podłoża  $F_z$  w funkcji kąta obrotu  $\alpha$  w stawie biodrowym podczas chodu człowieka [7]

*Fig. 4. Variability of vertical reaction component of  $F_z$  substrate in the function of  $\alpha$  rotation angle in hip joint during human walk [7]*

Dane charakterystyczne dla stanowiska do badań endoprotez stawu biodrowego są następujące:

- maksymalny typowy wymiar głowy endoprotezy  $D_{\max} = 32$  mm,
- długość ramienia symulującego kość udową człowieka  $R = 450$  mm,
- maksymalne regulowane wychylenie ramienia  $\alpha = 30^\circ$ ,
- regulowane obciążenie trzpienia w zakresie 1000-3000 N,

- częstotliwość ruchu obrotowego panewki 1 Hz,
- długość drogi tarcia 16,75 mm/cykl.

#### 4. PLANOWANE BADANIA

Instytut Obróbki Plastycznej realizuje zadanie badawcze II.3.2. pt: „Optymalizacja właściwości tribologicznych i nanostrukturalnych warstw wierzchnich wykonanych z nanofazowych materiałów proszkowych dla części konstrukcyjnych pracujących w trudnych warunkach eksploatacyjnych, w tym części przeznaczonych na implanty” Projektu zamawianego Nr PBZ-KBN-114/T08/2004

Podejmowane w projekcie badania dotyczące implantów skupione są z jednej strony na opracowaniu nowych rozwiązań materiałowych dla panewek stosowanych w endoprotezach stawów, a z drugiej na zmianie sposobu nakładania powłok polepszających proces łączenia się implantu z tkanką kostną.

Plan badań dotyczący panewek obejmuje następujące prace:

- opracowanie nowego materiału panewki (materiał porowaty infiltrowany UHMWPE), o lepszych właściwościach mechanicznych i użytkowych,
- badania własności mechanicznych (wytrzymałość na ścislenie itp.) i tarciovych próbek (m.in. współczynnik tarcia),
- nowe rozwiązanie konstrukcyjne panewki,
- opracowanie technologii wytwarzania prototypowych panewek,
- badania własności opracowanych panewek – testy na symulatorze do badań endoprotez stawu biodrowego.

Badania dotyczące nowych metod wytwarzania trzpieni endoprotez ukierunkowane są na:

- opracowanie metody gazodynamicznego nakładania na zimno powłok hydroksyapatytu,
- badania własności mechanicznych (mikrotwardość, wytrzymałość adhezyjna),
- poprawę własności otrzymanych warstw,
- testy symulacyjne odlewanych trzpieni z nałożoną gazodynamicznie na zimno powłoką hydroksyapatytu.

Opracowana w ramach projektu nowoczesna technologia nanoszenia warstw porowatych będzie mogła być wykorzystana do nanoszenia warstw Ti i hydroksyapatytu na trzpienie endoprotez anatomicznie dopasowanych, produkowanych jednostkowo w kraju na indywidualne zamówienie lub do nanoszenia warstw na trzpienie endoprotez przy uruchamianiu w przyszłości krajowej produkcji endoprotez.

W trzeciej części artykułu przedstawione zostaną wyniki badań wstępnych przeprowadzonych w ramach projektu oraz badania wykonane na stanowisku do badań endoprotez stawu biodrowego symulatora do badań biotribologicznych.

#### **Podziękowania**

*Autorzy pragną serdecznie podziękować Pani prof. Monice Gierzyńskiej-Dolnej oraz Panu dr. hab. Adamowi Wieczorkowi z Politechniki Częstochowskiej, z których wiedzy i pomocy korzystali przy budowie stanowiska badawczego.*

*Prace wykonano w ramach realizacji projektu badawczego zamawianego **PBZ/KBN/114/T08/2004** finansowanego przez **Ministerstwo Nauki i Szkolnictwa Wyższego** - Zadanie II.3.2. p.t.: „Optymalizacja właściwości tribologicznych i nanostrukturalnych warstw wierzchnich wykonanych z nanofazowych materiałów proszkowych dla części konstrukcyjnych pracujących w trudnych warunkach eksploatacyjnych, w tym części przeznaczonych na implanty”.*

#### **LITERATURA**

- [1] M. Gierzyńska\_Dolna: Biotribologia, Wydawnictwo Politechniki Częstochowskiej, Częstochowa 2002.
- [2] R. Będziński, K. Kędzior, J. Kiperski, A. Morecki, K. Skalski, A. Wall, A. Wit: Biocybernetyka i Inżynieria Biomedyczne 2000, Tom 5, Akademicka Oficyna Wydawnicza EXIT, W-wa 2004.
- [3] R. Będziński, K. Kędzior, J. Kiperski, A. Morecki, K. Skalski, A. Wall, A. Wit: Biomechanika i inżynieria rehabilitacyjna, Akademicka Oficyna Wydawnicza EXIT, Warszawa 2004.
- [4] J. Cwanek, M. Korzyński, Z. Cisek, A. Zygmunt: Wybrane zagadnienia z tribologii stawu biodrowego, Mechanika w Medycynie, Rzeszów 1994.
- [5] St. Pytko, K. Wierzcholski, J. Pytko-Polończyk: Problemy tribologiczne stawów człowieka, Mechanika w Medycynie, Rzeszów 1993.
- [6] St. Pytko, J. Pytko-Polończyk: Stawy człowieka – najdoskonalsze łożyska, Tribologia, 3/1992.
- [7] R. Będziński: Biomechanika Inżynierska, Wybrane Zagadnienia, Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław 1997.