

Anna M. RYNIWICZ*

FENOMEN MECHANIZMU SMAROWANIA STAWÓW CZŁOWIEKA

PHENOMENON OF THE LUBRICATION MECHANISM OF HUMAN HIP JOINTS

Słowa kluczowe:

biolożysko, biotribologia, bioreologia, bioelastohydrodynamiczne smarowanie

Key words:

biobearing, biotribology, bioreology, bioelastohydrodynamic lubrication

Streszczenie

W opracowaniu przedstawiono problematykę związaną z wyjaśnieniem doskonałego mechanizmu smarowania stawów człowieka. Mechanizm ten do tej pory nie został w pełni opisany ani odtworzony w Endoprotezach lub innych węzłach łożyskowych. Przeprowadzone rozważania

* Akademia Górniczo-Hutnicza, Wydział Inżynierii Mechanicznej i Robotyki, Katedra Konstrukcji i Eksploatacji Maszyn, Al. A. Mickiewicza 30, 30-059 Kraków, e-mail: anna@ryniewicz.pl;
Uniwersytet Jagielloński, Collegium Medicum, Wydział Lekarski, Katedra Protetyki, ul. Montelupich 4, 31-155 Kraków.

opierają się na identyfikacji warunków tarcia i smarowania w stawach prawidłowych. Obejmują przestrzenne wyznaczenie geometrycznego układu współpracujących powierzchni stawowych, kształtu szpary stawowej, warstwowej budowy struktur chrzęstnych i kostnych, dodatkowych struktur chrzęstnych wspomagających smarowanie. W procesie smarowania ważną rolę przejmuje ciecz maziowa, dla której przeprowadzono badania reologiczne i tribologiczne. Dokonano modelowania i symulacji kontaktu struktur stawowych z wykorzystaniem metody elementów skończonych (MES), które wskazały na odrębny niż w warunkach technicznych mechanizm smarowania – charakterystyczny dla stawów człowieka.

WSTĘP

Proces przystosowania się organizmu do czynności życiowych rozpoczyna się na etapie zarodka, trwa w okresie rozwoju dziecka, aż do osiągnięcia dojrzałości – kiedy to zaczynają przeważać w organizmie procesy niszczenia komórek. I tak w rozwoju osobniczym człowieka kości występuje najpierw w formie błoniastej (mezenchymatycznej). Już jednak od czwartego do szóstego tygodnia życia zarodka powstają na tym podłożu odrębne ogniska chrzęstne; wytwarza się szkielet zbudowany z chrząstki szklistej, stanowiącej drugie wyższe stadium rozwojowe i wreszcie, poczynając od siódmego tygodnia, chrząstka zostaje stopniowo zastąpiona przez kość [L. 19]. Tworzy się szkielet kostny. Łącznotkankowe podłoże szkieletu, na którym powstają najpierw części chrzęstne, następnie zaś kostne, nie ginie jednak w całości, lecz zachowuje się częściowo jako błonka otaczająca kości (okostna) i chrząstki (ochrząstna) oraz jako połączenie kości ze sobą (np. w postaci torebki stawowej). Swobodną ruchomość szkieletu oraz poszczególnych odcinków ciała zapewniają stawy maziowe. U noworodka zakres ruchów jest prawie taki jak u „człowieka z gumy”. Wskutek niedostatecznego używania coraz bardziej kurczą się, w ciągu życia, torebki stawowe, a wraz z tym zmniejszają się możliwości ruchowe. Kierunki ruchów są zdeterminowane kształtem części kostnych stawu.

Niski współczynnik tarcia, funkcjonalność i niezawodność stawów od dawna zajmowały umysły uczonych. Jest na ten temat bardzo wiele opracowań teoretycznych i eksperymentalnych [L. 1, 2, 3, 4, 6, 7, 8, 9, 10, 12, 13, 14, 15, 20], które stawiają różne hipotezy dotyczące fenome-

nu, z jakim mamy do czynienia w stawach maziowych człowieka. Badania nad tym mechanizmem wydają się podzielone na dwie szkoły. Jedno podejście to próba dostosowania istniejących teorii smarowania do warunków panujących wewnątrz stawu. Realizacja tego podejścia polega na zastosowaniu w połączeniach maziowych teorii smarowania hydrodynamicznego (Higginson, Unsworth, Dowson, Wiercholski) lub elastohydrodynamicznego (Mow, Redler).

Drugim podejściem jest eksperymentalne zbadanie charakterystyki cieczy synowialnej i ocena jej funkcji tribologicznej. To podejście nie pomija ewentualnego istnienia mechanizmów smarowania nieuwzględnianych w rozwiązaniach mechanicznych (Swam, Hills, Butler, Williams, Stachowiak, Batchelor).

Na czym polega ten fenomen? Czy jego poznanie może wskazać kierunki rozwiązań konstrukcyjnych sztucznych stawów? Czy umiemy naśladować i uzyskać takie węzły tarcia, w których opory przemieszczania się elementów będą bardzo małe? Współczynnik tarcia będzie wynosił 0,001 przy niewielkich prędkościach 0,01–0,5 m/s i bardzo dużych naciśkach kontaktowych 20 MPa i więcej w warunkach ekstremalnych. A ponadto węzły tarcia będą funkcjonowały długo czasowo, a produkty zużycia ściernego będą minimalne. Te, które powstaną, będą unicestwiane.

CEL BADAŃ

Celem badań była analiza mechanizmu smarowania stawów. Obejmowała ona skojarzone działania polegające na: identyfikacji warunków tarcia w biołożyskach, modelowaniu 3D stawów z wykorzystaniem diagnostyki obrazowej oraz symulacji obciążeń, przemieszczeń, odkształceń i naprężeń z wykorzystaniem MES.

MATERIAŁ I METODA

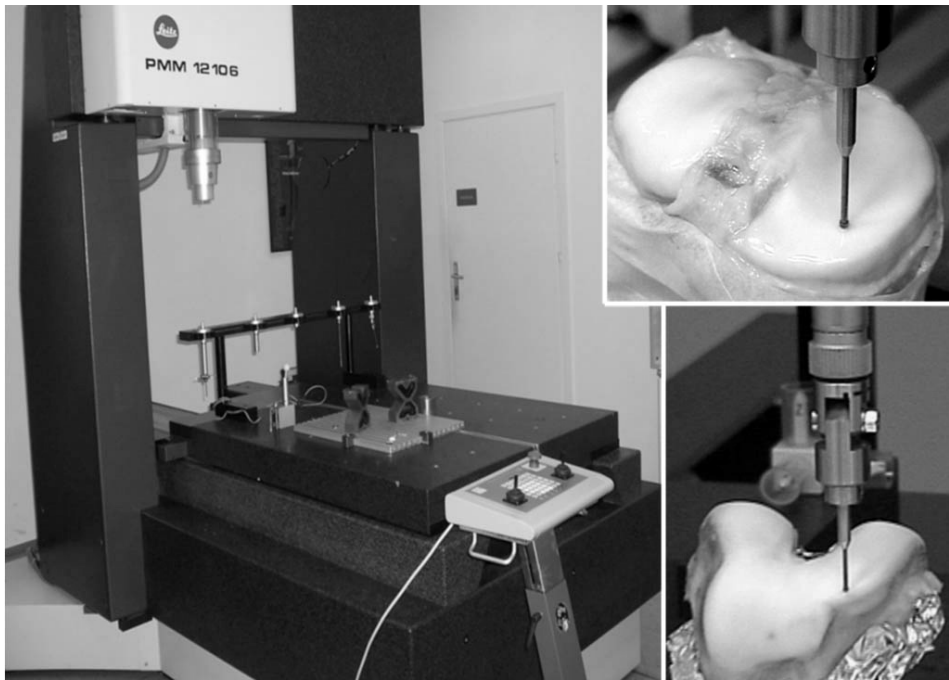
Materiałem do badań (za zgodą Komisji Bioetycznych) były wytypowane stawy z preparatów kawalerskich w przedziale wieku 30–40 lat.

Badano: stawy biodrowe, kolanowe i skokowe górne. Do badań wytypowano po 10 stawów każdego rodzaju. Nie posiadały one zmian patologicznych, wskazujących na proces chorobowy.

Metoda badań obejmowała następujące procedury:

- badania reologiczne i tribologiczne mazi stawowej z wykorzystaniem reometru oscylacyjnego Anton Paar,

- badania warstwy wierzchniej chrząstki stawowej z wykorzystaniem mikroskopii sił atomowych (AFM),
- wyznaczenie kształtu powierzchni stawowych z zastosowaniem współrzędnościowej maszyny pomiarowej (WMP) Leitz PMM 12106 (**Rys. 1**),
- diagnostykę obrazową z zastosowaniem tomografii komputerowej (TK) z wykorzystaniem spiralnego 64-warstwowego tomografu Siemens Somaton Cardiac,
- diagnostykę obrazową z zastosowaniem rezonansu magnetycznego (RM) z wykorzystaniem aparatu Magnetom Sonata Maestro Class,
- przeprowadzenie analizy obrazów TK i RM i wykonanie rekonstrukcji przestrzennych badanych stawów,
- modelowanie i badania symulacyjne z wykorzystaniem MES.



Rys. 1. Badanie kształtu powierzchni stawowych stawu kolanowego z wykorzystaniem WMP (m. preparat nr 1717)

Fig. 1. Investigation on the shape of the knee joint with the use of WMP (m. preparation no 1717)

WYNIKI BADAŃ I ICH OMÓWIENIE

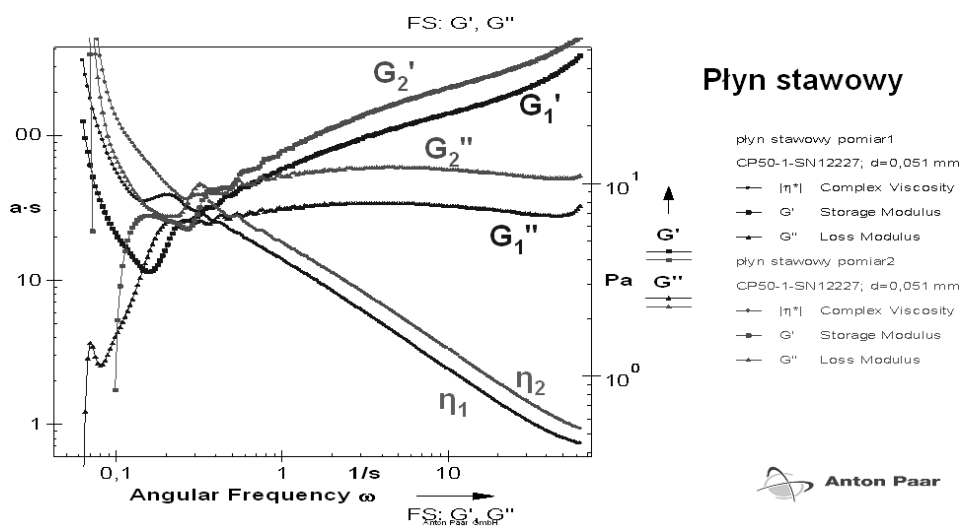
Dla identyfikacji warunków tarcia w stawach przeprowadzono szerokie badania dotyczące struktur stawowych: cieczy synowialnej, chrząstki szklistej i włóknistej, rozkładu grubości chrząstki na powierzchniach stawowych, kształtu powierzchni stawowych: chrzęstnych i kostnych, kształtu struktur wspomagających funkcjonowanie stawów, kształtu elementów stawowych wchodzących we współpracę oraz ich anatomii funkcjonalnej.

W opracowaniu przedstawiono tylko niektóre z wykonanych badań. Wydaje się jednak, że pozwolą one na udowodnienie tezy, że mechanizm smarowania stawów opiera się na współdziałaniu struktur stawowych, które mechanicznie i biologicznie są do tego przystosowane. Mechanizm ten nie ma replikacji w rozwiązaniach technicznych, które umiemy stworzyć.

We wstępnych badaniach reologicznych [L. 17] w warunkach ustalonego przepływu dla cieczy maziowej występowały zjawiska, które nie mogły być wyjaśnione w oparciu o jej właściwości lepkie. Dodatkowych informacji o zachowaniu się cieczy synowialnej dostarczyły eksperymenty reologiczne [L. 16, 17], które wskazywały na jej właściwości sprężyste. Należało zatem przeprowadzić badania, w których można było analizować właściwości sprężystolepkie cieczy synowialnej. Właściwości sprężystolepkie zależą od struktury płynu, aż do skali molekularnej – od budowy i sprężystości makromolekuł, od stopnia ich splątania, od rozkładu ich wymiarów, czyli stopnia polidispersji [L. 11]. Pomiarów naprężeń normalnych wykonano w badaniach oscylacyjnych (Rys. 2, 3).

Polegały one na poddaniu próbek cieczy synowialnej naprężeniu zmieniającemu się sinusoidalnie i odkształceniu sinusoidalnie przemiennemu. Takie testy z wykorzystaniem nowoczesnych reometrów firmy Anton Paar w układzie stożek–płytką, prowadzone przy małym odkształceniu, nie naruszały struktury cieczy synowialnej. Moduły G' i G'' charakteryzują odpowiednio sprężystą i lepłą reakcję płynu maziowego na wymuszenia. Im krótszy czas odkształcenia, czyli większa jego szybkość, tym wyraźniej ujawniają się właściwości sprężyste cieczy synowialnej. Na podstawie przeprowadzonych badań właściwości reologicznych cieczy synowialnej stwierdzono, że dominujące znaczenie ma zjawisko sprężystolepkości. Jej przepływ, nawet przy bardzo małych wymuszeniach, generował naprężenia normalne – prostopadłe do powierzchni, na którą działają. Były one wywołane sprężystą deformacją cząsteczek płynu

w warunkach kompresji, przesuwanie się między sobą powierzchni stawowych i ścinaniem cieczy synowialnej, która wypełniała jamę stawową. Naprężenia normalne odpychały te powierzchnie i nie pozwalały na ich kontakt. Zabezpieczały tym samym chrząstkę stawową przed destrukcyjnym działaniem wymuszeń lokomocyjnych.

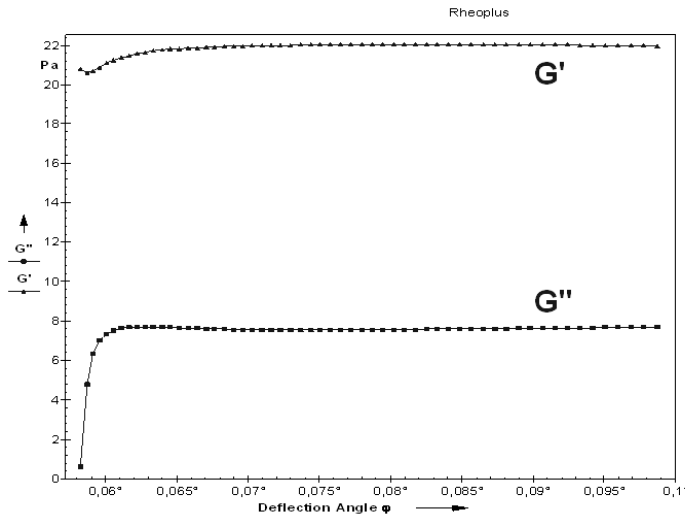


Rys. 2. Reologiczne pomiary oscylacyjne płynu maziowego przy zmiennej częstotliwości i stałym odkształceniu

Fig. 2. Rheological oscillatory measurements of the synovial fluid, variable frequency and steady deformation

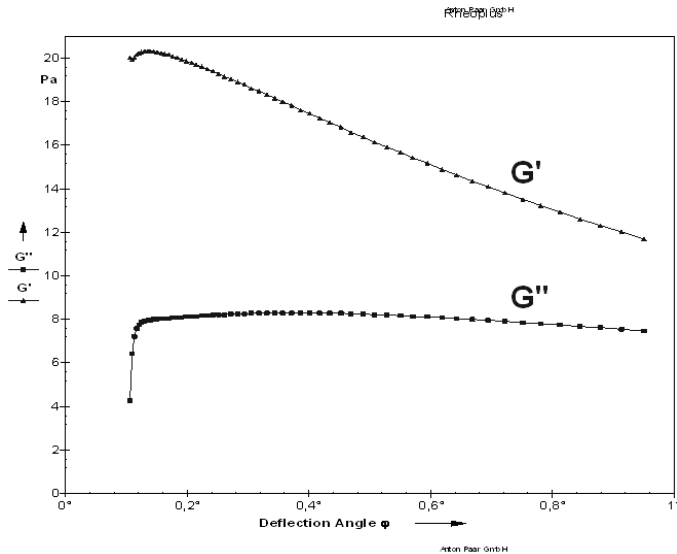
Wykonano badania tribologiczne mazi stawowej i preparatu do wiskosuplementacji w reometrze Anton Paar w pomiarach oscylacyjnych w układzie stożek–płytką (**Rys. 4**). Współczynniki tarcia (w zależności od czasu) w płynie stawowym oraz w preparacie do wiskosuplementacji wykazywały charakter silnie opadający. W płynie stawowym współczynniki tarcia zmieniały się w przedziale od 0,1 – dla rozpoczęcia badania – do 0,035 w warunkach ustabilizowanych. W płynie do wiskosuplementacji stwierdzono niższe wartości współczynnika tarcia w przedziale 0,034 – dla momentu rozpoczęcia oscylacji – do 0,021 pod koniec badania.

Aby ocenić powierzchnie wchodzące we współpracę wykonano badania warstwy wierzchniej chrząstki stawowej szklistej i włóknistej w soli fizjologicznej [**L. 18**]. Do tych pomiarów wykorzystano AFM.



Płyn stawowy

płyn stawowy
 CP50-1-SN12227; d=0,051 mm
 —●— G'' Loss Modulus
 —▲— G' Storage Modulus



Preparat Visco

preparat stawowy visco...
 CP50-1-SN12227; d=0,051 mm
 —●— G'' Loss Modulus
 —▲— G' Storage Modulus



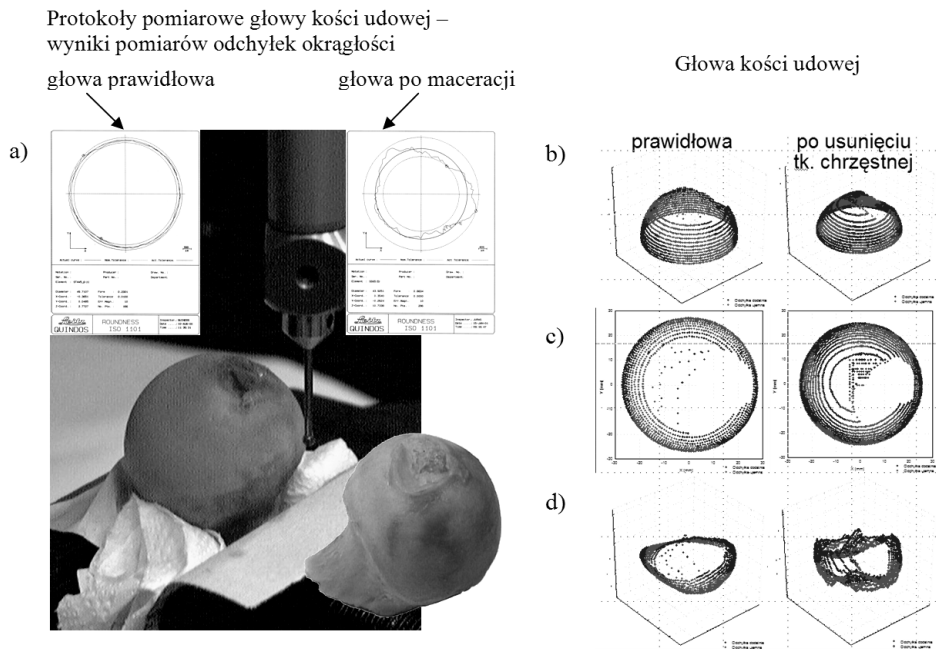
Rys. 3. Reologiczne pomiary oscylacyjne płynu maziowego i preparatu do wiskosuplementacji przy zmiennym odkształceniu i stałej częstotliwości

Fig. 3. Rheological oscillatory measurements of synovial fluid and a preparation for viscosupplementation, variable deformation and steady frequency

Przedstawiony stereometryczny obraz chrząstki włóknistej (**Rys. 5**) pochodzącej z łąkotki stawu kolanowego był reprezentatywny dla innych struktur chrzęstnych wchodzących we współpracę biotribologiczną. Stanowił go regularny i jednolity układ pofalowań. Maksymalna wysokość chropowatości S_y zmieniała się w przedziale 435 nm do 800 nm, średnie

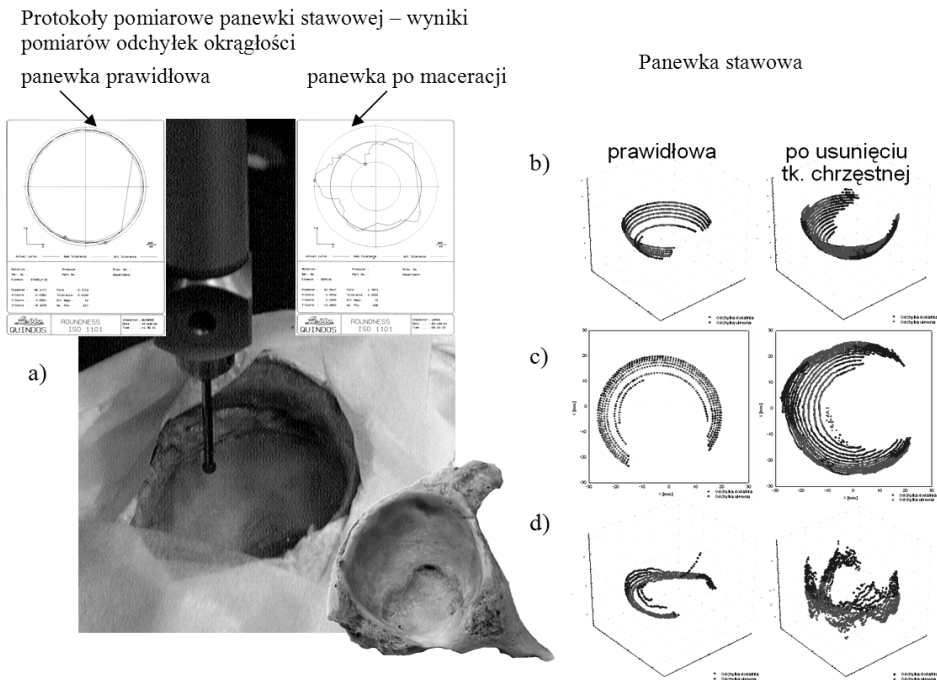
arytmetyczne odchylenie profilu chropowatości od linii średniej S_a – w przedziale 38 nm do 83 nm, a średnie kwadratowe odchylenie powierzchni S_q (RMS) – w przedziale 53 nm do 103 nm.

Ocena mechanizmu smarowania stawów była możliwa po wyznaczeniu makro kształtów elementów stawowych oraz po wyznaczeniu rozkładów grubości chrząstki na powierzchniach stawowych. Wyznaczenie tych przestrzennych kształtów wykonano w badaniach na WMP dla stawów biodrowych, kolanowych i skokowych górnych. W opracowaniu przedstawiono badania, w których wyznaczono kształt głowy kości udowej (**Rys. 6**) i kształt panewki stawu biodrowego (**Rys. 7**). Są to wyniki analizy kształtu stawu prawidłowego oraz po maceracji tkanki chrzęstnej.



Rys. 6. Badanie na WMP kształtu głowy kości udowej (m. l. 40 b.p.) pokrytej tkanką chrzęstną oraz po maceracji chrząstki: a) procedura badawcza; b), c) wyniki pomiarów kształtu – rozmieszczenie punktów pomiarowych z oznaczeniem odchyłek + i – (układ 3D i 2D); d) wartości odchyłek kształtu w poszczególnych punktach pomiarowych

Fig. 6. Research with the use of WMP of the shape of the femur ball (m. l. 40 b.p.) covered with cartilage tissue and after maceration of the cartilage: a) research procedure; b), c) shape measurement results – layout of measurement points with defining + and – deviations (2D and 3D system); d) values of shape deviations in particular measurement points



Rys. 7. Badanie na WMP kształtu panewki stawu biodrowego (m. l. 40 b.p.) pokrytej chrząstką oraz po maceracji chrząstki: a) procedura badawcza; b), c) wyniki pomiarów kształtu – rozmieszczenie punktów pomiarowych z oznaczeniem odchyłek + i – (układ 3D i 2D); d) wartości odchyłek kształtu w poszczególnych punktach pomiarowych

Fig. 7. Research with the use of WMP of the shape of the hip joint socket (m. l. 40 b.p.) covered with cartilage and after maceration of the cartilage: a) research procedure; b), c) shape measurement results – layout of measurement points with defining + and – deviations (2D and 3D system); d) values of shape deviations in particular measurement points

Istotną informacją otrzymaną w wyniku pomiarów było rozmieszczenie punktów pomiarowych o dodatnich i ujemnych odchyłkach kształtu. Na podstawie wyników pomiaru odchyłek kształtu kulistości głowy i panewki stawu biodrowego można zauważyć wyraźne występowanie obszarów o odchyłkach dodatnich i ujemnych. W przypadku głowy kości udowej odchyłki te zawierają się przemiennie w czterech obszarach o zbliżonej powierzchni, rozmieszczone symetrycznie względem osi szyjki kości udowej. W przypadku powierzchni księżycowatej obszary odchyłek dodatnich i ujemnych rozmieszczone są pierścieniowo, przy czym obszary te są przesunięte względem siebie. Tak ukształtowane powierzchnie robocze stawu biodrowego człowieka wykazują falistą zmi-

nę grubości szczeliny przy ruchu względem dowolnej osi. Bezpośrednio pod warstwą chrzęstną na głowie kości udowej i panewce znajduje się zwapniała warstwa kostna. Badania odchyłek kształtu od kuli średnio-kwadratowej warstwy kostnej głowy kości udowej oraz warstwy kostnej powierzchni księżycowatej panewki wykazały również występowanie obszarów o odchyłkach dodatnich i ujemnych. W obu przypadkach obszary te rozmieszczone są pierścieniowo oraz występuje między nimi przesunięcie. W głowie kości udowej grubość tkanki chrzęstnej zawierała się w przedziale 0,9 mm do 2,1 mm, przy czym wyłożenie tkanką chrzęstną głowy było specyficzne – charakterystyczne dla badanych stawów prawidłowych – i zmieniało się przyjmując postać grubszą lub cieńszą. W panewce grubość tkanki chrzęstnej zmieniała się w przedziale 0,5 mm do 2,1 mm. Wyznaczony rozkład tkanki chrzęstnej był charakterystyczny dla badanych stawów biodrowych. Takie faliste ukształtowanie powierzchni stawowych oraz zróżnicowany rozkład grubości chrząstki na tych powierzchniach mają zasadniczy wpływ na brak kongruencji w warunkach współpracy oraz wytworzenie przestrzennego układu klinów smarnych wypełnionych cieczą synowialną.

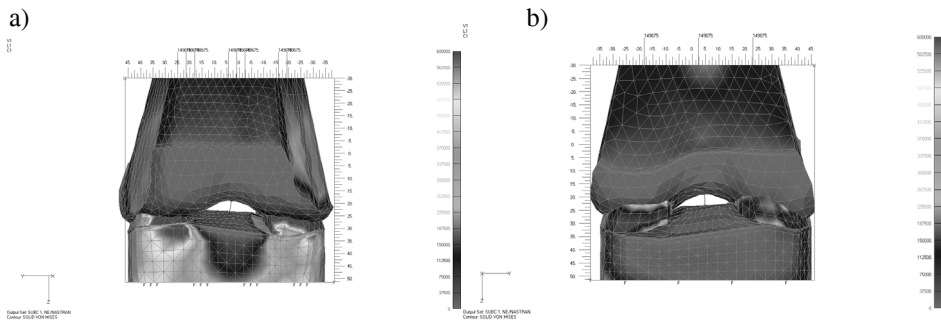
Dla oceny mechanizmu smarowania w warunkach klinicznych opracowano algorytm postępowania, który wykorzystuje badania diagnostyczne TK i RM do wirtualnej rekonstrukcji stawów, modelowania i symulacji naprężeń, przemieszczeń i odkształceń przy wykonywaniu czynności lokomocyjnych. Po wykonaniu badań diagnostycznych (**Rys. 8**) przeprowadzana jest analiza obrazów – skanów w programie Amira lub Mimics i tworzone jest przestrzenne odwzorowanie struktur kostnych i chrzęstnych badanego stawu. Na podstawie opracowanego programu następuje transformacja do programu Femap – NE Nastran. Uzyskuje się model numeryczny, na który nakłada się warunki brzegowe [**L. 5**] i po wprowadzeniu parametrów wytrzymałościowych tkanek przeprowadza się analizę biomechaniczną.

W zamodelowanym obiekcie badań (**Rys. 9**) analizowano warunki przeniesienia obciążeń. Naprężenia zredukowane, określone na podstawie hipotezy Hubera-Missesa-Hencky'ego (HMH) były zróżnicowane w strukturze stawu, a ich maksymalne wartości dochodziły do 7 MPa. Naprężenia o maksymalnych wartościach występowały w łąkotkach i strefach podchrzęstnych kości piszczelowej – 6–7 MPa. Naprężony był również obszar podchrzęstny kości udowej – 4,5–5 MPa. Występowało wyraźne zróżnicowanie naprężeń w warstwie chrzęstnej i strukturze



Rys. 8. Przykładowe obrazy MR stawu kolanowego (m. preparat 1717) w projekcjach czołowych, które wykorzystano do rekonstrukcji przestrzennej stawu kolanowego

Fig. 8. Exemplary MR images of the knee joint (m. preparation 1717) in front projections, which were used in knee joint spatial reconstruction



Rys. 9. Rozkład naprężeń zredukowanych w modelu prawidłowego stawu kolanego (m. preparat nr 1717) kolano w pozycji wyprostnej: a) widok z przodu, b) widok z tyłu

Fig. 9. Reduced stress distribution in the normal knee joint model (m. preparation no. 1717), knee upright position: a) front view; b) rear view

kostnej w kości udowej i kości piszczelowej. Struktury chrzęstne miały znacznie mniejsze wartości naprężeń – 1,5–1,8 MPa niż struktury kostne zarówno w obszarze kontaktu jak i poza tym obszarem. W strefie międzykłykciowej kości udowej oraz na wyniosłości międzykłykciowej piszczeli można było zauważyć minimalne naprężenia. Lokalizacja stref o bardzo małych naprężeniach była charakterystyczna dla bliskości przebiegu więzadeł.

WNIOSKI

Badania struktur stawowych pozwoliły na analizę procesu smarowania, który może być określony bioelastohydrodynamicznym smarowaniem (BEHL) i w zasadniczy sposób wyróżnia się od mechanizmów analizowanych dotychczas.

Dominujące znaczenie mają w nim dwa zjawiska:

- Fenomen wynikający z właściwości strukturalnych i biochemicznych płynu synowialnego, w którym występuje utwardzanie odkształcaniem w połączeniu z występowaniem naprężeń normalnych. Eksperymenty i badania wykazały, że nie jest to proces, który obserwuje się w mineralnych czy syntetycznych mediach smarujących polegający na zwiększeniu lepkości wraz ze wzrostem ciśnienia. Generowanie naprężeń normalnych w cieczy synowialnej jest znacznie bardziej efektywne i wynika z biologicznej struktury płynu.

- Efekt wynikający z geometrii węzła tarcia, polegający na przejściu obciążenia przez ciśnienie generowane w układzie klinów smarnych utworzonych poprzez anatomiczny kształt powierzchni roboczych. Kształty powierzchni stawowych zapewniają istnienie szczelin takich, że w trakcie obciążania oraz wykonywania czynności lokomocyjnych nie są one symetryczne względem osi obrotu, a chwilowy środek obrotu przyjmuje różne położenia.

W wielowarstwowej budowie stawu występuje falista zmiana kształtu powierzchni chrzęstnych, falista zmiana kształtu powierzchni kostnych oraz falista zmiana grubości tkanki chrzęstnej. Budowa ta oraz różne parametry wytrzymałościowe warstw wpływają na mechanizm smarowania. Analiza odkształceń, przemieszczeń i naprężeń w biołożysku potwierdza, że chrząstka stawowa, którą wyłożone są powierzchnie robocze głowy i panewki stawu, aktywnie uczestniczy w jego smarowaniu. Obciążenia zewnętrzne i wewnętrzne wskazują, że biołożysko pozostaje w równowadze fizycznej dzięki występowaniu warstw chrzęstnych. Naprężenia amortyzowane w chrząstce przenoszone są do wnętrza struktur kostnych, które są znacznie bardziej wytrzymałe i biologicznie przystosowane do remodelingu pod wpływem obciążeń. Zjawisko przejmowania obciążeń przez struktury wewnętrzne występuje zarówno w głowie kości udowej, jak i w panewce. Można powiedzieć, że kształt stawu i jego anatomiczna i fizjologiczna wielowarstwowa budowa, gwarantują odporność na działanie sił zewnętrznych.

LITERATURA

1. Ateshian G. A.: A Theoretical formulation for boundary friction in articular cartilage. *J. Biomech. Eng.* 119:81–86, 1997.
2. Ateshian G. A., Hung C.T.: Patellofemoral joint biomechanics and tissue engineering. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 436:81–90, 2005.
3. Ateshian G. A., Lai W. M. Zhu, Mow V. C.: An asymptotic solution for the contact of two biphasic cartilage layers. *J. Biomech.* 27:1347–1360, 1994.
4. Balazs E. A.: Viscoelastic properties of hyaluronic acid and biological lubrication. *Univ. Mich. Med. Cent. J.* 255–259, 1968.
5. Będziński R., Ścigała K.: Biomechanika stawu biodrowego i kolanowego, tom 5 Biocybernetyka i inżynieria rehabilitacyjna. red. tomu Będziński R. Akademska Oficyna Wydawnicza Exit, Warszawa 2004.
6. Blacke, D. R., Merry P., Unsworth J., Kidd B. L., Outhwaite J. M., Ballard R., Morris C. J., Gray L., Lunec J.: Hypoxic – reperfusion injury in the inflamed human joint: *Lancet* 1:289–293, 1989.

7. Bujurce N. M, Kudenatti R. B., Awati V. B.: Effect of surface roughness on squeeze film poroelastic bearings with special reference to synovial joints. *Math. Biosci.* 209:76–89, 2007.
8. Burcan J., Cwanek J., Gierzyńska-Dolna M., Korzyński M.: Tribologiczne aspekty smarowania naturalnych stawów człowieka, *Trybologia*, 1996, 4, 321–337.
9. Burcan J.: Wybrane zagadnienia biołożysk, *Mechanika w medycynie*, Rzeszów 2008.
10. Clark J. M, Norman A. G., Kaab M. J, Notzli H. P.: The surface contour of articular cartilage in an intact, loaded joint. *J. Anat* 195 (Pt 1): 45–56, 1999.
11. Dziubiński M., Kiliański T., Sęk J.: *Podstawy reologii i reometrii płynów*, Wyd. Politechniki Łódzkiej, Łódź 2009.
12. Forcey R. W., Fisher J. Thompson J. Stone M. H, Bell C, Ingham E.: The effect of hialuronic acid and phospholipid based lubricant on friction within a human cartilage damage model. *Biomaterials* 27:4581–4590, 2006.
13. Graindorge S., Ferrandez W., Ingham E., Jin Z, Twigg P. Fisher J.: The role of surface amorphous layer of articular cartilage in joint burication. *Proc. Inst. Mech. Eng.* 220:597–607, 2006.
14. Jin Z. N., Dowson D., Fisher J.: The effect of porocity of articular cartilage on the lubrication of a normal human hip joint. *Proc. Inst. Mech. Eng.* 206:117–124, 1992.
15. Mow V. C., Lai W. M., Redler I.: Some surface characteristics of articular cartilage. I. Ascanning electron microscopy study and theoretical model for the dynamic interaction of synovial fluid and articular cartilage. *J. Biomech.* 7:449–456, 1974.
16. Ryniewicz A. M.: Analiza geometrii strefy współpracy biołożysk w aspekcie tribologii i choroby zwyrodnieniowej stawów oraz opracowanie teoretycznych podstaw do konstrukcji endoprotez. Projekt badawczy nr 5T07B 00124 KBN 2006,
17. Ryniewicz A. M.: Analiza mechanizmu smarowania stawu biodrowego człowieka. Monografia nr 111, ISSN 0867–6631 UWND AGH Kraków 2002.
18. Ryniewicz A.M., Ryniewicz A., Lekka M.: Analiza warstwy wierzchniej chrząstki stawowej z zastosowaniem nowoczesnych technik mikroskopowych, *Przegląd Lekarski*, 64, 2007, 140–146.
19. Skawina A.: Angiomorfologia nasady i przynasady bliższej kości udowej człowieka w rozwoju prenatalnym, praca habilitacyjna, Akademia Medyczna, Kraków 1992.
20. Smidt T. A. Sah R. L.: Effect of synovial fluid on boundary lubrication of articular cartilage.: *Oscearthritic Cartilage.* 15:35–47, 2007.

Recenzent:
Jan BURCAN

Summary

The problem concerned with the explanation of a perfect lubrication mechanism is presented in this research. This mechanism has neither been described nor used in any other bearing nodes so far. The major consideration has been based on the identification of friction conditions and lubrication in proper hip joints. The study includes three-dimensional determination of the geometric configuration of cooperating hip joint surfaces, the shape of joint gap, multilayer cartilaginous and bone structures, and additional cartilage structures supporting the lubrication. In the lubrication process, the important role intercepts synovial fluid for which there were made reological and tribological tests. The modelling and simulation of contact using finite element methods (FEM) were made. This simulation shows the mechanism other than in technical condition lubrication. Such a mechanism is characteristic of human hip joints.