

PROBLEMY NIEKONWENCJONALNYCH UKŁADÓW ŁOŻYSKOWYCH

Łódź 09-10 maja 1995 roku

Mieczysław Korzyński (*Politechnika Rzeszowska*),
Janusz Cwanek (*Szpital Wojewódzki Nr 1 w Rzeszowie*)

PRÓBA KOMPUTEROWEJ SYMULACJI PRACY STAWU BIODROWEGO

SŁOWA KLUCZOWE

staw biodrowy, model, symulacja komputerowa,

STRESZCZENIE

W referacie przedstawiono próbę komputerowej symulacji zachowania się ludzkiego stawu biodrowego podczas chodzenia, poprzez przedstawienie stawu w postaci modelu Kelvina - Voigta ciała reologicznego. Obliczano grubość szczeliny maziowej w każdym kroku, w zależności od przeciążenia stawu, liczby przebytych kroków i zmian wartości współczynników modelu symulujących zmiany stanu stawu.

WPROWADZENIE

Z punktu widzenia mechaniki ludzki staw biodrowy jest przykładem przegubu kulisto-panewkowego. Tworzące go końce kostne (głowa kości udowej i panewka miednicy) tworzą współpracującą parę cierną i otoczone są torebką stawową wypełnioną płynem synowialnym - mazią stawową. Współpracujące powierzchnie pokryte są tkanką szklistą chrząstką stawową charakteryzującą się znaczną sprężystością. Obrąbek panewkowy w postaci pierścienia włóknisto-chrząstnego powiększa powierzchnię kontaktu panewki z głową kości udowej. Część środkowa panewki stawowej nie jest pokryta chrząstką stawową. Znajduje się w niej więzadło głowy kości udowej, błona maziowa oraz pewna ilość tkanki tłuszczowej.

Torebka stawowa jest krótkim i ciasnym workiem, który wzmocniony jest aparatem więzadłowym o podłużnym i okrężnym przebiegu. Więzadła nie okrążają całkowicie torebki stawowej tak, że w niektórych miejscach torebkę stawową wzmacniają silne mięśnie. Panewka obejmuje głowę kości udowej w części górnej i tylnej, natomiast część przednia przylega do więzadła biodrowo-łędźwiowego, hamującego w znacznym stopniu ruch wyprostny stawu. Gdy człowiek znajduje się w pozycji stojącej torebka stawowa jest silnie napięta i skręcona.

Znajdująca się pomiędzy współpracującymi powierzchniami stawowymi maź stawowa stwarza warunki tarcia płynnego, tylko wyjątkowo, w niekorzystnych warunkach (przeciążenia, biegi, skoki czy nadwaga) dochodzi do zmniejszenia grubości filmu smarnego. Chociaż niektórzy autorzy nie dopuszczają takiej możliwości [5], to jednak wydaje się, że w krańcowych przypadkach może dojść nawet do bezpośredniego kontaktu powierzchni

chrząstek panewki i głowy kości udowej i wystąpienia ich przyspieszonego zużycia tribologicznego[4, 6, 8, 9, 10 i in.].

W chwili wykroku hamowane głównie przez mięśnie rozluźniane więzadła stwarzają dobre warunki do wypełnienia mazią stawową komory torebki stawowej, natomiast w chwili prostowania biodra następuje wtłoczenie mazi stawowej do przestrzeni pomiędzy panewką a głową kości udowej w wyniku skręcenia torebki stawowej i więzadeł. Wybitnie pomagają w tym więzadła okrężne, które w tym czasie przesuwają się w kierunku głowy kości udowej i panewki uniemożliwiając wypływ mazi ze szczeliny stawowej, spełniając rolę dławika [2]. Tak więc w chwili największego obciążenia maź nie może wypłynąć ze strefy zawartej pomiędzy powierzchniami stawowymi ze względu na wyżej opisane działanie uszczelniające więzadeł.

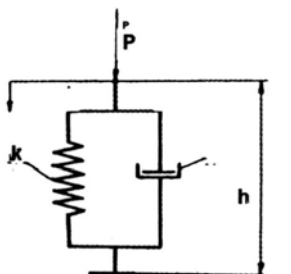
Pod działaniem normalnego obciążenia chrząstka stawowa nie ulega odkształceniu. Większe obciążenie stawu powoduje dopasowanie się kształtów współpracujących powierzchni głowy i panewki do siebie. Jest to możliwe dzięki arkadowemu przebiegowi włókien kolagenowych chrząstki i pozwala jej na odkształcanie się podczas obciążenia i powrót do poprzedniego kształtu po jego ustaniu.

Przyłożone do chrząstki obciążenie powoduje wyciskanie z niej płynu śródmiąższowego, który po ustaniu obciążenia jest ponownie absorbowany lecz sieć włókien utrudniających powrót do stanu wyjściowego powoduje, że następuje to z pewnym opóźnieniem. Można powiedzieć, że chrząstka zachowuje się jak ośrodek lepko-sprężysty. Spełniająca rolę płynu smarującego maź stawowa, zwilża powierzchniową warstwę chrząstki, dzięki czemu ma ona doskonałe właściwości poślizgowe. Po ustaniu obciążenia, maź stawowa częściowo powraca do stanu wyjściowego tzn. jest lepko-sprężysta. Jej lepkość jest o rząd wielkości większa niż lepkość wody i zmienia się wraz z prędkością ścinania, grubością warstwy i temperaturą. Lepkość rośnie przy malejącej prędkości ścinania a także pod wpływem zwiększania stężenia hialuronatu - głównego składnika mazi stawowej. W pewnych warunkach lepkość mazi stawowej może wzrosnąć nawet o dwa rzędy [11].

MODELE MECHANICZNE STAWU BIODROWEGO

Zarówno chrząstka stawowa jak i maź stawowa wykazują cechy ośrodków lepko-sprężystych i można do badań ludzkiego stawu biodrowego przyjmować odpowiednie modele mechaniczne cieczy nienewtonowskich. Jednak należy mieć na uwadze, że ludzki staw biodrowy nie jest zwykłym mechanizmem i znaczny wpływ na jego funkcjonowanie mają nie tylko "czynniki konstrukcyjne" takie jak budowa anatomiczna (wady budowy, struktura tkanek itp.), czynniki tribologiczne takie jak tarcie i smarowanie ale również (a może przede wszystkim) biochemiczne, genetyczne itp. oddziaływania na stan i właściwości elementów stawu, specyficzne dla żywych organizmów.

Na obecnym etapie wiedzy daleko jest jeszcze do stworzenia modelu badawczego stawu biodrowego, ujmującego wszystkie czynniki wyszczególnionych oddziaływań, nie jest wykluczone, że niektóre z nich nie są jeszcze w ogólnie znane, a na pewno wpływ wielu z nich nie jest jeszcze określony. Obecne badania modelowe to przeważnie badania różnorodnych, stosunkowo prostych modeli takich jak model reologiczny Maxwella czy Kelvina - Voigta (rys. 1.), budowanych w analogii do konstrukcji mechanicznych (łożysk, amortyzatorów, przegubów) a nie modeli całego skomplikowanego systemu biomechanicznego jakim jest ludzki staw biodrowy.

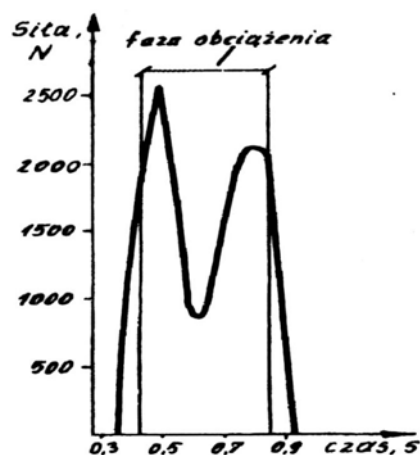


Rys. 1. Model Kelvina Voigta

BADANIA

We wszelkiego rodzaju badaniach powyżej przedstawionych modeli przyjmowane są współczynniki sprężystości i tłumienia podobnie jak dla płynów nieorganicznych a staw traktowany jest jak mechanizm; dlatego otrzymywane wyniki nie korespondują z obserwacjami stawów ludzkich czynionymi "w naturze". Tak np. w pracy [1] symulując pracę stawu biodrowego za pomocą przedstawionego na rys. 1 modelu Kelvina (Voigta) (przyjmując masę ciała 60 kg i grubość warstwy mazi w stawie 2 μm obliczono współczynnik tłumienia $\eta = 0,2437$ s i współczynnik

sprężystości $k = 133,7$ daN/ μm a następnie określono dopuszczalne jednorazowe przeciążenie stawu na 1,33 oraz krytyczną (tzn. powodującą spadek warstwy mazi w stawie do zera) liczbę kroków bez przeciążenia na 60, co dalece odbiega od rzeczywistych możliwości ludzkich stawów biodrowych. Rozbieżność taka wynika z przyjęcia pewnych, jak się okazało zbyt daleko idących, uproszczeń. Założono bowiem, że siła działająca na staw podczas chodzenia może być symulowana jako impu prostokątny a także przyjęto liniowość, zarówno współczynnika sprężystości, jak i współczynnika tłumienia, tzn. założono, że właściwości sprężyste i tłumiące nie zależą od aktualnego stanu mechanicznego badanego układu co w odniesieniu do żywego stawu jest bardzo grubym uproszczeniem. Wiadomo bowiem, że tak sprężystość jak i lepkość, a także szereg innych



parametrów fizyko-mechanicznych cieczy i chrząstki stawowej. Rysunek 2 przedstawia obciążenie stawu biodrowego różnymi czynnikami charakteryzującymi aktualny stan stawu (stan zdrowotny, temperatura, szybkość ruchu itp.).

Logicznym, kolejnym krokiem postępowania w badaniach modelowych jest założenie nieliniowości współczynników sprężystości i tłumienia oraz siły działającej na staw w czasie chodzenia zmiennej w sposób przedstawiony na rysunku 2 (impuls w kształcie podwójnego "piku". Taki nieliniowy model stawu biodrowego zaproponowano w [1]. Współczynniki tłumienia i sprężystości tego modelu określano z następujących zależności:

$$\alpha = \left[\frac{\alpha_0}{(h_g + h)^{n_1}} + \alpha \right] e^{-\beta h}$$

$$k = k_1 + k_2 x^{(n_2-1)}, \quad (1)$$

gdzie: h_g - graniczna dopuszczalna grubość filmu maziowego, k , α , β , n , - współczynniki modelu zależne od właściwości lepko-sprężystych mazi i chrząstki stawowej.

Przy określaniu powyższych zależności wzięto pod uwagę następujące fakty wynikłe z analizy stanu literatury przedmiotowej i badań własnych:

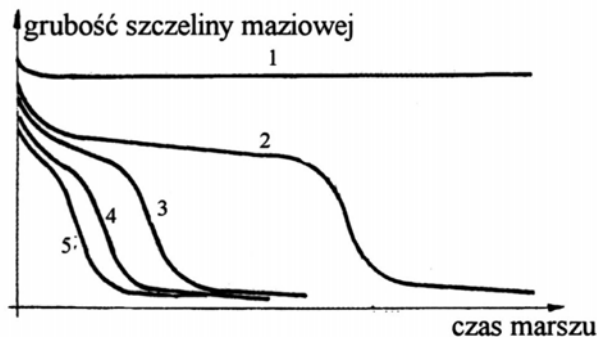
- ze zmniejszeniem się szczeliny stawowej zwiększa się oddziaływanie sprężyste,
- ze wzrostem prędkości zmiany (zmniejszania się) warstwy mazi stawowej jej lepkość maleje,
- ze zmniejszaniem się szczeliny stawowej wzrasta lepkość mazi stawowej,
- obciążenie stawu nie jest obciążeniem stałym a zmiennym w czasie jednego kroku.

- przy normalnej eksploatacji stawu minimalna szczelina przewyższa wysokość nierówności chrząstek stawowych i zachowane jest tarcie płynne,
 - w czasie marszu wielkość szczeliny ulega stopniowemu zmniejszaniu, początkowo szybszemu a potem wolniejszemu, aż do pewnej granicznej wartości odpowiadającej warunkom tarcia półpłynnego. w tym ostatnim przypadku dochodzi do zaczepiania nierówności o siebie, czego następstwem są uszkodzenia powierzchni stawowych. Wciskająca się w nie maź stawowa powoduje rozklinowywanie i powiększanie uszkodzeń, co w konsekwencji prowadzi do dalszego niszczenia chrząstki - w jamie stawu mogą nawet pojawić się fragmenty chrząstki, a w zaawansowanych stadiach nawet fragmenty kostne [6, 7, 8, 9, 10]. Biorąc pod uwagę powyższe czynniki, dokonano komputerowej symulacji zachowania się ludzkiego stawu biodrowego, śledząc zmiany grubości szczeliny stawowej w zależności od zmian wartości poszczególnych parametrów modelu (sprężystości, lepkości, obciążenia), które to zmiany symulowały zmiany warunków pracy i zmiany stanu stawu biodrowego. Grubość szczeliny w dowolnej (j-tej) chwili wykonywania jednego (i-tego) kroku obliczano ze wzoru:

$$h_j = h_{j-1} - [P_j - k_j \cdot h_0 - h_{j-1}] \cdot \Delta t / \alpha, \quad (2)$$

w którym: h - grubość szczeliny maziowej, P - siła działająca na staw w danej chwili, k - współczynnik sprężystości obliczany ze wzoru (1), t - czas ($\Delta t = 1/125$ s), α - współczynnik tłumienia (lepkości).

Końcową grubość filmu maziowego w danym i-tym kroku, przyjmowano jako grubość początkową (h_0) w kroku następnym. Niektóre otrzymane rezultaty przedstawiono na rysunku 3.



Rys. 3. Zmiana grubości filmu maź w szczeliny stawowej w zależności od przebytych kroków: 1 - obciążenie no (masa ciała 60 kg), 2 - małe przeciążenie 3 - większe przeciążenie lub zmniejszenie czynnika lepkości (α), 4 - większe przec lub zmniejszenie współczynnika sztywności (k), 5 - znaczne przeciążenie stawu

Przeprowadzone badania przyniosły wyniki bardziej zgodne z obserwacjami żywych stawów biodrowych. i tak, np. określono możliwą do przejścia bez przeciążenia liczbę kroków, przy której następuje zmniejszenie grubości szczeliny maziowej do założonej wartości granicznej, dopuszczalne (bez szkody dla stawu w postaci zużycia chrząstek) przeciążenie oraz określono liczbę możliwych do przejścia kroków w zależności od przeciążenia stawu. Określono także zachowanie się szczeliny maziowej w zależności od zmiany lepkości mazi stawowej i sztywności mazi i chrząstki stawowej.

KONKLUZJE

Na podstawie przeprowadzonych badań nieliniowego modelu stawu biodrowego można stwierdzić, że:

- fizjologiczne obciążenie zdrowego stawu biodrowego nie stanowi przyczyny jego zużycia tribologicznego,
- dopuszczalna jest eksploatacja stawu przy stałym przeciążeniu poniżej 1,5,

- przy przeciążeniu większym występuje moment krytyczny, objawiający się gwałtownym spadkiem grubości warstwy maziowej, zmianą warunków tarcia i rodzaju smarowania a wystąpienie tych warunków zależy od wielkości przeciążenia i liczby przebytych kroków,
- przedstawiony model nie uwzględnia (wprost) czynników natury biomechanicznej, przez co stanowi jeszcze duże przybliżenie stawu biodrowego, jednak nie tak duże w odniesieniu do stawu z endoprotezą.

LITERATURA

1. Cisek Z., Cwanek J.: *Model reologiczny stawu biodrowego. Mat. VIII Sympozjum Naukowego nt. "Skoliozy wrodzone - klasyfikacja - prognozy - leczenie "*. Rzeszów Boguchwała, 1990.
2. Cwanek J., Buczek J., Zygmunt A.: *Mechanizm smarowania na przykładzie stawu biodrowego.*
3. Cwanek J., Cisek Z., Korzyński M.: *Procesy tribologiczne w stawie biodrowym człowieka. Zeszyty Naukowe Politechniki Rzeszowskiej nr 34, Rzeszów, 1992.*
4. Cwanek J., i in.: *Wybrane zagadnienia z tribologii stawu biodrowego. Mat II Seminarium Naukowego 'Mechanika w Medycynie "*. Rzeszów, 1994.
5. Dąbrowski J. R.: *Aspekty tribologiczne w endoprotezoplastyce. Mat. i KNT "Problemy niekonwencjonalnych układów łożyskowych "*. Łódź, 1993.
6. Fassbender H. G.: *Osteoarthritis - not simply a degenerative process. Articular cartilage and osteoarthritis. Documenta Gei-*, 1982, 7.
7. Korzyński M., Cwanek J.: *Zjawiska zużycia w stawie biodrowym człowieka. Mat. i KNT "Problemy niekonwencjonalnych układów łożyskowych "*. Łódź, 1993.
8. Kreczko R.: *Wartość osteotomii w świetle badań klinicznych, Wydawnictwa Akademii Medycznej Warszawa, 1972.*
9. Małydk E., Wagner T.: *Patomorfologia stawów. PZWL, Warszawa, 1991.*
10. Munthe E., Bjelle A.: *Effect of drugs on osteoarthritis. Hans Huber Publishers, Berne, 1984.*
11. Panayi G. S.: *Podstawy reumatologii. PZWL, Warszawa, 1988.*

COMPUTER SIMULATION EXPERIMENT OF HUMAN HIP - JOINT WORK

SUMMARY

The paper presents results of computer simulation experiment of hip - joint work. Investigations of Kelvin hip - joint model were tested. It has been stated possibilities of this model practical application.

Recenzja: prof. dr hab. inż. Jan Burcan