



Badanie tarcia sztucznych stawów biodrowych – przegląd

Examination of the friction behaviour of artificial HIP joints – brief overview

Volf Leshchynsky*

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

Informacje o artykule

Zgłoszenie: 20.01.2018

Recenzja: 15.02.2018

Akceptacja: 3.12.2018

Streszczenie

W artykule analizowany jest stan wiedzy na temat warunków kinematycznych, tarcia i zużycia THR. Pokazano, że: 1) geometria złącza HIP określa warunki wpływu tarcia i zużycia; 2) tribologia (tarcie i zużycie) sztucznych stawów HIP (związanych z biokompatybilnością) to dwa kluczowe aspekty odpowiedzialne za kliniczny sukces implantu stawu biodrowego; 3) konieczna jest symulacja tarcia i zużycia w rzeczywistych warunkach pracy stawu biodrowego HIP, w celu oceny skuteczności różnych rozwiązań implantów biodrowych, poprzez porównanie ich parametrów tarcia w zależności od warunków smarowania i mechanizmów zużycia kontrolowanych za pomocą tarcia. Opracowano zmodyfikowany schemat kinematyczny symulatora ruchu z uwzględnieniem poszczególnych składowych ruchu oraz pomiarem siły tarcia komponentów i momentu obrotowego. Zainstalowane osobne czujniki obciążenia pozwalają mierzyć siłę osiową F_z wzdłuż osi kości udowej (z), moment M_z wokół osi z oraz momenty w osiach M_x i M_y . Opracowano procedurę obliczania parametrów tarcia i smarowania podczas całego cyklu symulacji, która zostanie wykorzystana do przetwarzania danych eksperymentalnych z testów symulacyjnych. Wyniki obliczeń parametrów Sommerfelda w każdym punkcie cyklu ruchu wraz ze schematem obciążenia normalnego pokazują, że parametr Sommerfeld zmienia się nieznacznie w zakresie $11,2 \cdot 10^{-8}$ – $4,0 \cdot 10^{-8}$ dla 50% cyklu. Zatem zmienność rzeczywistych warunków smarowania obciążonej części dla danego cyklu jest stosunkowo niewielka.

Słowa kluczowe: endoproteza, sztuczny staw biodrowy, tarcie, zużycie, smarowanie

Article info

Received: 20.01.2018

Reviewed: 15.02.2018

Accepted: 3.12.2018

Abstract

State-of-art of studies of kinematic conditions, friction and wear of THRs is analysed. It is shown that: 1) geometry of the HIP joint defines the friction and wear regimes of its action; 2) tribology (friction and wear) of the artificial HIP joints, associated with biocompatibility, are two critical aspects responsible for the clinical success of a hip implant; 3) the simulation of the friction and wear in real conditions of artificial HIP joint action is needed to assess the performance of different hip implant designs by comparing their friction parameters depending on lubrication conditions and wear mechanisms controlled by friction. The modified kinematic scheme of the friction simulator with separate moving and measurement of the frictional torque components is developed, and the simulator is built. The separate load cells installed allow to measure axial force F_z along the femoral (z) axis, moment M_z about the z -axis and moments about orthogonal axes M_x and M_y . The calculation procedure of the friction and lubrication parameters during the whole simulation cycle is developed, and will be applied for processing of the experimental data of simulation tests. The results of Sommerfeld parameter calculation in each point of the gain cycle together with normal load diagram reveal that Sommerfeld parameter varies slightly within the range of $1.2 \cdot 10^{-8}$ – $4.0 \cdot 10^{-8}$ for 50% of the cycle. So, the variation of the real lubrication regime of the loaded part of the gain cycle is relatively small.

Keywords: orthopaedic implant, artificial HIP joint, friction, wear, lubrication

* Autor do korespondencji. Tel.: +48 61 657 05 55; fax: +48 61 657 07 21; e-mail: leshynsk@uwindsor.ca

* Corresponding author. Tel.: +48 61 657 05 55; fax: +48 61 657 07 21; e-mail: leshynsk@uwindsor.ca

1. WPROWADZENIE

Istotnym problemem klinicznym, który nadal dotyka zbyt dużą liczbę pacjentów, jest czas użytkowania endoprotezy stawu biodrowego z metalową/ceramiczną główką trzpienia i panewką wykonaną z polietylenu o ultrawysokiej masie cząsteczkowej (UHMWPE, PE), metalu bądź ceramiki. W celu pozyskania dalszej wiedzy na temat tarcia i zużycia endoprotezy stawu biodrowego oraz czynników wpływających na czas użytkowania implantów ortopedycznych, należy kontynuować badania w warunkach podobnych do warunków *in vivo*. Analiza wyników badań tribologicznych pozwala na określenie sposobów podwyższających trwałość implantów, podniesienie skuteczności zabiegów ortopedycznych, a tym samym większą ochronę zdrowia pacjenta, a także uzyskanie pewnych oszczędności. W zasadzie celem badań tarcia i zużycia jest zarówno dokładne określenie parametrów tarcia i smarowania na styku ślizgowym, jak i wpływ tych parametrów na proces zużycia i korozji.

W trakcie procesów zużycia i korozji, cząsteczki i jony zużytego materiału implantu są uwalniane z powierzchni styku, powodując negatywne reakcje tkankowe, w tym najczęściej obłuzowanie implantu. Obłuzowanie aseptyczne pociąga za sobą kolejną skomplikowaną, kosztowną i niebezpieczną dla pacjenta operację rewizyjną, polegającą na wymianie protezy [1]. Szczegółowym celem badania zużycia pary trącej jest określenie zależności parametrów współpracujących elementów od warunków roboczych *in vivo* (tj. obciążenia, zakresu ruchu, środka smarującego i temperatury) oraz ich wpływu na okres użytkowania implantów ortopedycznych.

Wiadomo, iż przyczyną aseptycznego obłuzowania sprzyjającego osteolizie metalowego implantu główki trzpienia stawu biodrowego i wkładki z UHMWPE jest reakcja komórkowa na polietylenowe produkty zużycia [1]. Rozmiar i szybkość tworzenia się produktów zużycia podczas ruchu powodują reakcję komórkową. Zastosowanie takich materiałów, jak ceramika–polietylen, ceramika–ceramika i metal–metal (MoM) prowadzi do ograniczenia całkowitej ilości produktów zużycia. Tym niemniej nie eliminują zużycia całkowicie i w konsekwencji nadal ge-

1. INTRODUCTION

A lifetime of artificial joint with a metal/ceramic femoral head articulating in a cup made of ultrahigh-molecular weight polyethylene (UHMWPE, PE), metals and ceramics is a significant clinical problem that involves, nowadays, a too high a number of patients. To extend the lifetime of orthopaedic implants and to acquire further knowledge on the friction and wear behaviour of the hip prosthesis there is a need to continue the tests in the conditions similar to those of in vivo working conditions. Tribology research results allows to find the ways of greater implant efficiency, better performance and significant savings achievement. In general, the aim of friction and wear examination is a detailed characterization of the friction and lubrication parameters at the sliding interface, and their influence on the wear and corrosion process.

During the wear and corrosion processes, particles and ions of worn material are released from the interface and cause adverse tissue reactions leading to loosening of the fixation and other pathological reactions. It is well known [1] the aseptic loosening requires a complicated, expensive, and dangerous revision surgery for replacing of the failed prosthesis with a new one. So, the specific objective of the couple friction and wear parameters examination is to determine their dependence on the in vivo working conditions (i.e. load, range of motion, lubricant and temperature) to find the real ways of the orthopaedic implants lifetime extension.

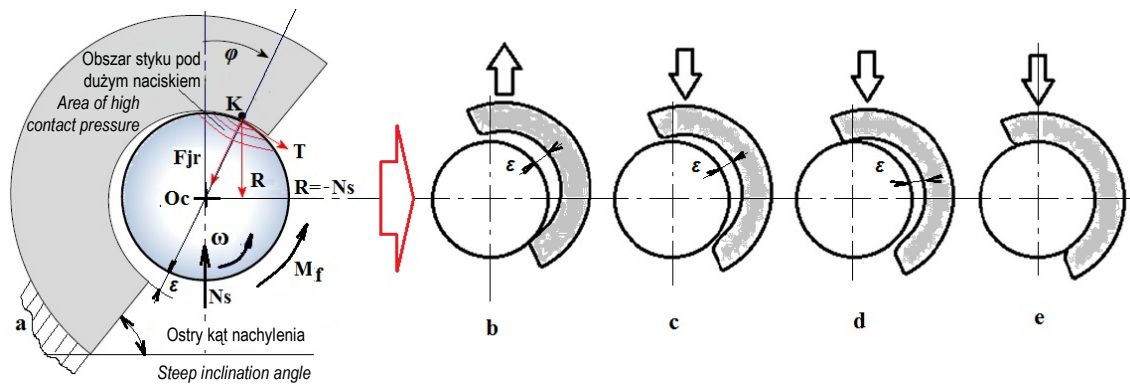
The aseptic loosening osteolysis of the HIP implant metal head – UHMWPE couple is known to be caused by the cellular response to the polyethylene wear debris [1]. The size and rate of generation of the debris particles during articulation process influence cell reaction. Other bearing couples such as ceramic-on-polyethylene, ceramic-on-ceramic and metal-on-metal (MoM) reduce wear that results in diminishing of total content of the debris. However, these bearing material combinations do not eliminate wear completely that results in some quantity of particles

nerowana jest pewna ilość cząstek i jonów. Jak wskazali autorzy [1], oczekuje się, iż ryzyko generowania dużych ilości małych, mierzonych w nanometrach, cząstek zużycia, będzie na poziomie 2001. Podejrzewa się, iż pseudoguzi i inne objawy nadwrażliwości zaobserwowane u pacjentów, u których zastosowano implanty wykonane z MoM, są biologiczną reakcją zarówno na metalowe cząstki zużycia, jak i na produkty ich korozji [1]. Badania endoprotezy stawu biodrowego (HIP articulation) wykonane na symulatorze tarciovo-zużyciowym w pewnym czasie (np. 0,5, 1,0, 1,5 mln cykli) niestety nie pozwalają określić ilości i morfologii cząstek, a także ich wpływu na reakcję fizjologiczną. Dlatego też rozsądne wydaje się opracowanie metodologii określania parametrów tarcia i ustalenia ich zależności od mechanizmów zużycia, a analiza otrzymanych wyników badań powinna pozwolić scharakteryzować szczególne cechy eksploatacji endoprotezy stawu biodrowego. Z tego punktu widzenia badania na symulatorze powinny obejmować: 1) badanie niekorzystnych warunków obciążenia, 2) ocenę przedkliniczną, 3) system smarowania stawów biodrowych oraz 4) wpływ ciała trzeciego na system smarowania endoprotez stawów biodrowych.

Niepowodzenia kliniczne w zakresie wielkośrednicowych endoprotez stawu biodrowego CoCr-on-CoCr opisane w niektórych specjalistycznych artykułach [2] wskazują, że należy zwrócić szczególną uwagę na dokładne odtworzenie rzeczywistych warunków klinicznych, które często znacznie odbiegają od optymalnych, zadanych na symulatorach stosowanych do badań endoprotez stawu biodrowego [3]. Warunki takie obejmują ostry kąt nachylenia panewki stawowej, zwiększone obciążenie spowodowane otyłością pacjenta lub większą aktywnością, słabe smarowanie lub ślizg na sucho itp. (rys. 1). Jak wskazano na rys. 1, zasady tarcia (smarowanie) są zdefiniowane na podstawie parametrów geometrii pary (średnicy główki, D , prześwitu/mikroseparacji, ε , i kąta nachylenia), obciążenia i parametrów kinematycznych (N_s i ω). Wczesne uszkodzenie może pojawić się w każdym przypadku wystąpienia niekorzystnych warunków pracy implantu.

and ions being generated. As shown by authors [1], the risk of generation of high numbers of small, nanometer-sized wear particles is anticipated at 2001. So, pseudotumours and other hypersensitivity reactions being observed in patients receiving MoM bearings, were attributed to the biological response to both the metal wear particles and their corrosion products [1]. Unfortunately, wear simulator study results do not allow to define the particle number, particle morphology at certain time of HIP articulation (for example 0.5, 1.0, 1.5mln cycles), and cannot define their influence on the physiological response. So, it looks reasonable to develop methodology of friction parameters determination and to establish their dependences on wear mechanisms. In this case the friction parameters outputs from simulators beyond the measurement of wear volumes and wear rates might provide a further insight of HIP exploitation features. It seems to be reasonable to stress attention on following issues of simulator tests development: 1) adverse loading conditions examination, 2) preclinical evaluation, 3) lubrication regime of HIP joints, and 4) third body influence on the lubrication regime of the HIP joints.

The clinical failures of large-diameter CoCr-on-CoCr hip prostheses described in some papers [2] show that more attention needs to be paid on adverse testing conditions in hip simulators to more closely reproduce the clinical reality where the conditions are often far from optimal [3]. These conditions include steep inclination angle of the acetabular cup, increased loading due to patient obesity or high-demand activity, poor lubrication or dry sliding, and other (Fig. 1). As shown on Fig. 1, the friction (lubrication) regime is defined by couple geometry parameters (head diameter, D , clearance/mikroseparacja, ε , and inclination angle), loading and kinematic parameters (N_s and ω). The early failure may occur under adverse conditions.



Rys. 1. Siły tarcia ślizgowego i mikroseparacja w stawie sferycznym: a) – schemat siły tarcia stykowego [4, 5]; b) – mikroseparacja w położeniu *toe-off*; c) – mikroseparacja w położeniu uderzenia piętą (schodzenie bez prowadzenia); d) – mikroseparacja w najwyższym punkcie; e) – faza postawy (najwyższy punkt styku); b) ,c), d), e) według Saikko [3]

Fig. 1. Contact forces and microseparation in the spherical joint: a) – schematics of frictional contact forces [4, 5]; b) – microseparation at *toe-off* position; c) – microseparation at heel strike position (unguided descent); d) – microseparation at superior edge impact; e) – stance phase (superior edge contact); b), c), d), e) are in accordance to Saikko [3]

Ostry kąt osadzenia panewki na główce trzpienia implantu o dużej średnicy z punktu widzenia tribologii jest niekorzystny (szkodliwy), a zatem badania *in vitro* powinny jak najdokładniej odzwierciedlać warunki rzeczywiste. Prześwit w parze trącej pojawia się z powodu różnic średnic trzpienia główki i panewki. Jak wskazał Saikko [3], obluźnienie może prowadzić do zwiększenia prześwitu lub separacji powierzchni nośnych podczas chodu, np. uderzenie piętą może powodować uderzenie trzpienia główki w panewkę, co z kolei prowadzi do gwałtownej zmiany i pogorszenia warunków smarowania powierzchni trących endoprotezy, zwiększenia tarcia oraz lokalnego uszkodzenia powierzchni styku. Istotnym zatem zagadnieniem są badania tribologiczne endoprotezy stawu biodrowego.

Tribologia (tarcie i zużycie) endoprotez stawów biodrowych powiązana z biokompatybilnością stanowią dwa krytyczne aspekty odpowiedzialne za powodzenie kliniczne implantacji. Zatem walidacja przedkliniczna parametrów tarcia i zużycia w rzeczywistych, krytycznych warunkach eksploatacji wydaje się bardzo użyteczna przy określeniu doboru implantu stawów biodrowych dla pacjentów. Może ona obejmować symulację rzeczywistego tarcia i zużycia zakładanego modelu stawu biodrowego u potencjalnego pacjenta oraz zdefiniowanie biokompatybilności w odniesieniu do produktów zużycia, generowanych podczas takiej symulacji. Walidacja przedkliniczna jest uważana przez niektórych

The steep cup angle is presently known to be tribologically detrimental for the large-diameter designs, and these adverse conditions need to be simulated *in vitro*. From other side, the couple clearance occurs due to differences of head and cup diameters. As shown by Saikko [3], a laxity can lead to the increase of clearance or separation of the bearing surfaces in the gait. Due to this the heel strike may result in an impact of the head on the cup that will result in abrupt change and worsening of lubrication regime, high friction and local damage of the contacting surfaces. For this reason study of tribological behaviour of the HIO joint seems to be of great importance.

Tribology (friction and wear) of the artificial HIP joints, associated with biocompatibility, are two critical aspects responsible for the clinical success of a hip implant. From this viewpoint, a pre-clinical validation of the friction and wear parameters at the critical conditions seems to be very useful in the determination of application suitability of certain HIP joint for real person. It might consist of simulation of real friction and wear regime of certain HIP joint model for certain patient and definition of patient biocompatibility to the wear debris particles generated during this simulation. Pre-clinical validation is considered by some researchers and manufacturers as an extension in the risk analysis task [6]. It is obvious the most accepted preclinical method

badaczy oraz producentów implantów za przedłużenie zadania analizy ryzyka [6]. Najbardziej wiarygodną metodą badawczą, akceptowaną przez lekarzy ortopedów, jest wykonanie badań tarcia i zużycia implantu biodrowego z wykorzystaniem specjalistycznych symulatorów odzwierciedlających rzeczywiste obciążenia stawu biodrowego podczas ruchów człowieka. Symulacja tarcia i zużycia w rzeczywistych warunkach pracy endoprotezy stawu biodrowego jest potrzebna do oceny pracy różnych rodzajów implantów stawu biodrowego poprzez porównanie ich parametrów tarcia w zależności od warunków smarowania i mechanizmów zużycia.

Z drugiej strony konieczna jest symulacja tarcia i zużycia w rzeczywistych warunkach pracy sztucznego stawu biodrowego w celu oceny skuteczności różnych rozwiązań implantów biodrowych poprzez porównanie ich parametrów tarcia w zależności od warunków smarowania i mechanizmów zużycia, kontrolowanych przez tarcie. Znane mechanizmy zużywania, takie jak mechanizm ścierania, nalepianie, zużycie i ścieranie przez cząstki trzeciego ciała, są funkcją oddziaływań kontaktowych, smarowania i efektów przepływu trzeciego ciała. Można je ocenić za pomocą testów tarcia związanych z zaawansowanymi technikami charakteryzacji materiałów. Dlatego najważniejsza jest analiza mechanizmów tarcia i zużycia sztucznej artykulacji stawu HIP.

2. TARCIE I SMAROWANIE

2.1. Ogólna charakterystyka tarcia stawu sferycznego

W monografii z zakresu tribologii [7] oraz pracy [5] wskazano, że oddziaływanie między chropowatymi powierzchniami jest głównym czynnikiem powodującym tarcie spowodowane procesami przyczepności i deformacji na styku tych powierzchni. Siły przyczepności w miejscach styku są zasadniczo wysokie między czystymi powierzchniami, wolnymi od tlenków (cienkich filmów) na powierzchni [8]. Smarowanie odgrywa bardzo ważną rolę w różnych węzłach (zespołach) kulkowych/rolkowych oraz dla powierzchni nośnych implantu. W przypadku większości po-

is to evaluate the friction behaviour and wear performance of a hip implant design in laboratory with simulators allowing to realise the physiological loadings and movements clinically observed. The hip joint simulators with simultaneous measurement of the friction and wear parameters will provide important information about the expected behaviour of a hip implant in clinical use.

From other side, the simulation of the friction and wear in real conditions of artificial HIP joint action is needed to assess the performance of different hip implant designs by comparing their friction parameters depending on lubrication conditions and wear mechanisms controlled by friction. The well-known wear mechanisms, such as abrasive, adhesive, fatigue and abrasive wear mechanism by third body particle are the function of contact interactions, lubrication and third body flow effects. They can be assessed with friction tests associated with advanced techniques of materials characterization. That is why analysis of the friction and wear mechanisms of the artificial HIP joint articulation is of prime importance.

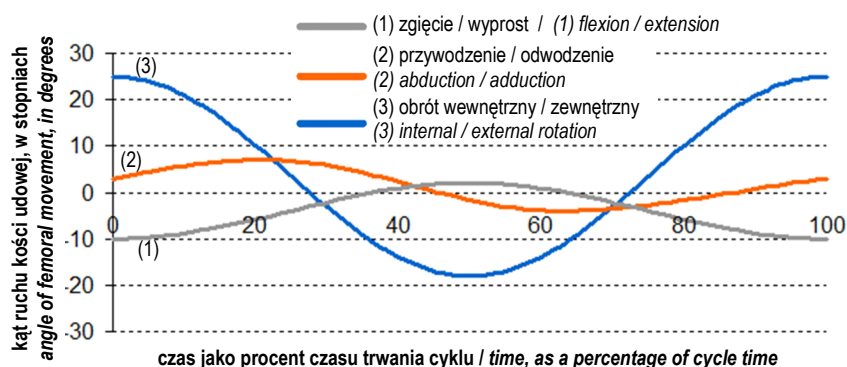
2. FRICTION AND LUBRICATION

2.1. General friction characterization of a spherical joint

It is shown in the basic engineering tribology monographs [7] and recent review [5] an interaction between asperities result in major contribution to friction behaviour due to adhesion and deformation processes at the asperity contacts. The adhesion forces at the contact points are essentially high between clean surfaces, free from oxide or other surface films [8]. The lubrication effects plays very important role in the various sliding and ball/roll bearing units, and in the case of implant bearing surfaces friction. For majority of the contact interfaces, the micro-asperities

wierzchni stykowych mikrochropowate powierzchnie stykają się ze sobą poprzez cienki film tlenków. Obecność mazi stawowej w obszarze stawu powoduje smarowanie powierzchni styku stawu biodrowego. Naturalny środek smarujący może zostać umiejscowiony między powierzchniami stycznymi w taki sposób, aby chropowate elementy powierzchni zostały całkowicie oddzielone lub przynajmniej zostało zmniejszone oddziaływanie między nimi, co spowoduje zmniejszenie siły tarcia. Schemat sił tarcia działających w stawie sferycznym przedstawiono na rys. 1a. Główna sferyczna obraca się ze stałą szybkością kątową ω , pod obciążeniem N_s . Siła N_s jest siłą reakcji $R = N_s$ przyłożoną w punkcie styku K . W przypadku całkowitej wymiany stawu biodrowego (THR), całkowita siła stykna na styku R stanowi sumę dwóch komponentów F_{jr} i T , a punkt K jest przesunięty do tyłu pod kątem $\varphi = \arctan(f)$ (rys. 1a). W celu zdefiniowania siły styknej (tarcia) T należy zmierzyć moment obrotowy M_f podczas obrotu główki sferycznej. Ponieważ nie można zdefiniować momentu obrotowego M_f z powodu złożoności warunków kinematycznych zgodnie z ISO14242 (rys. 2) [9, 10], należy zmierzyć składowe momentu obrotowego M_f z dużą dokładnością, w celu obliczenia rzeczywistych wartości współczynnika tarcia.

contact each other through a thin film of oxide. However, presence of synovial fluid in the joint area results in lubrication of the HIP joint interface. The natural lubricant may be interposed between the contact surfaces so that their asperities will be completely separated or, at least, their interactions reduced, decreasing the frictional force. A schematics of the frictional forces acting in the spherical joint are depicted on in Fig. 1a. The spherical head is rotating within a collar with constant angular velocity ω , under a load N_s through the centre of the ball. N_s force is guaranteed reaction force $R = N_s$ which is applied at the contact point K . In the case of total hip replacement (THR) shown on Fig. 1a, the total contact force at the interface R is the sum of two components F_{jr} and T , and K is shifted backwards in an angle $\varphi = \arctan(f)$. Thus, to define the tangential (friction) force T , a torque M_f must be measured during the spherical head rotation. However, we cannot define the torque M_f because of complexity of the kinematic conditions in accordance with ISO14242 (Fig. 2) [9, 10]. Nevertheless, we need to measure the components of the torque M_f with high accuracy to calculate the real values of the friction coefficient. So, a task of the component torque precision measurement looks very important for new HIP simulator design development.



Rys. 2. Zasady kinematyczne działania stawu biodrowego zgodnie z ISO14242

Fig. 2. Kinematic regime of the HIP bearing couple action in accordance to ISO

2.2. Rodzaje niekorzystnych warunków skrajnych obciążeń

Symulacja pracy stawu biodrowego w niekorzystnych skrajnych warunkach została przeprowadzona przez autorów [11]. Jednakże otrzymane w tej pracy wyniki należy przeanalizować

2.2. Types of adverse edge loading conditions

Simulation of HIP joint behaviour in the adverse edge conditions was studied by authors [11], and it seems to be reasonable to analyse the results of [11] in more details. The aim of this study

bardziej szczegółowo [11]. Celem tego badania było określenie istotnego zużycia implantu podczas jego pracy na symulatorze stawu biodrowego. Tego rodzaju badanie ma szczególne znaczenie dla określenia pracy nowych implantów stawów biodrowych. W pracy zbadano dwa implanty stawu biodrowego ceramika–ceramika (produkowane od 1995 roku). Analiza zużycia endoprotez stawów biodrowych wykonanych z tych materiałów po operacji rewizyjnej wskazuje, że obie główki trzpieni endoprotez charakteryzują się niewielkimi pasmami (paskami) zużycia, podobnymi do tych, jakie zauważono w poprzednich badaniach wykonanych po operacjach rewizyjnych. Widoczne zużycie na panewkach charakteryzowało się niewielkim pasmem zużycia, podobnym do tego, jaki zaobserwowano na protezach pierwszej generacji wykonanych z materiału ceramika–ceramika, badanymi po operacjach rewizyjnych. Na podstawie badań fluoroskopowych, autorzy [11] sugerują, że mogło dojść do mikroseparacji (rys. 1b–1d), która mogła być czynnikiem inicjującym zużycie pasmowe w endoprotezie stawu biodrowego wykonanym z materiału ceramika–ceramika. Niewielkie przeswity między główką trzpienia a panewką (typowe promieniowe przeswity wynoszą 30 μm) wskazują, że możliwe jest, iż główka trzpienia ułożyła się stosunkowo nisko z bocznym odchyleniem. W warunkach dużego nacisku może nastąpić uszkodzenie powierzchni w formie pasma (paska) zużycia na główce trzpienia (rys. 1b–1e). Autorzy [11] zmodyfikowali symulator stawu biodrowego w taki sposób, aby odzwierciedlić sytuację przedstawioną na rys. 1 poprzez przyłożenie siły o wartości ok. 400 N w kierunku bocznym z wykorzystaniem sprężyny. Siła ta, połączona z obciążeniem dynamicznym o niskiej wartości 200 N, pozwoliła na mikroseparację. Analiza wyników badań wykazała, że mechanizm zużycia *in vivo* oraz *in vitro* jest taki sam przy zastosowaniu tej metody badań. Pod względem klinicznym stopień mikroseparacji może zależeć od wzajemnego położenia osi panewki i główki trzpienia, naprężenia tkanki miękkiej i sił mięśniowych. Pomimo iż badanie odnosiło się jedynie do zużycia implantu z materiału ceramika–ceramika, zjawisko takie jest również możliwe w przypadku implantu wykonanego z materiału metal–metal i być może metal/ceramika–UHMWPE.

was to reproduce clinically relevant wear in a physiologic hip simulator, that is especially important for novel prostheses. Two modern alumina-alumina total hip prostheses were studied (manufactured since 1995). The analysis of alumina-alumina HIPs after retrieval demonstrates that both of the femoral heads showed small wear stripes similar to those seen in previous retrieval studies. The visible wear on the cups was a small band of wear around the rim, which was the first evidence that alumina-alumina hip joint components exhibited the stripe wear morphology frequently found in retrieved first-generation alumina-alumina prostheses. Based on fluoroscopy studies authors [11] suggest that micro-separation could occur (Fig. 1b–1d) and could be a factor in stripe wear initiation in ceramic-ceramic hip prostheses, and small clearances of the head and socket (typical radial clearances are 30 μm) show that it is possible the femoral head translates inferiorly and laterally if micro-separation occurs that results in formation of a rim contact. The rim contact would occur under high stresses and could initiate surface damage in the form of a wear stripe on the head (Fig. 1b–1e). Authors [11] modified the hip simulator to replicate the micro-separation shown in Fig. 1 by applying a force of approximately 400 N in the lateral direction using a spring. This force, combined with a low swing phase load of 200 N, allowed the joint to separate. The test results reveal there is a similar wear mechanism in vivo and in vitro using this testing technique. Clinically, the degree of micro-separation may depend on alignment, position, soft tissue tension, and muscle forces. Although this study reported only the wear of alumina-alumina bearings, this phenomenon also is possible with metal-metal and possibly metal/ceramic-UHMWPE bearings. The full effect of micro-separation and adverse edge conditions on the friction and wear of different types of hip prostheses needs to be investigated further to define the relationship between friction and wear parameters.

2.3. System smarowania

Odległość między mikrochropowatościami pary trącej można określić krzywą Stribecką opisującą związek między współczynnikiem tarcia i parametrem Sommerfelda (S). W geometrii stawu biodrowego (rys. 1a) parametr Sommerfelda jest definiowany jako:

$$S = \left(\frac{\varepsilon}{R}\right)^2 \frac{\mu U}{N} \quad (1)$$

Opisuje on również zasadę smarowania od „granicznego”, przez „hydrodynamiczne” i skończywszy na „elastyczno-hydrodynamicznych”, uwzględniając wszystkie parametry charakteryzujące proces ślizgowy: μ – lepkość dynamiczną środka smarującego, U – prędkość ślizgowa, N – obciążenie. W znaczeniu fizycznym, parametr Sommerfelda jest proporcjonalny do względnej grubości filmu smarującego λ ($\lambda = h / R_q$), gdzie h jest grubością filmu smarującego, a R_q jest średnią kwadratową chropowatością [5]. Stąd:

$$\lambda \propto S = \left(\frac{\varepsilon}{R}\right)^2 \frac{\mu U}{N} \quad (2)$$

Zatem współczynnik tarcia zależy od λ i można zdefiniować trzy metody smarowania [5]:

1. smarowanie poprzez zastosowanie filmu hydrodynamicznego lub płynnego w miejscach całkowitego oddzielenia powierzchni; obciążenie przenoszone poprzez nacisk na film środka smarującego ($\lambda > 3$);
2. smarowanie poprzez zastosowanie filmu mieszanego w miejscach styku chropowatych powierzchni; obciążenie jest częściowo wyrównane poprzez zarówno naciski styczne między powierzchniami chropowatymi, jak i nacisk na film środka smarującego ($1 < \lambda < 3$);
3. smarowanie graniczne, gdzie grubość filmu środka smarującego jest niewielka, a obciążenie jest przenoszone przez chropowate powierzchnie z zaadsorbowanymi cząsteczkami środka smarującego ($\lambda > 1$).

Niektóre przykłady krzywych Stribecką w badaniach ślizgowych różnych stawów [12–15] wskazano na rys. 3. Przedstawione dane wyraźnie wskazują na występowanie różnych systemów smarowania stawów biodrowych i kolanowych. A. Unsworth w pracy [15] przedstawił analizę smarowania naturalnego stawu biodrowego i endo-

2.3. Lubrication regime

A distance between the micro-asperities of the friction pair defines the lubrication regime which usually is characterized with the Stribeck curve which describes the relationship between the friction coefficient and Sommerfeld parameter (S). In the geometry of HIP joint (Fig. 1a) similar to that of fluid bearings, the Sommerfeld parameter is defined as:

$$S = \left(\frac{\varepsilon}{R}\right)^2 \frac{\mu U}{N} \quad (1)$$

and used to identify the lubrication regimes from “boundary” to “hydrodynamic” and “elasto-hydrodynamic” taking into account all parameters characterising the sliding process: μ – lubricant dynamic viscosity, U – sliding speed, N – normal load. A physical meaning of the Sommerfeld parameter is that it looks proportional to the relative thickness of the lubricant film λ ($\lambda = h / R_q$), where h is the thickness of lubricant film and R_q is the root mean squared roughness [5]. So,

$$\lambda \propto S = \left(\frac{\varepsilon}{R}\right)^2 \frac{\mu U}{N} \quad (2)$$

So, friction coefficient depends on λ , and three lubrication regimes may be defined [5]:

1. *hydrodynamic or fluid film lubrication where surfaces are completely separated, and loading is carried by lubricant film pressure ($\lambda > 3$);*
2. *mixed-film lubrication, where some asperities get in contact, and loading is equilibrated partially by both contact stresses between asperities and lubricant film pressure ($1 < \lambda < 3$); and*
3. *boundary lubrication, where the lubricant thickness is so small, and loading is carried by asperities with adsorbed lubricant molecules ($\lambda > 1$).*

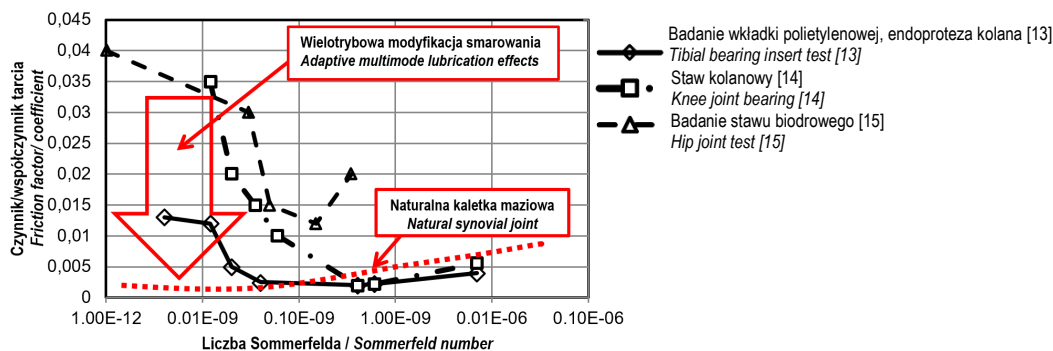
Some examples of the Stribeck curves of sliding tests of the various joints [12–15] are shown on Fig. 3. The presented data clearly demonstrate availability of various lubrication regimes of HIP and knee joints action. A. Unsworth [15] made the review of classical natural and artificial joint lubrication studies started from Osborne Reynolds

protezy tego stawu. Opisał badania przeprowadzone przez Osborne'a Reynoldsa, gdzie fizjologowie, lekarze i bioinżynierowie podjęli próbę określenia, które mechanizmy smarowania są ważne w ludzkich stawach. Stwierdzono, że proces smarowania zachodzący w stawach jest procesem pośrednim pomiędzy smarowaniem w postaci płynnego filmu (takiego, jak smarowanie hydrodynamiczne) i smarowaniem granicznym (na styku ciał stałych). Smarowanie w postaci płynnego filmu generuje tarcie pochodzące ze ścinania nietkniętej warstwy płynnej znajdującej się między powierzchniami stałymi. W tym przypadku, współczynnik tarcia $f = (\mu dU / dh) A/N$, gdzie dU / dh jest prędkością ścinania zachodzącym w cząstkach płynu przyległego do powierzchni A . Zatem stosunek prędkości (U) do grubości filmu (h) oznacza, że tarcie zależy od prędkości ślizgu i grubości płynnego filmu oddzielającego powierzchnie.

Naturalne zdrowe kaletki maziowe w stawach posiadają doskonałe cechy nośne charakteryzujące się stosunkowo dużą zdolnością przenoszenia obciążenia przy ekstremalnie niskim tarcu, dobrymi własnościami amortyzacyjnymi, nawet przy silnie obciążonym stawie biodrowym, kolanowym lub kostce. Przy różnych codziennych czynnościach taka najwyższa wydajność kaletki maziowej wydaje się być realizowana nie tylko w pojedynczym trybie smarowania, lecz również w synergistycznym połączeniu różnych trybów, od smarowania w postaci płynnego filmu do smarowania granicznego odpowiadającego rzeczywistości w danym momencie występującemu tarcu [16]. Murakami i inni [16] dokonali przeglądu różnych mechanizmów smarowania naturalnych kałek maziowych w stawach m.in. zwiększony proces smarowania, smarowanie dwufazowe i inne. Udało im się uzyskać niskie współczynniki tarcia w naturalnych stawach w szerokim zakresie liczb Sommerfelda (rys. 3). W wyniku powyższego zdefiniowano proces optymalizacji systemów smarowania endoprotez stawów (wielotrybowa modyfikacja smarowania) w zakresie smarowania granicznego i mieszanego (rys. 3). Zatem precyzyjny rzeczywisty pomiar parametrów tarcia w endoprotezach stawów ma duże znaczenie dla dokładnego zdefiniowania systemów smarowania.

in which physiologists, clinicians and bioengineers devoted a great deal of time to trying to determine which lubrication mechanisms were important in human joints. It has been defined the type of lubrication existing in the joints is based on the fundamental difference between fluid-film lubrication (such as hydrodynamic lubrication) and boundary lubrication (solid-to-solid contact). Fluid-film lubrication produces friction from shearing the intact fluid layer which exists between the solid surfaces. In this case, friction coefficient $f = (\mu dU / dh) A/N$ where, dU / dh is the shear rate of the fluid adjacent to the surface, A is the bearing area. In this case, the presence of a velocity term (U) and a film thickness term (h) means that friction depends on the sliding speed and the thickness of the fluid film separating the surfaces.

The healthy natural synovial joints have excellent load-bearing characteristics with extremely low friction, high load-carrying capacity, good shock absorption capability, smooth movement with stability and minimum wear (long durability) even in heavily loaded hip, knee and ankle joints. In various daily activities, this superior lubricating performance appears to be actualized by not single lubrication mode but the synergistic combination of various modes from the fluid film lubrication to boundary lubrication corresponding to the severity of rubbing conditions [16]. The various lubrication mechanisms of natural synovial joints such as weeping, boosted lubrication, biphasic lubrication and others have been reviewed by Murakami et al [16]. They allow to achieve the low friction coefficients of natural joints in the wide range of Sommerfeld numbers (Fig. 3). It results in clear definition of the ways of optimisation of the lubrication regimes of the artificial joints (adaptive multimode lubrication modification) at boundary and mixed lubrication fields (Fig. 3). For this reason the precision measurement of the friction parameters of real artificial joints is of great importance to exactly define the lubrication regimes.



Rys. 3. Krzywe Stribecka w badaniach tarcia wkładki polietylenowej [13], stawu kolanowego [14] i stawu biodrowego [15]

Fig. 3. Stribeck curves of the friction tests of tibial bearing insert [13], knee bearing [14], and HIP joint [15]

Opracowanie idealnego implantu łączy się z jak najdokładniejszym odtworzeniem funkcji kaletki maziowej w stawie [13]. Wiadomo, iż staw kolanowy składa się, w uproszczeniu, z dwóch kawałków kości zwieńczonych warstwą chrząstki o niskim module sprężystości, która pełni rolę swoistego łożyska. Podczas cyklu chodzenia zdrowy, naturalny staw pracuje z pełnym filmem środka smarującego oddzielającego dwie powierzchnie stawowe [13], a jego krzywa Stribeck jest zbliżona do krzywej Stribecka naturalnej kaletki maziowej stawu (czerwona przerywana linia na rys. 3). Implant może być wykonany z materiału podobnego do warstwy elastomerowego nośnego poliuretanowego (PU) o niskim module sprężystości, którego zadaniem będzie symulowanie funkcji chrząstki. Należałoby zastosować poliuretan o wyższym module sprężystości, aby zapewnić dobrą fiksację implantu [13]. Taki implant zaprojektowano do pracy w ekstremalnie niskim tarciu i zużyciu, co powinno przełożyć się na zwiększony okres trwałości endoprotezy. Pomimo iż koncepcja ta została przeanalizowana [13], pozostaje wiele kwestii technicznych i – jak dotąd – nie zastosowano wyżej wymienionego rozwiązania do modyfikacji endoprotezy stawu biodrowego. Zatem skonstruowanie symulatora tarcia dla badania endoprotezy stawu biodrowego z możliwością dokładnego pomiaru parametrów obciążenia i uzyskanie danych kinematycznych jest niezbędne do analizy wielotrybowego smarowania endoprotez stawów biodrowych. Teoretycznie możliwe jest dostosowanie parametru Sommerfelda do hydrodynamicznego trybu smarowania poprzez zmianę lepkości i geometrii interfejsu. Ewentualne rozwiązania techniczne zostaną opracowane w przyszłych pracach.

The compliant artificial bearing approach aims to mimic the natural synovial joint more closely [13]. The natural joint is known to consist of two pieces of bone capped with a layer of low-modulus cartilage that acts as a bearing. During the walking cycle, a healthy natural joint operates with a complete film of lubricant separating the two articulating surfaces [13], and its Stribeck curve is approaching to that of natural synovial joint (dotted red curve on Fig. 3). The compliant bearing may be material similar to that of low-modulus polyurethane (PU) elastomeric load-bearing layer to simulate the function of the cartilage. It needs to be bonded to a higher modulus PU backing to provide good fixation [13]. Such an arrangement has been designed to operate with extremely low friction and wear, thereby increasing the longevity of the joint. Although this concept has been previously demonstrated [13], a number of technical issues remain, and opportunities to apply the above approach for modification of HIP joint have not been tried yet. The HIP friction simulator with precision measurement of loading and kinematic parameters is needed to validate and develop adaptive multimode lubrication effects. Theoretically, an adjustment of Sommerfeld parameter to hydrodynamic lubrication regime is possible by change of viscosity of geometry of interface. The possible technical solutions will be developed in the future work.

3. OPRACOWANIE PROJEKTU SYMULATORÓW STAWU BIODROWEGO

3.1. Symulator do badań zużycia

W przypadku badań laboratoryjnych dotyczących zużycia endoprotez, skonstruowano i przeanalizowano wiele urządzeń badawczych zwanych symulatorami stawów biodrowych [17–20]. Głównym celem zastosowania symulatorów do badań zużycia jest zdefiniowanie nowych ulepszonych i wytrzymałych na zużycie materiałów do zastosowania na endoprotezy stawów biodrowych.

Międzynarodowa Organizacja Normalizacyjna (ISO) opracowała międzynarodową procedurę uzyskiwania porównywalnych wyników między laboratoriami, które zajmują się badaniami zużycia implantów [9, 10]. Wraz z wprowadzeniem Normy ISO 14242 określono parametry kontrolne: 1) odwodzenie/przywodzenie, 2) wewnętrzna/zewnętrzna rotacja (IE), 3) zgięcie/wyprost oraz 4) obciążenie osiowe uzyskane z analizy chodu. Zdefiniowano wzór przyłożonej siły, częstotliwość, czas trwania badania, konfigurację oraz parametry środowiska badawczego.

Symulator pozwala na badanie biomechaniki endoprotez stawów w kontrolowanych warunkach. Uzyskane wyniki badań powinny dostarczyć potwierdzenia zasadności zastosowania wybranego materiału dla danej konstrukcji implantu w różnych warunkach. Jednakże różne konstrukcje symulatorów mogą przekazać dane różniące się znacznie dla tych samych materiałów obecnie dostępnych na rynku takich, jak UHMWPE, stopy CoCr, ceramika itd. Jednym z możliwych powodów rozrzutu wyników badań są zastosowane odmienne systemy smarowania w każdym konkretnym przypadku. Oczywistym jest zatem, iż należy opracować takie symulatory tarcia, które pozwolą na wiarygodne (certyfikowane) wykonanie badań zużycia w konkretnych warunkach tarcia w każdym momencie cyklu chodu.

3.2. Symulator tarcia

Ocena zachowania tarcia i zużycia THR (*Total Hip Replacement* – alloplastyka stawu biodrowego) *in vitro* jest możliwa przy dokładnych pomiarach tribologicznych, co nie jest łatwym za-

3. HIP SIMULATORS DESIGN DEVELOPMENT

3.1. Wear simulator

A main aim of the wear simulators application is to define the real HIP exploitation properties improve wear resistant materials for hip prostheses. For laboratory wear studies of HIP joints, a number of different test devices called hip joint simulators have been built and analysed [17–20].

The International Organizations for Standardization (ISO) developed an international procedure to obtain comparable results between laboratories [9, 10]. With the introduction of ISO 14242 Standards the important issues controlling the kinematic and loading test parameters have been established: 1) abduction/adduction, 2) inward/outward (internal/external, IE) rotation, 3) flexion/extension, and 4) axial load obtained from gait analysis. The pattern of the applied force, frequency and duration of testing, sample configuration and test environment are defined.

Joint simulator tests allows to simulate the biomechanics of human joints in controlled conditions. Results from simulator testing can provide confirmation of the material's performance for a given geometric design under a variety of operating conditions. However, it is well known that the different simulator designs provide high data dispersion even with a narrow choice of commercially available materials such as UHMWPE, CoCr alloys, alumina, etc. One of the possible reasons of experimental results scatter is a vagueness of the lubrication regimes for each particular case. From this viewpoint, development of friction simulators is important because it allows to perform the wear tests at certain friction conditions at every time of the gait cycle.

3.2. Friction simulator

In vitro assessment of friction and wear behaviour of THRs is possible with accurate tribological measurements which is difficult for HIP couples. Nevertheless, the friction parameters of

daniem dla implantu stawu biodrowego. Tym niemniej otrzymane parametry tarcia endoprotezy stawu biodrowego są wrażliwymi i użytecznymi danymi, które mogą zasygnalizować wiele problemów związanych z użytkowaniem danego implantu. Charakterystyka tarcia dla THR jest istotna, jeśli zostanie ono zdefiniowane na symulatorze odzwierciedlającym cały cykl chodzenia. W przeszłości symulatory wahadłowe były stosowane do pomiarów tarcia endoprotezy stawu biodrowego [17]. Wahadłowy pomiar tarcia może uwzględnić zarówno parametry materiałowe, konstrukcję, jak i geometrię całego układu THR, przy czym może zostać zastosowany jedynie przy niskich cyklach obciążenia i w ruchu w jednej płaszczyźnie. Taką metodykę badawczą zastosowano w pracy naukowej i pomiarach THR prowadzonych przez zespół profesora A. Unswortha z Uniwersytetu Durham w Wielkiej Brytanii [15]. Określili oni całkę generowania tarcia wszystkich powierzchni układu endoprotezy stawu biodrowego, przyjmując prosty czynnik tarcia podobny do współczynnika tarcia, oszacowany na podstawie ogólnego momentu tarcia podzielonego przez promień stawu biodrowego.

Tym niemniej złożone warunki kinematyczne ruchu stawu biodrowego, zgodnie z ISO 14242, prowadzą do zmiany ogólnego momentu tarcia i prędkości poślizgu U . Stąd jednym z głównych zadań związanych z opracowaniem konstrukcji symulatora do badań zużycia implantów stawu biodrowego jest precyzyjny pomiar składowych momentu tarcia i obliczenie ogólnego momentu tarcia. Zadanie jest rozwiązywane przez autorów [21] przy zastosowaniu 12-stanowiskowego symulatora stawu biodrowego AMTI (Watertown, MA). Symulator jest w stanie zapewnić zgięcie, przywodzenie i rotację IE, w którym wszystkie parametry są wzbudzone oddzielnie, a jednocześnie przykładana jest dynamiczna osiowa siła ściskająca. Zgięcie i przywodzenie są realizowane poprzez obracanie panełki względem środka główki trzpienia. Rotacja IE i siła ściskająca są wywoływane poprzez obracanie samej główki trzpienia w wyniku przyłożenie dolnego napędu.

Ogólny moment tarcia został zmierzony przez autorów [21] przy wykorzystaniu równowagi sił i momentów zmierzonych za pomocą urzą-

the HIP couple is, however, a sensitive and useful data which would signal many of the wear problems. Characterizing THR friction can help especially if friction can be measured and tracked accurately during both the gait cycle and prolonged wear simulation tests. Historically, the pendulum simulators have been used to measure friction of the HIP couples [17]. The pendulum-type frictional measurement can take into account both material and design or geometry of the whole THR systems, but it may be applied only at the low loading numbers and motion in one plane to obtain accurate friction measurements. This simple design approach was used and developed in detail in a scientific work and measurements of THR friction by the team of prof. A. Unsworth at the University of Durham, United Kingdom [15]. They characterized the integral of the friction generating tendency of all the articulating surfaces of a HIP system by a simple coefficient-like friction factor, estimated by the overall frictional torque divided by the radius of the HIP joint.

However, the complex kinematic conditions of HIP joint movement in accordance to ISO 14242 leads to variation of the overall frictional torque and sliding speed U . So, one of the main task of friction simulator development is precise measurement of frictional torque components and calculation of the overall frictional torque. This task is solved by authors [21] for 12-station AMTI hip simulator (Watertown, MA). The simulator is able to provide flexion, abduction, and IE rotations all actuated separately and simultaneously while a dynamic axial compressive load is applied. Flexion and abduction are being performed by rotation of the acetabular components relatively the centre of the femoral head. IE rotation and compressive force were applied by rotating the femoral head itself and translating the lower actuator.

The overall frictional torque was measured by authors [21] based on equilibrium of forces and moments measured by a 6-degree-of-freedom (DOF) load cell. From our point of view, app-

dzenia z sześcioma stopniami swobody (DOF). Jednakże zastosowanie urządzenia z sześcioma stopniami swobody (DOF) nie pozwala na zmierzenie składowych momentu tarcia z wystarczającą dokładnością. Zmodyfikowany schemat kinematyczny symulatora tarcia z oddzielnym ruchem i pomiarem składowych momentu tarcia przedstawiono na rys. 4. Zainstalowanie oddzielnych mierników siły pozwala na zmierzenie siły osiowej F_z wzdłuż osi kości udowej (x), momentu M_z wokół osi (z) i momentów wokół osi M_x i M_y .

lication of 6 DOF load cell does not allow to measure frictional torque components with sufficient accuracy. The modified kinematic scheme of the friction simulator with separate moving and measurement of the frictional torque components is shown on Fig.4. The separate load cells installed allow to measure axial force F_z along the femoral (z) axis, moment M_z about the z -axis and moments about orthogonal axes M_x and M_y .

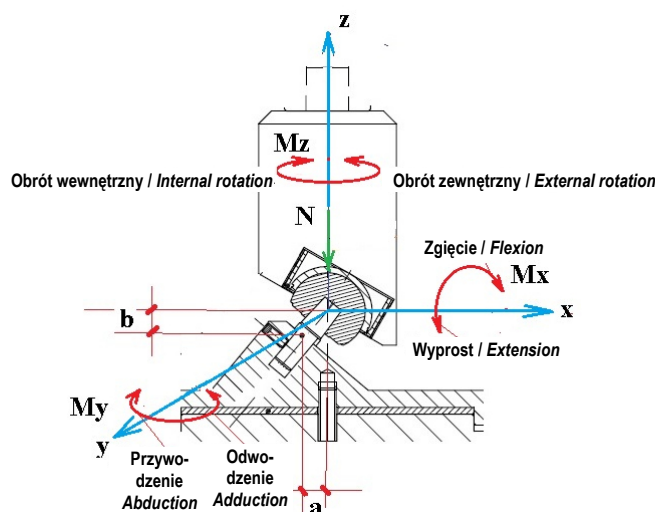


Fig. 4. Schemat symulatora tarcia stawu biodrowego z oddzielnym ruchem i pomiarem składowych momentu tarcia
Fig. 4. Schematics of HIP friction simulator with separate moving and measurement of the frictional torque components

Obliczanie czynnika tarcia zgodnie z [21] zostało opisane poniżej.

3.3. Opracowanie metody obliczania czynnika tarcia

Obliczanie opiera się na skonstruowaniu równań równowagi liniowej siły pionowej i poziomej oraz równowagi momentu, które obejmują wszelkie możliwe siły i momenty netto (rys. 5a, 5b). Dane dotyczące zmierzonej siły i momentu są następnie zastosowane do obliczania momentu tarcia wokół trzech osi obrotowych biodra, a mianowicie: zgięcia–wyprostu, przywodzenia–odwodzenia i rotacji IE. Sytuacja powodowana przez zgięcie jest uważana za pierwszą z najprostszymi (rys. 5b). Przeprowadzono dwuwymiarową (2D) analizę z równowagą wszystkich sił w kierunkach y i z oraz wszystkich mo-

The calculation procedure in accordance to [21] is described below.

3.3. Development of calculation procedure of the friction factor

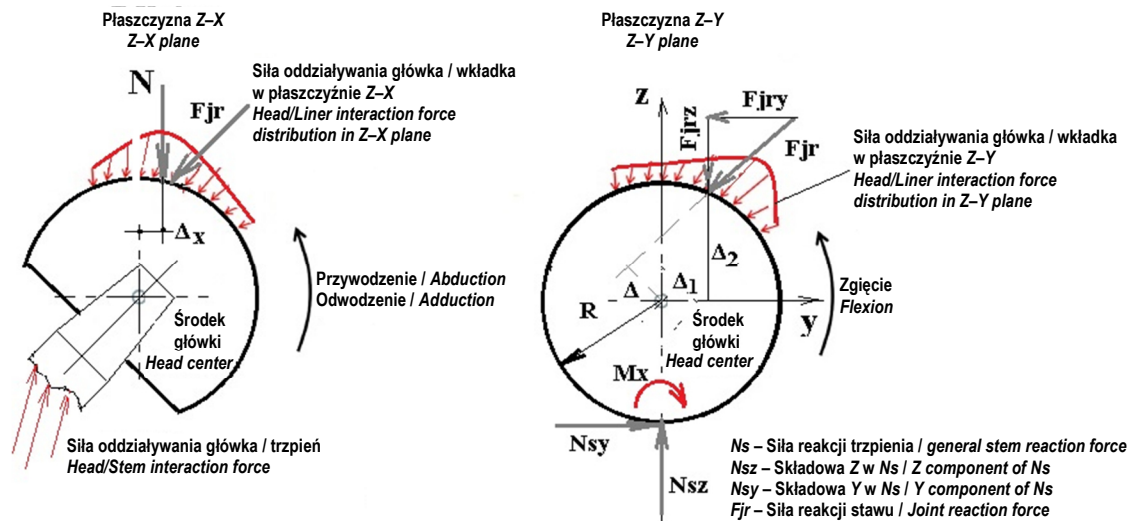
The calculation is based on construction of equations of vertical and horizontal linear force equilibria, and moment equilibria, which include all possible net forces and moments (Fig. 5a, 5b). The measured force and moment data are utilized to calculate the frictional torque about each of three rotational axes of the hip, namely, flexion–extension, abduction–adduction, and IE rotations. The situation caused by flexion is considered first for simplicity (Fig. 5b). A two-dimensional (2D) analysis with equilibrium of all forces in the y and z directions and all moments or torques around the x -axis was conducted in the following. The other

mentów wokół osi z. Pozostałe dwa ruchy rotacyjne (przywodzenie i obroty IE) mogą być traktowane podobnie.

Następnie należy określić momenty tarcia μ względem płaszczyzn ZY, ZX i XY (zgięcie, przywodzenie i rotacja IE).

two rotations (abduction and IE rotations) can be treated similarly.

The aim is to determine a frictional torques μ relatively axis normal to ZY, ZX and XY planes (flexion, abduction and IE rotation).



Rys. 5. Siły i momenty działające w płaszczyznach Z-X (a) i Z-Y (b) stawu biodrowego

Fig. 5. Forces and moments acting in the Z-X (a) and Z-Y (b) planes of the HIP joint

Określenie μ z równowagi płaszczyzna Z-Y:

$$F_{jrz} - N_{sz} = 0; \quad (3)$$

$$N_{sy} - F_{jry} = 0; \text{ równowaga momentów wokół} \\ \text{środku główki: } M_x - F_{jr}\Delta - N_{sy} \cdot R = 0 \quad (4)$$

Wyrażenie μ określa oddziaływanie (związek) poszczególnych sił składowych:

$$\mu = F_{jrz}\Delta_1 - F_{jry}\Delta_2 \quad (5)$$

Założenie: ponieważ główka trzpienia jest sztywno przytwierdzona za pomocą stożkowego sworznia do dolnej płyty, środek montażu znajduje się w odległości d :

$$M_x - F_{jry}(\Delta_2 + d) + F_{jrz}\Delta_1 \quad (6)$$

Odejmując (5)-(6):

$$F_{jrz}\Delta_1 - F_{jry}\Delta_2 - M_x + F_{jry}\Delta_2 + F_{jry} \cdot d - -F_{jrz}\Delta_1 = \\ = \mu \cdot \rightarrow \mu = -M_x + F_{jry} \cdot d \quad (7)$$

Determination of μ from Z-Y plane equilibrium:

$$F_{jrz} - N_{sz} = 0; \quad (3)$$

$$N_{sy} - F_{jry} = 0; \text{ moment equilibrium about} \\ \text{head center: } M_x - F_{jr}\Delta - N_{sy} \cdot R = 0 \quad (4)$$

Express μ explicitly in terms of separate joint reaction force components:

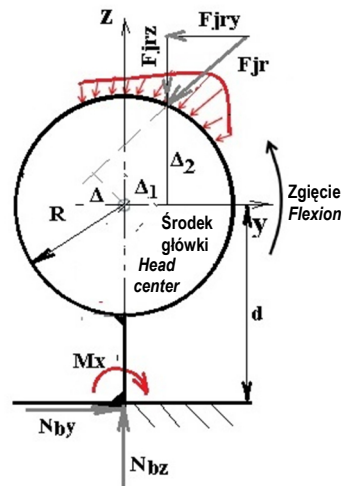
$$\mu = F_{jrz}\Delta_1 - F_{jry}\Delta_2 \quad (5)$$

Assumption: because the femoral head is rigidly attached by a tapered pin to bottom plate the center of mounting is located at the distance d :

$$M_x - F_{jry}(\Delta_2 + d) + F_{jrz}\Delta_1 \quad (6)$$

Subtracting (5)-(6):

$$F_{jrz}\Delta_1 - F_{jry}\Delta_2 - M_x + F_{jry}\Delta_2 + F_{jry} \cdot d - -F_{jrz}\Delta_1 = \\ = \mu \cdot \rightarrow \mu = -M_x + F_{jry} \cdot d \quad (7)$$



Rys. 6. Siły i momenty działające na główkę trzpienia endoprotezy stawu biodrowego w płaszczyźnie Z-Y (rys. 4)

Fig. 6. Forces and moments acting on the HIP head in the Z-Y plane mounted with the pin (Fig. 4)

Równanie równowagi na osi Y wynosi $Nby - Fjry = 0$. Zatem:

$$\mu_{zgięcie} = -Mx + Nby \cdot d \quad (7)$$

Dalsza analiza podobna do wyżej przedstawionej wykazuje:

$$\mu_{przywodzenie} = -My + Nbx \cdot d \quad (8)$$

$$\mu_{IE} = -Mz \quad (9)$$

$$\mu_{całkowity} = (\mu_{zgięcie}^2 + \mu_{przywodzenie}^2 + \mu_{IE}^2)^{0.5} \quad (10)$$

Prędkość poślizgu U_{total} oblicza się według podobnego równania:

$$U_{całkowity} = (U_{zgięcie}^2 + U_{przywodzenie}^2 + U_{IE}^2)^{0.5} \quad (11)$$

Wyniki obliczeń liczby Sommerfelda w każdym punkcie cyklu przedstawiono na rys. 7 wraz z wykresem normalnych. Wyniki wykazują, że liczba Sommerfelda zmienia się w zakresie $1,2 \cdot 10^{-8}$ do $4,0 \cdot 10^{-10}$ dla 50% cyklu, a zatem jej wahania w zależności od rzeczywistych parametrów smarowania pod obciążeniem są względnie małe. Jednakże, wpływ tego parametru na tribologię i zużycie THR nie został jeszcze dokładnie określony i będzie opisany w kolejnym artykule.

However, equilibrium equation on axis Y is $Nby - Fjry = 0$. So,

$$\mu_{flexion} = -Mx + Nby \cdot d \quad (7)$$

Further analysis similar to above results in:

$$\mu_{abduction} = -My + Nbx \cdot d \quad (8)$$

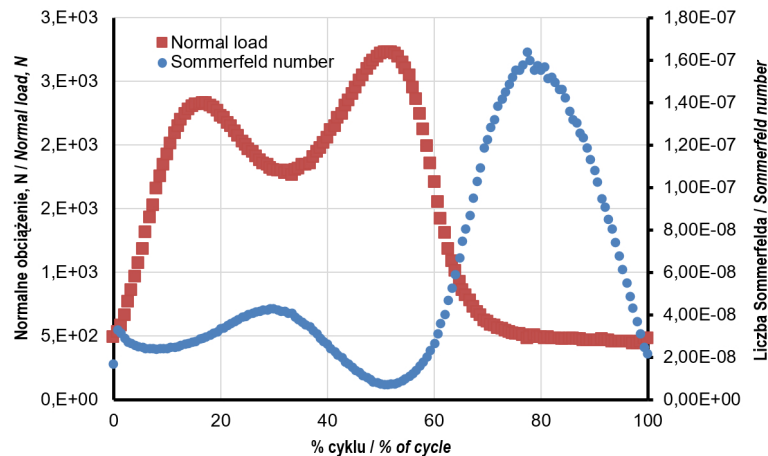
$$\mu_{IE} = -Mz \quad (9)$$

$$\mu_{total} = (\mu_{flexion}^2 + \mu_{abduction}^2 + \mu_{IE}^2)^{0.5} \quad (10)$$

The sliding velocity U_{total} is calculated with similar equation:

$$U_{total} = (U_{flexion}^2 + U_{abduction}^2 + U_{IE}^2)^{0.5} \quad (11)$$

The results of Sommerfeld parameter calculation in each point of the gain cycle are presented on Fig.7 together with normal load diagram. The results reveal that Sommerfeld parameter varies slightly within the range of $1.2 \cdot 10^{-8}$ - $4.0 \cdot 10^{-8}$ for 50% of the cycle. So, the variation of the real lubrication regime of the loaded part of the gain cycle is relatively small. However, an influence of this factor on the THR tribology and wear performance is not studied yet, and it will be the goal of the following paper.



Rys. 7. Wykres zależności liczby Sommerfelda S i normalnego obciążenia N od czasu podczas jednego cyklu

Fig. 7. Sommerfeld parameter S and the normal load N vs gain cycle time

4. WNIOSKI

Przedstawiono analizę literaturową stanu obecnych badań endoprotez stawów biodrowych THR (*Total Hip Resurfacing*) w zakresie parametrów kinematycznych, tarcia i zużycia. Wykazano, że:

1. geometria (konstrukcja) endoprotezy stawu biodrowego wpływa na tarcie i jego zużycie podczas eksploatacji (cyklu życia);
2. tarcie i zużycie dla biozgodnych endoprotez stawów biodrowych są dwoma krytycznymi parametrami, od których zależy powodzenie kliniczne implantacji;
3. symulacja tarcia i zużycia endoprotez stawów biodrowych dla realnych warunków jego pracy jest warunkiem koniecznym w ocenie eksploatacyjnych charakterystyk różnych konstrukcji endoprotez; niezbędne jest porównanie parametrów tarcia w zależności od zadanych parametrów smarowania i mechanizmów zużycia podczas kontrolowanego tarcia.

Obecnie kontynuowane są prace badawczo-rozwojowe związane z metodyką tarcia i smarowania podczas całego cyklu pracy symulatora.

PODZIĘKOWANIA

Artykuł przygotowany w ramach pracy własnej.

4. CONCLUSION

State-of-art of studies of kinematic conditions, friction and wear of THRs is analysed. It is shown that:

1. *geometry of the HIP joint defines the friction and wear regimes of its action;*
2. *tribology (friction and wear) of the artificial HIP joints, associated with biocompatibility, are two critical aspects responsible for the clinical success of a hip implant;*
3. *the simulation of the friction and wear in real conditions of artificial HIP joint action is needed to assess the performance of different hip implant designs by comparing their friction parameters depending on lubrication conditions and wear mechanisms controlled by friction.*

The calculation procedure of the friction and lubrication parameters during the whole simulation cycle is developed, and will be applied for processing of the experimental data of simulation tests.

ACKNOWLEDGEMENTS

Article prepared as part of Author's own research.

LITERATURA

- [1] de Villiers Danielle, Julia C. Shelton. 2016. „Measurement outcomes from hip Simulators”. *Proc IMechE Part H: J Engineering in Medicine* 2016 230 (5): 398–405. DOI: 10.1177/0954411916628559.
- [2] Langton D.J., S.S. Jameson, T.J. Joyce, J.N. Gandhi, R. Sidaginamale, P. Mereddy, J. Lord, A.V.F. Nargol. 2011. „Accelerating failure rate of the ASR total hip replacement”. *Journ. Bone Joint Surg* 93b: 1011–1016.
- [3] Saikko Vesa. 2015. „Adverse condition testing with hip simulators”. *Biotribology* 1–2: 2–10.
- [4] Bergmann G., F. Graichen, A. Rohlmann, A. Bender, B. Heinlein, G.N. Duda, M.O. Heller, M.M. Morlock. 2010. „Realistic loads for testing hip implants”. *Bio-Medical Materials and Engineering* 20/2: 65–75.
- [5] Di Puccio Francesca, Mattei Lorenza. 2015. „Biotribology of artificial hip joints”. *World J Orthop* Jan 18, 6 (1): 77–94. DOI: 10.5312/wjo.v6.i1.77.
- [6] Mello Trommer Rafael, Márcia Marie Maru. 2017. „Importance of preclinical evaluation of wear in hip implant designs using simulator machines – Review”. *Revista Brasileira Ortopedia* 52 (3): 251–259.
- [7] Hutchings I., P. Shipwa. 2007. *Tribology*. Butterworth Heinemann Ltd.
- [8] Sudeep I., M. Nosonovsky, V.K. Satish, R.L. Michael, L.M. Pradeep. 2013. *Tribology for Scientists and Engineers*. Springer-Verlag.
- [9] ISO 14242–1, Implants for surgery -- Wear of total hip-joint prostheses -- Part 1: Loading and displacement parameters for wear-testing machines and corresponding environmental conditions for test, 2002.
- [10] ISO 14242–2. Implants for surgery -- Wear of total hip-joint prostheses -- Part 2: Methods of measurement, 2002.
- [11] Nevelos J., E. Ingham, C. Doyle, R. Streicher, A. Nevelos, W. Walter, J. Fisher. 2000. „Microseparation of the Centers of Alumina-Alumina Artificial Hip Joints During Simulator Testing Produces Clinically Relevant Wear Rates and Patterns”. *The Journal of Arthroplasty* 15/6: 793–795.
- [12] Shigley J.E., C.R. Mischke. 1989. *Mechanical Engineering Design*. New York: McGraw-Hill.
- [13] Jones E., S.C. Scholes, A. Unsworth, I.C. Burgess. 2008. „Compliant-layer tibial bearing inserts: Friction testing of different materials and designs for a new generation of prostheses that mimic the natural joint”. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers*. 222 (8): 1197–1208.
- [14] Auger D.D., D. Dowson, J. Fisher. 1995. „Cushion form bearings for total knee joint replacement. Part 1: design, friction and lubrication”. *Proc. Instn Mech. Engrs, Part H: J. Engineering in Medicine* 209: 73–81.
- [15] Unsworth A. 2016. „Some aspects of frictional measurements in hip joint simulators”. *Proc IMechE Part H: J Engineering in Medicine* 230 (5): 359–365.

REFERENCES

- [1] de Villiers Danielle, Julia C. Shelton. 2016. „Measurement outcomes from hip Simulators”. *Proc IMechE Part H: J Engineering in Medicine* 2016 230 (5): 398–405. DOI: 10.1177/0954411916628559.
- [2] Langton D.J., S.S. Jameson, T.J. Joyce, J.N. Gandhi, R. Sidaginamale, P. Mereddy, J. Lord, A.V.F. Nargol. 2011. „Accelerating failure rate of the ASR total hip replacement”. *Journ. Bone Joint Surg* 93b: 1011–1016.
- [3] Saikko Vesa. 2015. „Adverse condition testing with hip simulators”. *Biotribology* 1–2: 2–10.
- [4] Bergmann G., F. Graichen, A. Rohlmann, A. Bender, B. Heinlein, G.N. Duda, M.O. Heller, M.M. Morlock. 2010. „Realistic loads for testing hip implants”. *Bio-Medical Materials and Engineering* 20/2: 65–75.
- [5] Di Puccio Francesca, Mattei Lorenza. 2015. „Biotribology of artificial hip joints”. *World J Orthop* Jan 18, 6 (1): 77–94. DOI: 10.5312/wjo.v6.i1.77.
- [6] Mello Trommer Rafael, Márcia Marie Maru. 2017. „Importance of preclinical evaluation of wear in hip implant designs using simulator machines – Review”. *Revista Brasileira Ortopedia* 52 (3): 251–259.
- [7] Hutchings I., P. Shipwa. 2007. *Tribology*. Butterworth Heinemann Ltd.
- [8] Sudeep I., M. Nosonovsky, V.K. Satish, R.L. Michael, L.M. Pradeep. 2013. *Tribology for Scientists and Engineers*. Springer-Verlag.
- [9] ISO 14242–1, Implants for surgery -- Wear of total hip-joint prostheses -- Part 1: Loading and displacement parameters for wear-testing machines and corresponding environmental conditions for test, 2002.
- [10] ISO 14242–2. Implants for surgery -- Wear of total hip-joint prostheses -- Part 2: Methods of measurement, 2002.
- [11] Nevelos J., E. Ingham, C. Doyle, R. Streicher, A. Nevelos, W. Walter, J. Fisher. 2000. „Microseparation of the Centers of Alumina-Alumina Artificial Hip Joints During Simulator Testing Produces Clinically Relevant Wear Rates and Patterns”. *The Journal of Arthroplasty* 15/6: 793–795.
- [12] Shigley J.E., C.R. Mischke. 1989. *Mechanical Engineering Design*. New York: McGraw-Hill.
- [13] Jones E., S.C. Scholes, A. Unsworth, I.C. Burgess. 2008. „Compliant-layer tibial bearing inserts: Friction testing of different materials and designs for a new generation of prostheses that mimic the natural joint”. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers*. 222 (8): 1197–1208.
- [14] Auger D.D., D. Dowson, J. Fisher. 1995. „Cushion form bearings for total knee joint replacement. Part 1: design, friction and lubrication”. *Proc. Instn Mech. Engrs, Part H: J. Engineering in Medicine* 209: 73–81.
- [15] Unsworth A. 2016. „Some aspects of frictional measurements in hip joint simulators”. *Proc IMechE Part H: J Engineering in Medicine* 230 (5): 359–365.

- [16] Murakami T., S. Yarimitsu, N. Sakai, K. Nakashima, T. Yamaguchi, Y. Sawae. 2017. „Importance of adaptive multimode lubrication mechanism in natural synovial joints”. *Tribology International* 113: 306–315.
- [17] Affatato S., M. Spinelli, M. Zavalloni, C. Mazzega-Fabbro, M. Viceconti. 2008. „Tribology and total hip joint replacement: Current concepts in mechanical simulation: Review” *Medical Engineering & Physics* 30: 1305–1317.
- [18] Saikko V. 2005. „A 12-station anatomic hip joint simulator”. *Institution of Mechanical Engineers. Proceedings. Part H: Journal of Engineering in Medicine* 219 (6): 437–448.
- [19] Calonius O., V. Saikko. 2003. „Force track analysis of contemporary hip simulators”. *J. Biomechanics* 17 (36): 1719–1726.
- [20] Saikko V., O. Calonius. 2003. „An improved method of computing the wear factor for total hip prostheses involving the variation of relative motion and contact pressure with location on the bearing surface”. *J. Biomechanics* 36 (12): 1819–1827.
- [21] Haider H., J.N. Weisenburger, K.L. Garvin. 2016. „Simultaneous measurement of friction and wear in hip simulators”. *Proc IMechE Part H: J Engineering in Medicine* 230 (5): 373–388.
- [16] Murakami T., S. Yarimitsu, N. Sakai, K. Nakashima, T. Yamaguchi, Y. Sawae. 2017. “Importance of adaptive multimode lubrication mechanism in natural synovial joints”. *Tribology International* 113: 306–315.
- [17] Affatato S., M. Spinelli, M. Zavalloni, C. Mazzega-Fabbro, M. Viceconti. 2008. “Tribology and total hip joint replacement: Current concepts in mechanical simulation: Review” *Medical Engineering & Physics* 30: 1305–1317.
- [18] Saikko V. 2005. “A 12-station anatomic hip joint simulator”. *Institution of Mechanical Engineers. Proceedings. Part H: Journal of Engineering in Medicine* 219 (6): 437–448.
- [19] Calonius O., V. Saikko. 2003. “Force track analysis of contemporary hip simulators”. *J. Biomechanics* 17 (36): 1719–1726.
- [20] Saikko V., O. Calonius. 2003. “An improved method of computing the wear factor for total hip prostheses involving the variation of relative motion and contact pressure with location on the bearing surface”. *J. Biomechanics* 36 (12): 1819–1827.
- [21] Haider H., J.N. Weisenburger, K.L. Garvin. 2016. “Simultaneous measurement of friction and wear in hip simulators”. *Proc IMechE Part H: J Engineering in Medicine* 230 (5): 373–388.