

Analiza mechanizmu smarowania stawów człowieka w badaniach in vitro oraz in vivo

Streszczenie. Celem opracowania było wyjaśnienie doskonałego mechanizmu smarowania w stawach prawidłowych na podstawie badań reologicznych cieczy synowialnej oraz identyfikacji struktur i kształtu powierzchni stawowych. Proces smarowania stawów może być określony bioelastohydrodynamicznym smarowaniem. Wyróżnia się generowaniem naprężeń normalnych w cieczy synowialnej oraz efektem wynikającym z geometrii biołożyska, który polega na przejęciu obciążeń przez ciśnienie w układzie anatomicznych klinów smarnych.

Abstract. The aim of the study was to clarify the perfect mechanism of lubrication in the normal joints on the basis of synovial fluid rheology and the identification of structures and shape of the articular surfaces. The lubrication of joints can be determined bioelastohydrodynamic lubrication. Distinguished by generation of normal stresses in the synovial fluid and the effect resulting from the geometry of biobearing, which consists of the acquisition by the load pressure in the anatomical wedges lubricants. (*Analysis of lubrication mechanism of human joints in vitro and in vivo*).

Słowa kluczowe: Biołożyska, smarowanie, kształty anatomiczne, kliny smarne, chrząstka, płyn maziowy.

Keywords: Biobearings, lubrication, anatomical shapes, wedges lubricating, cartilage, synovial fluid.

doi:10.12915/pe.2014.05.33

Wprowadzenie

W pracy 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. Autorzy wyrażają nadzieję, że przeprowadzone rozważania będą stanowiły wskazanie do zmniejszenia dystansu między absolutną doskonałością naturalnych stawów i niedoskonałością różnorodnych konstrukcji stawów sztucznych, które (pomimo swoich niedoskonałości) mogą uchronić wielu pacjentów przed inwalidztwem. Rozważania 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. W procesie smarowania ważną rolę przejmującej cieczy maziowej, dla której przeprowadzono badania reologiczne. Dokonano modelowania i symulacji kontaktu struktur stawowych z wykorzystaniem metody elementów skończonych (MES). Badania identyfikacyjne i numeryczne wskazały na odrębny niż w warunkach technicznych mechanizm smarowania – charakterystyczny dla stawów człowieka.

Celem opracowania było wyjaśnienie doskonałego mechanizmu smarowania w stawach prawidłowych na podstawie badań reologicznych cieczy synowialnej i identyfikacji struktur oraz kształtu powierzchni stawowych.

Fenomen mechanizmu smarowania stawów człowieka

Istnieje na ten temat bardzo wiele opracowań teoretycznych i eksperymentalnych, które stawiają różne hipotezy dotyczące fenomenu, z jakim mamy do czynienia w stawach maziowych człowieka. Badania nad tym mechanizmem wydają się reprezentować dwa podejścia.

Pierwszym podejściem jest próba dostosowania istniejących teorii smarowania do warunków panujących wewnątrz stawu. Realizacja tego sposobu polega na zastosowaniu do połączeń maziowych teorii smarowania hydrodynamicznego (Higginson, Unsworth, Dowson, Wierzholski) lub elastohydrodynamicznego (Mow, Redler).

Drugim podejściem jest eksperymentalne zbadanie warstwowej struktury stawów, warstwy wierzchniej i charakterystyki cieczy synowialnej oraz ocena funkcji

tribologicznej (Swam, Hills, Butler, Williams, Stachowiak, Batchelor, Ryniewicz).

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 naciskach kontaktowych 20 MPa i więcej w warunkach ekstremalnych. A ponadto węzły tarcia będą funkcjonowały długo czasowo, a produkty zużycia ściernego będą minimalne, a te które powstaną będą unicestwiane.

Analiza mechanizmu smarowania stawów obejmowała skoordynowane działania polegające na: identyfikacji warunków tarcia w biołożyskach na podstawie pomiarów reologicznych, współrzędnościowych oraz badań obrazowych, modelowanie 3D stawów z wykorzystaniem diagnostyki obrazowej oraz symulacji obciążeń, przemieszczeń, odkształceń i naprężeń z wykorzystaniem MES.

Materiał badań

Materiałem do badań, za zgodą Komisji Bioetycznych [1,2] były wytypowane stawy z preparatów kadawerskich w przedziale wieku 30-40 lat.

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

Metoda badań obejmowała następujące procedury:

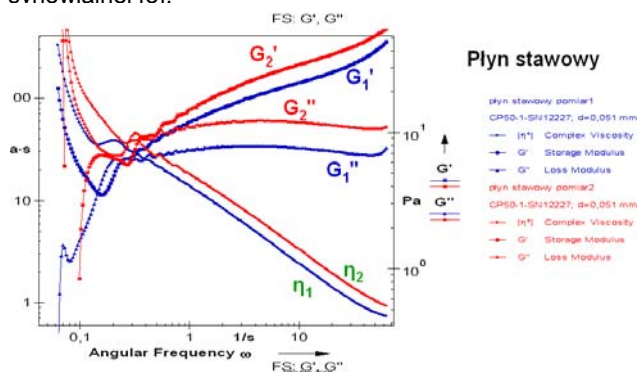
- 1) badania reologiczne mazi stawowej z wykorzystaniem reometru oscylacyjnego Anton Paar,
- 2) badania warstwy wierzchniej chrząstki stawowej z wykorzystaniem mikroskopii sił atomowych (AFM) oraz skaningowej mikroskopii elektronowej (SEM) (mikroskop elektronowy IOEL 5400 współpracujący z mikroanalizatorem dyspersji promieniowania rentgenowskiego (EDS) LINK ISIS),
- 3) wyznaczenie kształtu powierzchni stawowych z zastosowaniem współrzędnościowej maszyny pomiarowej (WMP) Leitz PMM 12106,
- 4) diagnostykę obrazową z zastosowaniem tomografii komputerowej (CT) z wykorzystaniem spiralnego 64-warstwowego tomografu Siemens Somatom Cardiac,

- 5) diagnostykę obrazową z zastosowaniem tomografu rezonansu magnetycznego (MR) z wykorzystaniem aparatu Magnetom Sonata Maestro Class,
- 6) przeprowadzenie analizy obrazów CT i MR i wykonanie rekonstrukcji przestrzennych badanych stawów,
- 7) modelowanie i badania symulacyjne z wykorzystaniem MES.

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.

Wyniki badań i dyskusja

Badania oscylacyjne cieczy synowialnej polegały na poddaniu próbek cieczy naprężeniom zmieniającym się sinusoidalnie i odkształceniom sinusoidalnie przemiennym. Takie testy z wykorzystaniem nowoczesnych reometrów firmy Anton Paar w układzie stożek – płytka, prowadzone przy małym odkształceniu, nie naruszały struktury cieczy synowialnej. Pomiary naprężeń normalnych wykonano w badaniach oscylacyjnych opartych na międzynarodowych standardach dla geometrii układów pomiarowych reometrów ISO 3219 (rys.1). Zachowawczy moduł G' reprezentował ilość energii zmagazynowanej przez próbkę i był miarą właściwości sprężystych, a moduł stratności G'' związany był z rozpraszaniem energii i charakteryzował właściwości lepkie płynu maziowego. Im krótszy był czas odkształcenia, czyli im większa była jego szybkość, tym wyraźniej ujawniały się właściwości sprężyste cieczy synowialnej [3].

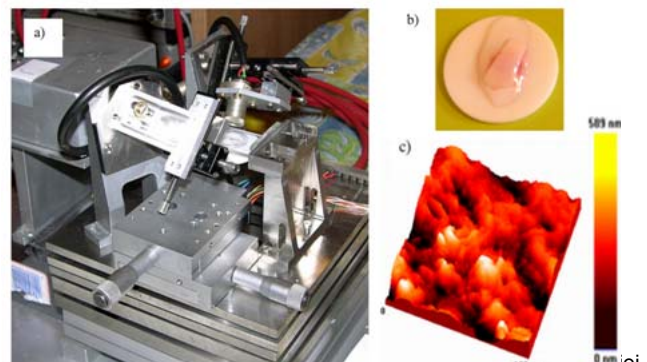


Rys. 1. Reologiczne pomiary oscylacyjne płynu maziowego przy zmiennej częstotliwości i stałym odkształceniu

Na podstawie badań właściwości reologicznych cieczy synowialnej stwierdzono, że dominujące znaczenie ma zjawisko sprężystolepkości. Jej obecność w węźle, nawet przy bardzo małych wymuszeniach powodowała generowanie naprężeń normalnych – prostopadłych do powierzchni, na którą działały. Były one wywołane sprężystą deformacją cząsteczek płynu w warunkach kompresji, przemieszczania się między sobą powierzchni stawowych i ścinaniem cieczy synowialnej, która wypełniała jamę stawową. Naprężenia normalne odpychały te powierzchnie i nie pozwalały na kontakt. Zabezpieczały tym samym chrząstkę stawową przed destrukcyjnym działaniem wymuszeń lokomocyjnych.

Aby ocenić morfologię powierzchni wchodzących we współpracę, wykonano badania warstwy wierzchniej chrząstki stawowej z wykorzystaniem AFM [4] (rys.2). Przedstawiony stereometryczny obraz chrząstki włóknistej 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 od 435 nm do 800 nm, średnie arytmetyczne odchylenie profilu chropowatości od linii średniej S_a – w przedziale od 38 nm do 83 nm, a średnie kwadratowe odchylenie powierzchni S_q (RMS) – w przedziale od 53 nm do 103 nm.

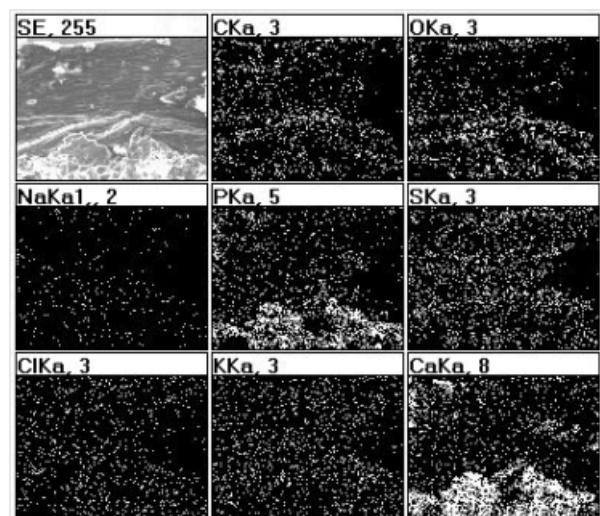


chrząstki: a) stanowisko badawcze; b) próbka przygotowana do badań; c) przykładowy obraz stereometryczny warstwy wierzchniej chrząstki włóknistej (łąkotka) ze stawu kolanowego

Dalszym etapem analizy były badania przekrojów przez chrząstkę głowy kości udowej i chrząstkę panewki. Analizy przeprowadzono etapowo pobierając próbki z różnych obszarów (rys.3). W przekrojach tych wyraźnie widoczna była tkanka chrzęstna pokrywająca tkankę kostną. We wszystkich obszarach widoczne było zróżnicowanie grubości tkanki chrzęstnej w zależności od usytuowania na powierzchni stawowej [5,6].

Ocena mechanizmu smarowania stawów była możliwa po wyznaczeniu makroształtów elementów stawowych oraz po wyznaczeniu rozkładów grubości chrząstki na powierzchniach stawowych. Wyznaczenie tych parametrów wykonano w badaniach preparatów kadawerskich na WMP dla stawów kolanowych (rys.4), biodrowych (rys.5 i 6) i skokowych górnych [3,6,7].

W pracy przedstawiono wyniki badań, w których wyznaczono kształt głowy kości udowej (rys.5) i kształt panewki stawu biodrowego (rys.6). Wyniki obejmowały analizy kształtu stawu prawidłowego oraz kształtu po maceracji tkanki chrzęstnej. Istotną informacją otrzymaną w wyniku pomiarów było rozmieszczenie punktów o dodatnich i ujemnych odchyłkach kształtu.

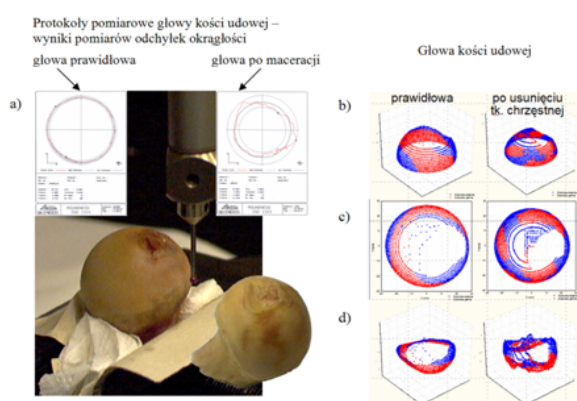


Rys.3 Obraz SEM wraz z analizą pierwiastkową – przekrój przez powierzchnię stawową

Na podstawie wyników pomiaru odchyłek kształtu kulistości głowy i panewki stawu biodrowego, można było zauważyć wyraźne występowanie obszarów o odchyłkach dodatnich i ujemnych. W przypadku głowy kości udowej odchyłki te zawierały się przemienne w czterech obszarach o zbliżonej powierzchni, rozmieszczonych symetrycznie względem osi szyjki kości udowej. W przypadku powierzchni księżycowatej panewki obszary odchyłek dodatnich i ujemnych rozmieszczone były pierścieniowo, przy czym obszary te były przesunięte względem siebie. Tak ukształtowane powierzchnie stawowe w stawie biodrowym człowieka wykazywały falistą zmianę grubości szczeliny przy ruchu względem dowolnej osi. Bezpośrednio pod warstwą chrzęstną na głowie kości udowej i panewce znajdowała się zwapniała warstwa kostna. Badania odchyłek kształtu 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 były pierścieniowo oraz występowało między nimi przesunięcie. W głowie kości udowej grubość tkanki chrzęstnej zawierała się w przedziale od 0,9 mm do 2,1 mm, przy czym rozkład tkanki chrzęstnej głowy był charakterystyczny i podobny dla wszystkich zbadanych stawów. W panewce grubość tkanki chrzęstnej zmieniała się w przedziale od 0,5 mm do 2,1 mm, przy czym wyznaczony rozkład tkanki chrzęstnej był charakterystyczny dla zbadanych stawów [2,3,7-9].



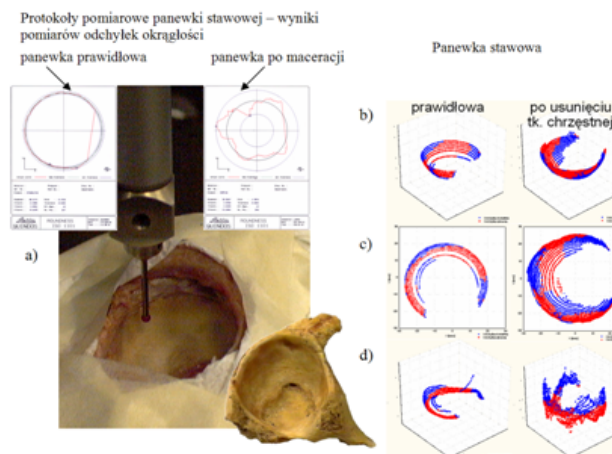
Rys.4 Badanie z wykorzystaniem WMP kształtu powierzchni stawowych stawu kolanowego (m. preparat nr 1717)



Rys.5 Badanie na WMP kształtu głowy kości udowej (m. l. 40 b.p.) pokrytej prawidłową tkanką chrzęstną oraz głowy kości 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

Wyznaczone kształty powierzchni stawowych w stawie biodrowym wskazują na charakterystyczne faliste

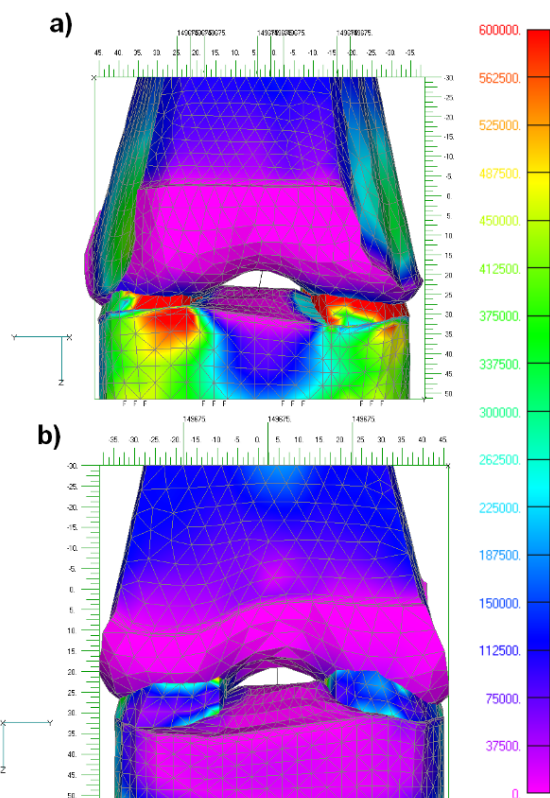
ukształtowanie powierzchni głowy kości udowej oraz charakterystyczne faliste ukształtowanie powierzchni księżycowatej panewki, a także charakterystyczny zróżnicowany rozkład grubości chrząstki na tych powierzchniach. Taka budowa anatomiczna prawidłowych powierzchni stawowych miała zasadniczy wpływ na brak kongruencji w warunkach współpracy oraz na wytworzenie przestrzennego układu klinów smarnych, które w warunkach fizjologicznych wypełnione były cieczą synowialną. To szczególne ukształtowanie makropowierzchni stawowych oraz nieregularny rozkład grubości chrząstki na tych powierzchniach w konfrontacji z piśmiennictwem okazały się zupełnie nowym zagadnieniem.



Rys.6 Badanie na WMP kształtu prawidłowej panewki stawu biodrowego (m. l. 40 b.p.) pokrytej chrząstką oraz panewki 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

Dla oceny kształtu i mechanizmu smarowania stawów opracowano algorytm postępowania, który wykorzystuje badania diagnostyczne CT i MR do wirtualnej rekonstrukcji stawów, modelowania i symulacji naprężeń, przemieszczeń i odkształceń przy wykonywaniu czynności lokomocyjnych. Po wykonaniu badań obrazowych przeprowadzana była analiza obrazów – skanów w programie Amira i wykonywano przestrzenne odwzorowanie struktur kostnych i chrzęstnych badanego stawu oraz szpary stawowej [6,10-15]. Na podstawie opracowanego programu przeprowadzono transformację do programu Femap – NE Nastran. W utworzonych modelach numerycznych wprowadzono warunki brzegowe oraz parametry wytrzymałościowe i dokonywano analiz biomechanicznych. W zamodelowanym obiekcie badań analizowano warunki przeniesienia obciążeń (rys.7).

Naprężenia zredukowane, określone na podstawie hipotezy Hubera-Missesa-Hencky'ego (HMH) były zróżnicowane w strukturze stawu kolanowego, a ich maksymalne wartości dochodziły do 7 MPa. Naprężenia o maksymalnych wartościach występowały w łąkotkach i strefach podchrzęstnych kości piszczelowej od 6 MPa do 7 MPa, kości udowej od 4,5 MPa do 5 MPa. Występowało wyraźne zróżnicowanie naprężeń w warstwie chrzęstnej i strukturze kostnej w kości udowej i kości piszczelowej. Struktury chrzęstne miały znacznie mniejsze wartości naprężeń od 1,5 MPa do 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.



Rys.7 Rozkład naprężeń zredukowanych w modelu prawidłowego stawu kolanowego (m. preparat nr 1717) kolano w pozycji wyprostnej: a) widok z przodu, b) widok z tyłu

Podsumowanie

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

Dominujące znaczenie odgrywają w nim dwa zjawiska:

1. Fenomen wynikający z właściwości strukturalnych i biochemicznych płynu synowialnego, w którym występuje utwardzanie okształcaniem 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.

2. Efekt wynikający z geometrii węzła tarcia, który polega 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 chrząstnych, falista zmiana kształtu powierzchni kostnych oraz falista zmiana grubości tkanki chrząstnej. Budowa ta oraz optymalne parametry wytrzymałościowe warstw wpływają na mechanizm smarowania. Analiza odkształceń, przemieszczeń i

naprężeń w biołożysku potwierdza, że chrząstka, którą wyłożone są powierzchnie stawowe, aktywnie uczestniczy w jego smarowaniu. Obciążenia zewnętrzne i wewnętrzne wskazują, że biołożysko pozostaje w równowadze fizycznej dzięki występowaniu warstw chrząstnych. 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 we wszystkich analizowanych stawach. Można powiedzieć, że kształt stawu oraz jego anatomiczna i fizjologiczna wielowarstwowa budowa gwarantują odporność na działanie sił zewnętrznych.

LITERATURA

- [1] Opinia nr 146 KBL/OIL/2003 z dnia 11 czerwca 2003 r. Komisji Bioetycznej przy Okręgowej Izbie Lekarskiej w Krakowie.
- [2] Opinia nr 146 KBET/434/B/2003 z dnia 29 maja 2003 r. Komisji Bioetycznej Uniwersytetu Jagiellońskiego.
- [3] Ryniewicz A.M., Identification, modelling and biotribology of human joints, AGH University of Science and Technology Press, Kraków 2011.
- [4] Ryniewicz A.M., Ryniewicz A., Lekka M., Analiza warstwy wierzchniej chrząstki stawowej z zastosowaniem nowoczesnych technik mikroskopowych, *Przegląd Lekarski*, 64 (2007), 140-146.
- [5] Ryniewicz A.M., Analiza mechanizmu smarowania stawu biodrowego człowieka. Monografia nr 111, UWND AGH, Kraków 2002.
- [6] Andreisek G., Weiger M., T2* mapping of articular cartilage: current status of research and first clinical applications. *Invest Radiol.*, 49 (2014), nr.1, 57-62.
- [7] Ryniewicz A.: Ocena dokładności odwzorowania kształtu powierzchni elementów biołożysk w badaniach in vivo oraz in vitro, Oficyna Wydawnicza Politechniki Warszawskiej, Warszawa 2013.
- [8] Śladek J., Dokładność pomiarów współrzędnościowych, Wydawnictwo Politechniki Krakowskiej, Kraków 2011.
- [9] Orozco L. et al., Treatment of knee osteoarthritis with autologous mesenchymal stem cells: a pilot study, *Transplantation*, 95 (2013), nr.12, 1535-1541.
- [10] Camp Ch.L., et al., CT and MRI measurements of tibial tubercle-trochlear groove distances are not equivalent in patients with patellar instability, *The American journal of sports medicine*, 41 (2013), nr.8, 1835-1840.
- [11] Farrar, Ch.T., et al., In vivo validation of MRI vessel caliber index measurement methods with intravital optical microscopy in a U87 mouse brain tumor model, *Neuro-oncology*, 12 (2010), nr.4 341-350.
- [12] Rodriguez-Merchan E., Regeneration of articular cartilage of the knee: basic concepts, *Articular Cartilage Defects of the Knee*, Wydawnictwo Springer-Verlag, Italia 2012, 1-16.
- [13] Windt T.S. et al., Is magnetic resonance imaging reliable in predicting clinical outcome after articular cartilage repair of the knee?, *American journal of sports medicine*, 41 (2013), nr. 7, 1695-1702.
- [14] Guermazi A. et al., Why radiography should no longer be considered a surrogate outcome measure for longitudinal assessment of cartilage in knee osteoarthritis, *Arthritis Res Ther*, 13 (2011), nr.6, 247.
- [15] Braun H.J. et al., Diagnosis of osteoarthritis: Imaging, *Bone*, 51 (2011), nr.2, 278-288.

Autorzy: dr hab. inż. Anna M. Ryniewicz, prof. AGH, Akademia Górniczo-Hutnicza, Wydział Inżynierii Mechanicznej i Robotyki, Katedra Konstrukcji i Eksploatacji Maszyn, al. Mickiewicza 30, 30-059 Kraków, E-mail: anna@ryniewicz.pl; dr inż. Andrzej Ryniewicz, Politechnika Krakowska, Laboratorium Metrologii Współrzędnościowej, al. Jana Pawła II 37, 31-864 Kraków, E-mail: andrzej@ryniewicz.pl.