

Rekonstrukcja ubytków chrząstki kolana do aplikacji skafoldów

Streszczenie. Etiologia uszkodzeń chrząstki stawowej kolana jest wieloczynnikowa. Konsekwencją tych uszkodzeń jest chłz. Celem badań była rekonstrukcja przestrzenna oraz ocena dokładności odwzorowania ubytków tkanki chrzęstnej w stawie kolanowym z wykorzystaniem MR. Materiałem badań były stawy z ubytkami chrząstki szklistej w obszarze kłykci kości udowej. Opracowano metodę identyfikacji kształtu tych ubytków oraz technikę ich rekonstrukcji przestrzennych. Dokładność metody zweryfikowano w referencyjnych pomiarach współrzędnościowych.

Abstract. The etiology of the articular cartilage of the knee is multifactorial. The consequence of this damage is OA. The aim of the study was the reconstruction of spatial and evaluation of the accuracy of the mapping of cartilage defects in the knee joint using MR. The material tests were ponds with hyaline cartilage defects in the femoral condyle. Developed a method to identify the shape of these defects and the technique of spatial reconstruction. The accuracy of the method was verified in the reference coordinate measurements. **(Reconstruction of knee cartilage defects to application of scaffolds).**

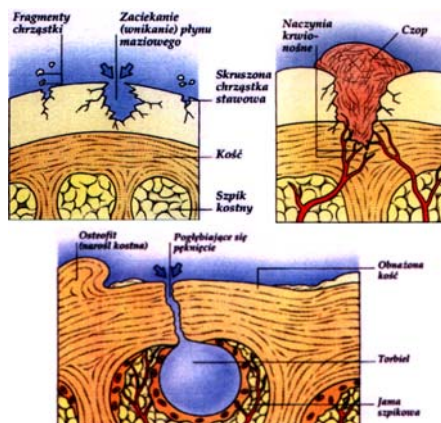
Słowa kluczowe: powierzchnia stawowa, chrząstka szklista, ubytek, MR, kształt 3D, rusztowanie komórkowe.

Keywords: articular surface, hyaline cartilage, defects, MR, 3D shape, cellular scaffolds.

doi:10.12915/pe.2014.05.36

Wprowadzenie

Etiologia uszkodzeń chrząstki stawowej kolana jest wieloczynnikowa. Mogą ją powodować: tępe urazy w wyniku traumatycznych zdarzeń, zwichnięcie rzepki lub jej uraz mechaniczny, zaburzenie osi biomechanicznej kończyny, częściowe lub całkowite upośledzenie funkcji łąkotec, niestabilność więzadeł krzyżowych lub bocznych, zapalenie kości lub stawów, reumatoidalne zapalenie stawów, czynniki genetyczne, otyłość, guzy chrzęstne lub mikrourazy. Konsekwencją tych uszkodzeń jest choroba zwyrodnieniowa stawów (osteoarthritis). Można ją rozpatrywać jako grupę chorób stawów charakteryzującą się z anatomopatologicznego punktu widzenia ogniskowym niszczeniem chrząstki stawowej oraz rozwojem zmian proliferacyjnych w podchrzęstnej warstwie kości (Rys.1).



Rys.1. Postępowanie zmian zwyrodnieniowych w chrząstce stawowej [1].

Do oceny uszkodzeń chrząstki stosowana jest najczęściej klasyfikacja Outerbridge'a, która wyróżnia w tym procesie 4 klasy (Tab.1).

Zmiany zwyrodnieniowe chrząstki, szczególnie w stawie biodrowym i kolanowym, są przyczyną niepełnosprawności wielu ludzi na całym świecie. Progresywna destrukcja chrząstki w zaawansowanej fazie jest niemożliwa do zatrzymania. Nieznane jest dotychczas leczenie przyczynowe artroz ani działania prowadzące do odbudowy zniszczonej chrząstki stawowej [2-9]. Osteoartroza jest patologią, która polega na zakłóceniu biochemicznej i

biomechanicznej równowagi w stawie. Analiza tej patologii oraz symptomy jej powstawania podejmowane są w wielu opracowaniach [10-14]. Jest to szczególnie istotne w profilaktyce zmian zwyrodnieniowych oraz w diagnozowaniu tej choroby na wcześniejszym etapie [12,15].

Tabela.1 Klasy uszkodzeń chrząstki wg Outerbridge'a [2]

Klasa 0	Nienaruszona chrząstka stawowa
Klasa 1	Rozmiękanie powierzchniowej warstwy chrząstki (chondromalacja)
Klasa 2	Powierzchnowe szczeliny na powierzchniach stawowych
Klasa 3	Pęknięcia i fragmentacja obejmująca macierz chrząstki
Klasa 4	Erozja chrząstki obejmująca kość subchondralną oraz kość nasadową

Cel

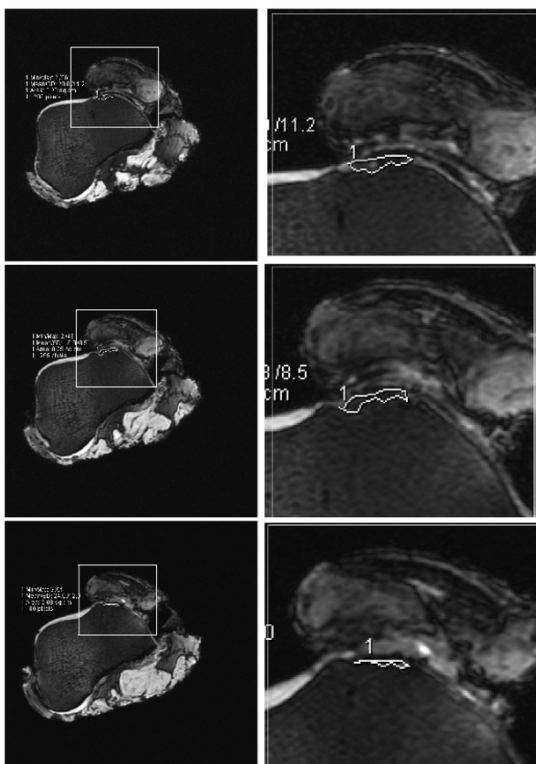
Celem przeprowadzonych badań była rekonstrukcja 3D oraz ocena dokładności odwzorowania niewielkich ubytków tkanki chrzęstnej w obrębie powierzchni stawowych stawu kolanowego z wykorzystaniem rezonansu magnetycznego (MR).

Materiał i metoda

Badaniu poddano trzy preparaty sekcyjne stawów kolanowych i trzy preparaty zwierzęce stawów kolanowych, w których celowo dokonano uszkodzenia tkanki chrzęstnej w formie ubytków objętościowych w strefie chrząstki stawowej kłykcia przyśrodkowego końca dalszego kości udowej. Dla realizacji celu przeprowadzono eksperymenty in vitro, w których wyznaczono kształt 3D i oceniono dokładność odwzorowania ubytków w chrząstce stawowej w porównawczych badaniach z wykorzystaniem MR oraz modeli referencyjnych uzyskanych z pomiarów współrzędnościowych. Preparaty zbadano z użyciem MR Magnetom Sonata Maestro Class 1,5T z wykorzystaniem specjalnej cewki do obrazowania kończyn. Badania współrzędnościowe wykonano na maszynie pomiarowej (CMM) – Leitz PMM 12106. Ocena ubytków nacelowana była na terapię rekonstrukcyjną chrząstki stawowej z wykorzystaniem skafoldów. Dlatego też w metodzie badań określano parametry objętościowe ubytku. Rozdzielczość przestrzenna analizowanych danych MR uwarunkowana była wielkością woksela 0,3x0,3x0,6 mm o objętości 0,05 mm³. Do protokołu badawczego w obrazowaniu ubytków

zastosowano obrazy T1 i T2 zależne w przekrojach strzałkowych, czołowych i horyzontalnych, wykonane techniką cienkowarstwową. Do uzyskania obrazów T2 zależnych stosowano sekwencję szybkiego echa spinowego oraz sekwencję trójwymiarową echa gradientowego z parametrami zapewniającymi rozdzielczość wynikającą z wielkości wokseli, w celu uwidocznienia chrząstki jako struktury o wysokiej intensywności sygnału (przylegającej do warstwy korowej kości o niskiej intensywności sygnału). Przeprowadzono segmentację ubytków i wyznaczono ich modele powierzchniowe 3D. Następnie w programie Femap NE/Nastran v. 8.3 Modeler modelowano brytowo ubytek z równoczesnym wyznaczeniem wielkości i kształtu powierzchni zamykającej ubytek. Modele referencyjne ubytków chrząstki wyznaczono na podstawie otrzymanych wyników z pomiarów współrzędnościowych w programie Quindos. Ocenę dokładności odwzorowania ubytków w chrząstce stawowej określono z wykorzystaniem programu Statistica.

Metoda obejmowała ponadto badania diagnostyczne in vivo 3 prawidłowych stawów kolanowych z wykorzystaniem MR - Magnetom Sonata Maestro Class 1,5T, które przeprowadzono w takim samym protokole jaki stosowano przy obrazowaniu preparatów. W badaniu prawidłowych stawów kolanowych w przekrojach strzałkowych, czołowych i horyzontalnych analizowano kontakt powierzchni stawowych oraz rozkład grubości chrząstki na kłykciach kości udowej i piszczelowej oraz rzepce [16]. Diagnostyka obrazowa tych stawów była pomocna w ocenie i rekonstrukcji ubytków w stawach patologicznych.

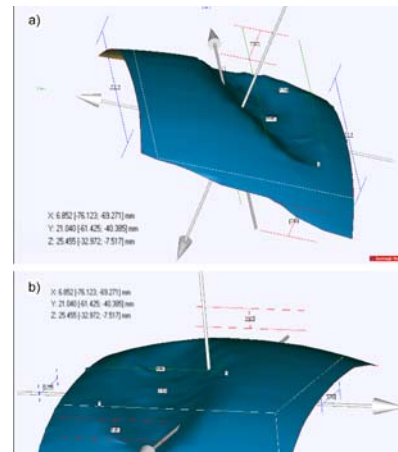


Rys.2 Reprezentatywne przekroje horyzontalne stawu kolanowego w MR z ubytkami 2D chrząstki na kłykciu przysródkowym (preparat sekcyjny)

Wyniki badań

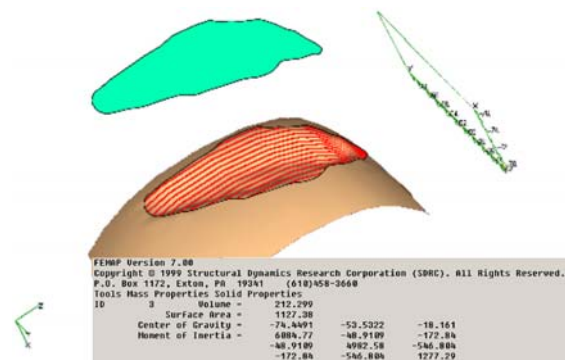
Uszkodzenia chrząstki widoczne były w postaci ubytków o nieregularnych zarysach i niskiej intensywności sygnału (Rys.2). Po ustaleniu lokalizacji ubytku w przyjętym układzie odniesienia wskazano preferowane płaszczyzny umożliwiające odtworzenie jego geometrii 2D w najlepszej

dokładności odwzorowania. Rekonstrukcja ubytku obejmowała łączenie modeli płaskich i generowanie powierzchni 3D odpowiadającej uszkodzeniu powierzchni stawowej na kłykciu przysródkowym kości udowej (Rys.3). Analizowany w programie Geomagic Studio ubytek miał nieregularny kształt o parametrach wyznaczonych w przyjętym układzie odniesienia przez współrzędne punktów. Dla potrzeb budowy skafoldów określono wymiary gabarytowe ubytku przyjmując jego maksymalną długość i szerokość. Maksymalna długość ubytku wynosiła 19,1 mm, a maksymalna szerokość - 9,9 mm.



Rys.3 Analiza parametrów geometrycznych ubytku tkanki chrząstkowej na podstawie obrazowania MR z wykorzystaniem programu Geomagic Studio: a) pomiar długości ubytku, b) pomiar szerokości ubytku

Dyskretyzacja powierzchni ubytku pozwoliła na stworzenie modelu brytowego i zamknięcie go powierzchnią ograniczającą – odpowiadającą kształtem uszkodzonej powierzchni stawowej której wielkość wynosiła 212,9 mm² (Rys.4). Dla obu technik badawczych oceniono niepewność pomiaru (Tab.2). Na podstawie przeprowadzonych pomiarów kłykcia na końcu dalszym kości udowej oraz rzepki stwierdzono, że dokładność odwzorowania zależy od promienia zakrzywienia analizowanej powierzchni. Im promień jest mniejszy, tym błąd odwzorowania większy [17]. Niepewność pomiarów wyznaczoną w MR oceniano w przedziałach uzależnionych od promienia zakrzywienia badanej powierzchni. Pomiar współrzędnościowy charakteryzują się znacznie mniejszą niepewnością pomiaru, co stanowiło podstawę do przyjęcia modelu z CMM jako referencyjnego. Ponadto dokładność odwzorowania kształtu i wielkości ubytków zostały zweryfikowane w procedurze MR z zastosowaniem ceramicznej kuli wzorcowej.



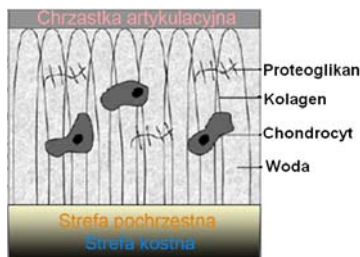
Rys.4 Analiza wielkości ubytku chrząstki oraz wizualizacja brytowa z wykorzystaniem programu Femap NE/Nastran v.8.3 Modeler

Tabela 2. Niepewność pomiaru dla technik badawczych

Rodzaj mierzonego elementu	MR [mm]	CMM [mm]
Kolano – kłykcie	0,235 ÷ 0,993	0,003
Kolano – rzepka	0,231 ÷ 0,740	0,003
Kula wzorcowa ceramiczna	0,045 ÷ 0,215	0,001

Dyskusja

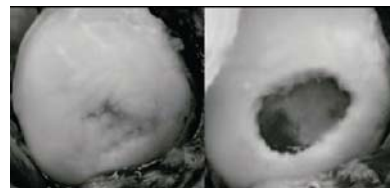
Chrzątka stawowa jest strukturą, która wchodzi we współpracę tribologiczną w biołożysku. Należy do tkanek oporowych. Jest zbudowana z komórek chrząstki – chondrocytów, włókien kolagenowych i substancji podstawowej (Rys.5). Chondrocyty stanowią ośrodki przemiany chrząstki i wytwarzają składniki pozakomórkowe uczestniczące w przemianie chrząstki i biosyntezie składników substancji podstawowej. Mogą one syntezować kolagen i proteoglikany, ale także produkują enzymy degradujące, które biorą udział w przemianie materii [2]. Chondrocyty stanowią ~0,1% objętości chrząstki. Zlokalizowane są w strefie środkowej, tak aby funkcjonowanie stawu nie powodowało degradacji tych komórek. Drugi składnik strukturalny chrząstki stanowią włókna kolagenowe, które mogą tworzyć pęczki lub sieć. Przemiany prowadzące do powstawania włókien kolagenowych zachodzą w przestrzeni międzykomórkowej. W młodej chrząstce grubość włókien kolagenowych wynosi 10-25µm, natomiast w starszej 40µm, a nawet 70µm [13]. Włókna kolagenowe i chondrocyty zatopione są w substancji podstawowej. Główny jej składnik biochemiczny stanowią proteoglikany. Są to związki utworzone z trzonu białkowego, do którego dołączają glikozaminoglikany. Wiele cząstek tworzy duże agregaty, z którymi wiąże się woda i powstaje kompleks odporny na siły ściskające. Działanie ładunku powoduje opór na przepływ związanej wody. W rezultacie chrząstka staje się elastyczna. Zawiera ona 70-85% związanej wody. W badaniach histologicznych wykazano, że przerywany ucisk chrząstki wskutek ruchu i obciążania stawów jest niezbędny do prawidłowej czynności chrząstki stawowej i utrzymania właściwego poziomu syntezy proteoglikanów [18,19]. Destabilizacja procesów syntezy i degradacji chrząstki oraz warstwy podchrząstnej kości prowadzi do chzs, a proces ten na obecnym poziomie wiedzy jest niemożliwy do zatrzymania w leczeniu zachowawczym. Klinicznie określa ją ból stawów pojawiający się w przy ruchach i postępująca dysfunkcja. Cechami patomorfologicznymi są ubytki chrząstki i tkanki kostnej ze współistnieniem cech mało aktywnego procesu zapalnego. Odtworzenie chrząstki stawowej w pierwotnej postaci we wszelkiego typu zabiegach interwencyjnych jest praktycznie nieosiągalne. Prawidłowo przeprowadzone zabiegi umożliwiają odtworzenie chrząstki zbliżonej do naturalnej.



Rys. 5 Budowa chrząstki stawowej [20]

W zabiegach naprawczych chrząstki stawowej kolana wykorzystywane są najnowsze zdobycze inżynierii tkankowej. Taktyka postępowania zależy od rozległości ubytków i indywidualnych uwarunkowań pacjenta. Dzięki inżynierii tkankowej powstała możliwość wytworzenia in vitro przestrzennych rusztowań z chondrocytami, które mogą być aplikowane do łoża ubytku w celu jego

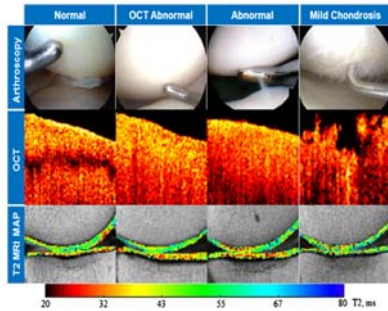
odbudowy. Chondrocyty wprowadzane do rusztowania uzyskuje się przez namnażanie w bioreaktorach lub z komórek macierzystych szpiku. Obie metody pozyskania komórek wymagają wcześniejszego zabiegu w celu pobrania autogenego materiału od pacjenta. Rusztowania mogą być wykonywane z naturalnych polimerów takich jak kolagen, fibryna lub kwas hialuronowy, mogą być wytwarzane z hydrożeli lub polimerów bioresorbowalnych [21]. Najnowsze doniesienia literaturowe wskazują na grafen oraz tlenek grafenu jako biomateriały na dwufazowe lub trójfazowe rusztowania [4,8,21,22]. Aby takie rusztowanie prawidłowo adaptowało się w opracowanym ubytku chrzęstnym, zapewniało proliferację chondrocytów oraz syntezowanie przez nie kolagenu i proteoglikanów należy odpowiednio zrekonstruować kształt ubytku i przygotować łożę pod skafold (Rys.6). Kształt i wielkość rusztowania 3D z zasiedlonymi chondrocytami przygotowuje się in vitro przed zabiegiem na podstawie rekonstrukcji z obrazowania MR. Procedura diagnostyczna i niepewność wyznaczenia ubytków ma zasadnicze znaczenie w identyfikacji patologii chrząstki oraz w przygotowywaniu rusztowania. Dopasowanie skafoldu na podstawie badań nieinwazyjnych we wczesnej fazie chzs stanowi wyzwanie dla radiologów, inżynierów, biotechnologów i ortopedów. Precyzja ustalenia wielkości skafoldu zależy w znacznej mierze od materiału konstrukcyjnego oplotu i dla naturalnych polimerów powinna być zawarta w granicach 0,3÷0,6 mm. Dotychczasowe badania wykazały, że kliniczne zastosowanie inżynierii tkankowej wymaga dalszych zaawansowanych prac badawczych, ze względu na modyfikacje i doskonalenie rusztowań komórkowych [10,22].



Rys.6 Ubytek tkanki chrzęstnej: a) chrząstka ze zmianami degeneracyjnymi, b) łoża do aplikacji skafoldu

Na obecnym poziomie zaawansowania metod diagnostycznych i terapeutycznych występuje konieczność dokonywania nieinwazyjnych badań które pozwolą wykryć wczesne stadium chzs, ocenić charakter, lokalizację i geometryczne parametry ubytku w chrząstce stawowej, wspomagać procedury zabiegów chirurgicznych oraz doskonalić nieinwazyjne rokownicze techniki pooperacyjne. Najnowsze pozycje piśmiennictwa dają wiedzę o prognozowaniu działań profilaktycznych [3,14,15,19], o identyfikacji struktury chrząstki [13,23] oraz o możliwościach wykorzystania analiz przestrzennych w aplikacjach chirurgicznych [5,11,24]. Przeprowadzone prace badawcze wskazują, że MR jest techniką obrazowania z wyboru do diagnostyki warstw chrzęstnych i subchondralnych. Braun i in. porównują techniki diagnozowania wczesnej osteoartrozy [12] (Rys.7). Analizując rozpoznanie zmian w chrząstce z zastosowaniem artroskopii, optycznej tomografii koherentnej (OCT) oraz MR z czasem relaksacji poprzecznej T2. Najwcześniejsze objawy degradacji chrząstki widoczne są w OCT. Niestety ten rodzaj badań może być stosowany do obrazowania podpowierzchniowego w wysokiej rozdzielczości dla struktur przepuszczających światło. Diagnostyka artroskopowa ma charakter inwazyjny i powinna być raczej stosowana w jednoczasowej procedurze diagnostyczno-terapeutycznej. Najbardziej optymalną metodą jest T2 MR.

W zakresie diagnostycznych badań pooperacyjnych ważnym problemem w ocenie zabiegu jest wskazanie markerów metabolizmu chrząstki stawowej. Jako technika diagnostyczna jednoznacznie wskazywane jest ilościowe obrazowanie MR. Umożliwia ono ocenę właściwości strukturalnych na podstawie architektury sieciowej kolagenu oraz ocenę jakościową chrząstki na podstawie analizy obecności proteoglikanów decydujących o jej uwodnieniu [13,16,17,23]. Zastosowanie sekwencji z wykorzystaniem czasu relaksacji T1 i T2 pozwala na kompleksową charakterystykę chrząstki naturalnej i chrząstki, która wytworzyła się w procesach naprawczych [15,25,26].



Rys.7 Porównanie technik diagnozowania artrozy [11]

Podsumowanie

Przeprowadzone badania MR z zastosowaniem sekwencji z wykorzystaniem czasu relaksacji wzdłużnej T1 i czasu relaksacji poprzecznej T2 ubytków chrząstki stawowej kolana pozwoliły opracować metodę identyfikacji kształtu ubytku oraz technikę rekonstrukcji przestrzennych rusztowań komórkowych dopasowanych do ubytku.

Dokładność odwzorowania kształtu i wielkości ubytków w obrazowaniu MR została zweryfikowana z zastosowaniem referencyjnych pomiarów współrzędnościowych.

LITERATURA

[1] Ryniewicz A.M., Analiza mechanizmu smarowania stawu biodrowego człowieka, AGH Uczelniane Wydawnictwo Naukowo-Dydaktyczne, Kraków 2002.

[2] Rodríguez-Merchán E.C., De la Corte-García H., Regeneration of Articular Cartilage of the Knee: Basic Concepts, *Articular Cartilage Defects of the Knee*, (2012), 1-16.

[3] Windt T.S., Welsch G.H., Brittberg M., Vonk L.A., Marlovits S., Trattnig S., Saris, D.B.F., 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.

[4] Temenoff J.S., Mikos A.G., Review: tissue engineering for regeneration of articular cartilage, *Biomaterials*, 21 (2000), nr.5, 431-440.

[5] Getgood A., Bhullar T.P.S., Rushton N., Current concepts in articular cartilage repair, *Orthopaedics and Trauma*, 23 (2009), nr.3, 189-200.

[6] Kheir E., Shaw D., Management of articular cartilage defects, *Orthopaedics and Trauma*, 23 (2009), nr.4, 266-273.

[7] Nehrer S., Minas T., Treatment of articular cartilage defects, *Investigative radiology*, 35 (2000), nr.10, 639-646.

[8] Haleem A.M., Chu C.R., Advances in tissue engineering techniques for articular cartilage repair, *Operative Techniques in Orthopaedics*, 20 (2010), nr.2, 76-89.

[9] Chiang H., Jiang, C.C., Repair of articular cartilage defects: review and perspectives, *Journal of the Formosan Medical Association*, 108 (2009), nr.2, 87-101.

[10] Orozco L., et al., Treatment of knee osteoarthritis with autologous mesenchymal stem cells: a pilot study, *Transplantation*, 95 (2013), nr.12, 1535-1541.

[11] Guermazi A., Roemer F.W., Burstein D., Hayashi D., 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.

[12] Braun H.J., Gold G.E., Diagnosis of osteoarthritis: Imaging, *Bone*, 51 (2012), nr.2, 278-288.

[13] Eckstein F., et al., Magnetic resonance imaging (MRI) of articular cartilage in knee osteoarthritis (OA): morphological assessment, *Osteoarthritis and cartilage*, 14 (2006), nr.1, 46-75.

[14] Saied A., et al., Assessment of articular cartilage and subchondral bone: subtle and progressive changes in experimental osteoarthritis using 50 MHz echography in vitro, *Journal of bone and mineral research*, 12 (1997), nr.9, 1378-1386.

[15] Cadena-Villela M.C., Cosme-Labarthe J.E., Ramírez-Carmona C.R., Roldán-Valadez E., Utility of the T2 mapping sequence in the early diagnosis of chondromalacia using non-invasive MR cartilage imaging techniques, *Rev. Invest. Med. Sur. Mex.*, 18 (2011), nr.2, 67-71.

[16] Ryniewicz A., Ryniewicz A.M., Śladek J., Knapik R., Pomiar parametrów morfologiczno-czynnościowych stawu kolanowego z wykorzystaniem obrazowania rezonansem magnetycznym, *PAK*, 59 (2013), nr.3, 200-203.

[17] Ryniewicz A.: Ocena dokładności odwzorowania kształtu powierzchni elementów biołożysk w badaniach in vivo oraz in vitro, Oficyna Wydawnicza Politechniki Warszawskiej, Warszawa 2013.

[18] Herz B., et al., Osteitis and synovitis, but not bone erosion, is associated with proteoglycan loss and microstructure damage in the cartilage of patients with rheumatoid arthritis, *Ann. Rheum. Dis.*, (2013), doi:10.1136/annrheumdis-2012-202850.

[19] Wang Y., Wluka A.E., Jones G., Ding C., Cicuttini F.M., Use magnetic resonance imaging to assess articular cartilage, *Therapeutic advances in musculoskeletal disease*, 4 (2012), nr.2, 77-97.

[20] Ryniewicz A.M., Identification, modelling and biotribology of human joints, AGH University of Science and Technology Press, Kraków 2011.

[21] Hutmacher D.W., Scaffolds in tissue engineering bone and cartilage, *Biomaterials*, 21 (2000), nr.24, 2529-2543.

[22] Vinatier C., Mrugała D., Jorgensen C., Guicheux J., Noël D., Cartilage engineering: a crucial combination of cells, biomaterials and biofactors, *Trends in biotechnology*, 27 (2009), nr.5, 307-314.

[23] Cluzel C., Blond L., Fontaine P., Olive J., Laverty S., Foetal and postnatal equine articular cartilage development: magnetic resonance imaging and polarized light microscopy, *European cells & materials*, 26 (2013), 33-48.

[24] Crema M.D., et al., Articular cartilage in the knee: current MR imaging techniques and applications in clinical practice and research, *Radiographics*, 31 (2011), nr.1, 37-61.

[25] Andreisek G., Weiger M., T2* Mapping of Articular Cartilage: Current Status of Research and First Clinical Applications, *Investigative radiology*, 49 (2014), nr.1, 57-62.

[26] Cha J.G., et al., Comparison of MRI T2 Relaxation Changes of Knee Articular Cartilage before and after Running between Young and Old Amateur Athletes, *Korean Journal of Radiology*, 13 (2012), nr.5, 594-601.

Autorzy: dr hab. inż. Andrzej Ryniewicz, Politechnika Krakowska Wydział Mechaniczny, Laboratorium Metrologii Współrzędnościowej, al. Jana Pawła II 37, 31-864 Kraków, E-mail: andrzej@ryniewicz.pl, dr n. med. Wojciech Ryniewicz, Uniwersytet Jagielloński, Collegium Medicum, Wydział Lekarski, Katedra Protetyki Stomatologicznej, ul. Montelupich 4, 31-155 Kraków, E-mail: wojciech@ryniewicz.pl, 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; mgr inż. Łukasz Bojko, Akademia Górniczo-Hutnicza, Wydział Inżynierii Mechanicznej i Robotyki, Katedra Konstrukcji i Eksploatacji Maszyn, al. Mickiewicza 30, 30-059 Kraków, E-mail: lbojko@agh.edu.pl.