

Zaangażowanie Autorów

A – Przygotowanie projektu
badawczego
B – Zbieranie danych
C – Analiza statystyczna
D – Interpretacja danych
E – Przygotowanie manuskryptu
F – Opracowanie piśmiennictwa
G – Pozyskanie funduszy

Author's Contribution

A – Study Design
B – Data Collection
C – Statistical Analysis
D – Data Interpretation
E – Manuscript Preparation
F – Literature Search
G – Funds Collection

Janusz Cwanek

Zakład Rehabilitacji Wydziału Wychowania Fizycznego Uniwersytetu Rzeszowskiego, Rzeszów

Wpływ nadwagi ciała pacjentów na trwałość protezoplastyk Wellera

Impact of overweight on the durability of Weller prostheses

Słowa kluczowe: aseptyczne obluzowanie, głowa kości udowej, panewka, zmiany
zwyrodnieniowe stawu biodrowego

Key words: endoprosthesis, aseptic loosening, femoral head, degenerative changes in the
hip joint

STRESZCZENIE

Wstęp. W pracy przedstawiono wpływ nadwagi ciała pacjentów na trwałość cementowych sztucznych stawów biodrowych Wellera.

Material i metody. Analizie poddano 71 osób (26 mężczyzn i 45 kobiet), u których rozpoznano aseptyczne obluzowanie endoprotez Wellera. Wiek chorych zamykał się w granicach od 62 – 87 lat życia ($x = 74,3$; $s = 6,0$), czas eksploatacji stawów 1-20 lat ($x = 10,8$; $s = 5,2$), nadwaga ciała pacjentów 0-40% ($x = 20,8$; $s = 7,5$). Uwzględniając czas eksploatacji endoprotez, badanych podzielono na cztery grupy. Nadwagę ciała pacjentów (w procentach) obliczono zmodyfikowaną formułą Broca. Analizowano zależność czasu eksploatacji endoprotez Wellera od wieku badanych, zależność nadwagi ciała pacjentów od czasu eksploatacji implantów oraz zależność nadwagi ciała od wieku chorych. Obliczono średni wiek pacjentów, średnią nadwagę ciała oraz średni czas eksploatacji endoprotez Wellera dla każdej grupy.

Wyniki. Nadwaga ciała pacjentów zmniejszała się w miarę wzrostu wieku ($R^2 = 0,7328$) oraz czasu eksploatacji endoprotez Wellera ($R^2 = 0,798$). Najwyższą wartość liczbową średniej nadwagi ciała stwierdzono w grupie o najkrótszym okresie obserwacji (ponad 31%). W grupie II średnia nadwaga ciała była o 27%, w grupie III o 19 %, w grupie IV o 4% większa do przyjętej normy.

Wnioski. Nadwaga ciała przyspiesza wystąpienie aseptycznych obluzowań stawów Wellera. Stwierdzono wyraźniejszy wpływ czasu eksploatacji endoprotez od wieku pacjentów na zmniejszenie nadwagi ciała. Redukcja wagi ciała winna być traktowana jako pierwszoplanowy czynnik w profilaktyce aseptycznych obluzowań endoprotez Wellera.

SUMMARY

Background. The goal of our research was to assess overweight as a risk factor for reduced survivability of Weller-type artificial cement hip joints.

Material and methods. We studied 71 patients (26 men, 45 women) diagnosed with aseptic loosening of Weller endoprostheses. The age of the patients ranged from 62 to 87 years of life (mean 74.3 ± 6.0), the exploitation time of the artificial hip-joints from 1 to 20 years (mean 10.4 ± 5.2), overweight (calculated with the modified Broc's formula) from 0 to 40% (mean 20.8 ± 7.5). These patients were divided into four groups depending on how long the endoprosthesis had lasted. We then analyzed the correlations between age, overweight, and exploitation time.

Results. Overweight decreased as patient age ($R^2 = 0.7328$) and endoprosthesis exploitation time ($R^2 = 0.798$) increased. The highest average overweight (over 31% above accepted standards) was recorded in the group with the shortest observation time. In Group 2 (5-8 years of endoprosthesis exploitation) the average overweight was 27%, and in Group 3, 19% higher. Among the patients with the longest observation time the average overweight was small (4%).

Conclusions. Increased body weight is a major risk factor for aseptic loosening of Weller endoprostheses. The exploitation time was more closely related to overweight than to the patients' age. Normalization of body weight should be regarded as a crucial factor in the prevention of aseptic loosening of Weller endoprostheses.

Liczba słów/Word count: 2468

Tabele/Tables: 1

Ryciny/Figures: 6

Piśmiennictwo/References: 22

Adres do korespondencji / Address for correspondence
dr Janusz Cwanek

Zakład Rehabilitacji Wydziału Wychowania Fizycznego, Uniwersytet Rzeszowski
35-959 Rzeszów, ul. Towarnickiego 3C, tel./fax: (0-17) 872-18-61, e-mail: iwfiz@univ.rzeszow.pl

Otrzymano / Received 09.03.2005 r.
Zaakceptowano / Accepted 07.11.2005 r.

WSTĘP

Kiedy leczenie metodami nieoperacyjnymi zmian zwyrodnieniowych stawu biodrowego nie przynosi ulgi, istnieje możliwość zastąpienia zniszczonego biołozyska sztucznym stawem. Alloplastyka biodra, chociaż przywraca zbliżoną do prawidłowej czynność stawu, nigdy nie powoduje jego biologicznej odnowy [1,2,3,5,6,7,9,10,13,14,15]. W zrekonstruowanym zespole procesy zużycia (niszczenia) przebiegają znacznie szybciej aniżeli w naturalnym zdrowym stawie i często są przyczyną wystąpienia aseptycznych obluzowań endoprotez [1,3,4,5,7,8,9,10,11,12,13,14,15,16,19,20].

Podczas chodu (bez pomocy laski) na głowę kości udowej działają siły około 4 razy większe od ciężaru ciała. Niewielkie zwiększenie masy ciała w stosunku do normy, powoduje znaczny wzrost obciążeń stawu [1,2,3,7,22]. Zagadnienie to nabiera szczególnego znaczenia u pacjentów po przebytych alloplastykach stawów biodrowych ze współistniejącą nadwagą ciała.

Nadmierne obciążenia stawu pogarszają warunki pracy węzła ruchowego „plastik – głowa” i przyspieszają zagłębianie się głowy w polietylenowej panewce [7,10,13,14,20]. Proces ten przebiega tym intensywniej, im większe obciążenia przenoszone są przez endoprotezę [3,7,13,14].

Nadmierne obciążenia sztucznego stawu zwiększają amplitudę mikroprzemieszczeń trzpienia względem cementu, co intensyfikuje procesy destrukcyjne w strefie styku „kość – cement – trzpień” [7,13]. Cement, który jest twardszy od metalu, działa jak tępym pilnik i wygładza powierzchnię roboczą trzpienia endoprotezy [16]. Mikroruchy trzpienia powodują spłaszczenie nierówności powierzchni cementu [16]. Wygładzenie powierzchni roboczych cementu i trzpienia osłabia trwałość połączenia „cement – trzpień” i jest powodem wystąpienia obluzowania trzpienia [16].

W wielu opracowaniach przedstawiono niekorzystny wpływ zwiększonej masy ciała pacjentów na trwałość endoprotezoplastyk cementowych i bezcementowych stawu biodrowego [2,8,11,15,18,19,20,21]. Zagadnienie to podejmowane było w publikacjach przedstawiających problemy związane z realloplastyką stawów i zapewne z tego powodu autorzy nie podawali dokładnych danych nadwagi ciała pacjentów.

W Polsce od lat 70. ubiegłego wieku do przełomu XX/XXI wieku najczęściej wszczepianym sztucznym stawem biodrowym była cementowa endoproteza Wellera, a od prawie 30 lat jest najczęściej usuwanym implantem [1,5,6,12,15,16,17,18,19,21]. Według prognoz, protezy Wellera będą usuwane jeszcze przez najbliższe kilkanaście lat [21].

Dysponując grupą chorych, u których rozpoznano jałowe obluzowanie stawów, postanowiono zbadać

wpływ nadwagi ciała pacjentów na trwałość protezoplastyk Wellera.

MATERIAŁ I METODY

Materiał kliniczny stanowiło 71 chorych, u których rozpoznano aseptyczne obluzowanie endoprotez Wellera. Najmłodszy pacjent miał 62, najstarszy 87 lat życia ($x = 74,3$; $s = 6,0$). Czas eksploatacji endoprotez zamykał się w granicach 1-20 lat ($x = 10,8$; $s = 5,2$), nadwaga ciała pacjentów 0-40% ($x = 20,8$; $s = 7,5$).

W zależności od czasu jaki upłynął od wszczęcia do rozpoznania jałowego obluzowania stawu, chorych podzielono na cztery grupy:

- I grupa – czas eksploatacji endoprotez Wellera wynosił od 1-3 lat,
- II grupa – czas eksploatacji endoprotez Wellera wynosił od 5-8 lat,
- III grupa – czas eksploatacji endoprotez Wellera wynosił od 10-14 lat,
- IV grupa – czas eksploatacji endoprotez Wellera wynosił od 17-20 lat.

Jako dane do obliczeń statystycznych przyjęto wagę ciała pacjentów, wiek chorych oraz czas eksploatacji endoprotez Wellera w dniu przyjęcia do szpitala z powodu aseptycznego obluzowania sztucznych stawów biodrowych. Nadwagę ciała obliczono (w procentach) zmodyfikowaną formułą Broca [22].

Za pomocą współczynnika korelacji (R_2) analizowano zależność czasu eksploatacji endoprotez Wellera od wieku pacjentów, zależność nadwagi ciała od czasu eksploatacji stawów oraz zależność nadwagi ciała od wieku chorych.

Obliczono średni wiek pacjentów, średni czas eksploatacji endoprotez Wellera oraz średnią nadwagę ciała w grupach.

WYNIKI

Aseptyczne obluzowania sztucznych stawów Wellera częściej występowały wśród kobiet, które stanowiły 64% poddanych analizie chorych. Ilość pacjentów w grupach, z uwzględnieniem płci badanych osób, przedstawia Tabela 1.

Najczęściej aseptyczne obluzowanie endoprotez występowało pomiędzy 10-14 rokiem eksploatacji endoprotez Wellera (u prawie 40% pacjentów), następnie w grupie II (u 31% badanych), znacznie rzadziej w grupach o najkrótszym i najdłuższym okresie obserwacji (po kilkanaście %).

Graficzną ilustrację zależności czasu eksploatacji endoprotez Wellera od wieku pacjentów przedstawia Ryc. 1.

Czas eksploatacji endoprotez wydłużał w miarę wzrostu wieku pacjentów ($R^2 = 0,929$). Linia trendu miała charakter wznoszący.

Zależność nadwagi ciała pacjentów od czasu eksploatacji endoprotez Wellera oraz od wieku badanych osób ilustrują Ryc. 2 i Ryc. 3.

Nadwaga ciała pacjentów znacząco zmniejszała się w miarę wzrostu czasu eksploatacji endoprotez ($R^2 = 0,798$). Linia trendu miała charakter opadający. Pomiedzy wymienionymi parametrami występowała statystycznie znamienna ujemna zależność ($r = -0,8933$, $p < 0,001$).

Nadwaga ciała pacjentów zmniejszała się również w miarę wzrostu wieku pacjentów. Linia trendu miała charakter opadający. Pomiedzy wymienionymi parametrami występowała ujemna statystycznie znamienna zależność ($r = -0,856$; $p < 0,001$).

Średnie wartości wieku badanych osób, czasu eksploatacji endoprotez Wellera oraz nadwagi ciała pacjentów w grupach I-IV przedstawiają Ryc. 4 do Ryc. 6.

Najmłodszy pacjent zakwalifikowany do grupy I miał 62, najstarszy 68 lat życia. W grupie II rozrzut wieku badanych osób zamykał się w granicach od

67-73 lat, w grupie III od 71-78 lat, w grupie o najdłuższym okresie obserwacji wynosił od 79-87 lat.

Średni wiek pacjentów zwiększał się w miarę wzrostu czasu eksploatacji endoprotez. Różnice pomiędzy wartościami liczbowymi średnich arytmetycznych I i II oraz II i III grupy były podobne (3,3-4,5 lat). Największą różnicę stwierdzono pomiędzy średnimi arytmetycznymi III i IV grupy (ponad 9 lat).

Średni czas eksploatacji endoprotez w grupach zwiększał się w miarę wzrostu okresu obserwacji. Różnice pomiędzy wartościami liczbowymi średnich arytmetycznych I i II oraz II i III grupy były porównywalne (4,3-4,9 lat). Największą różnicę występowała pomiędzy wartościami liczbowymi średnich III i IV grupy (8,0 lat).

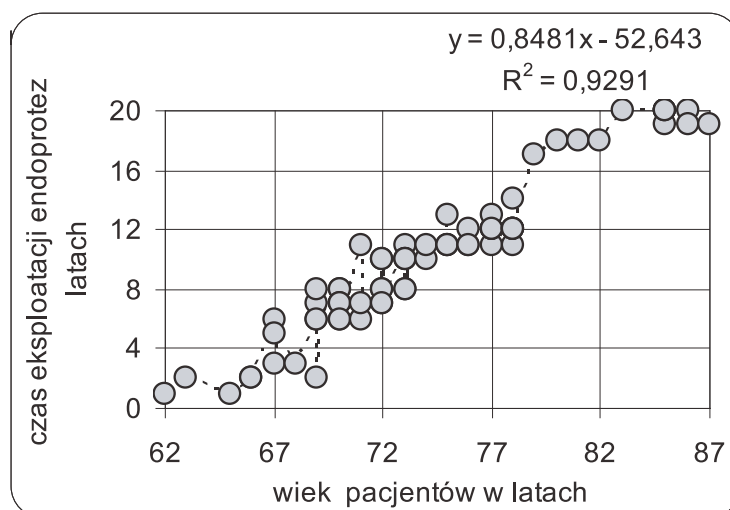
U wszystkich pacjentów zakwalifikowanych do pierwszych trzech grup stwierdzono zwiększoną wagę ciała od 15-40%, w stosunku do przyjętej normy. W grupie IV niewielka nadwaga ciała (5-10%) występowała u 6 chorych, u pozostałych 7 pacjentów masa ciała nie odbiegała od przyjętej normy.

Najwyższą wartość liczbową średniej nadwagi ciała stwierdzono w grupie o najkrótszym czasie eks-

Tab. 1. Liczba mężczyzn i kobiet w grupach

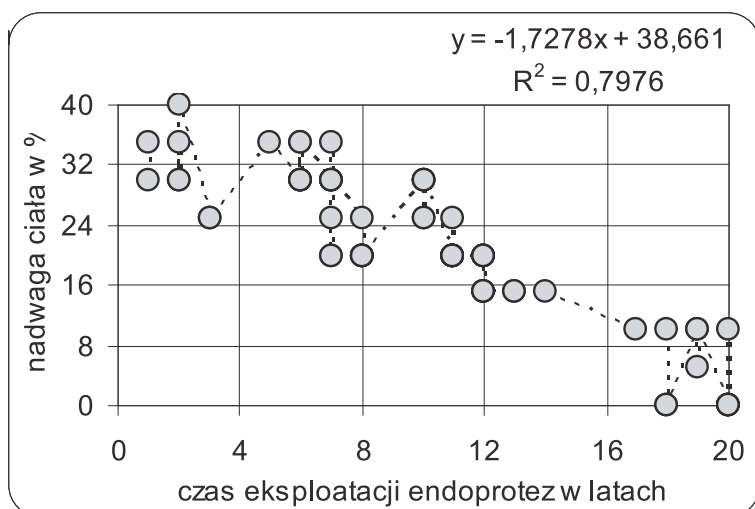
Tab. 1. Number of men and women in the study groups

Badana grupa (czas eksploatacji endoprotez w latach)	Liczba mężczyzn	Liczba kobiet	% ogółu
I (1 – 3 lat)	3	5	11,3
II (5 – 8 lat)	8	14	31,0
III (10 – 14 lat)	10	18	39,4
IV (17 – 20 lat)	5	8	18,3
Suma	26	45	100,0



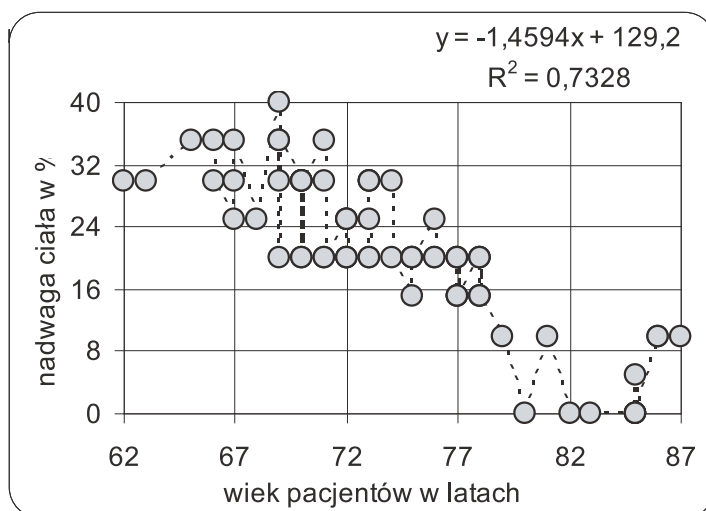
Ryc. 1. Zależność czasu eksploatacji endoprotez Wellera od wieku pacjentów

Fig. 1. Dependence of Weller endoprosthesis exploitation time on patient age



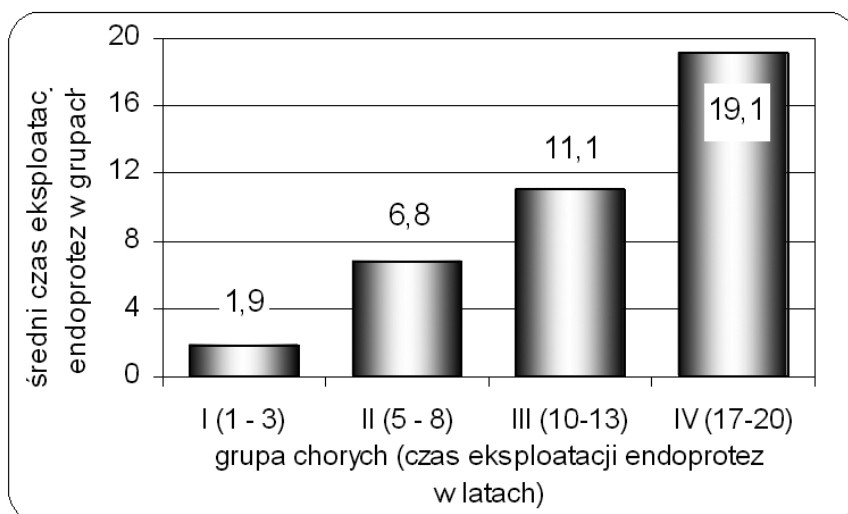
Ryc. 2. Zależność nadwagi ciała od czasu eksploatacji endoprotez Wellera

Fig. 2. Dependence between overweight and Weller endoprosthesis exploitation time



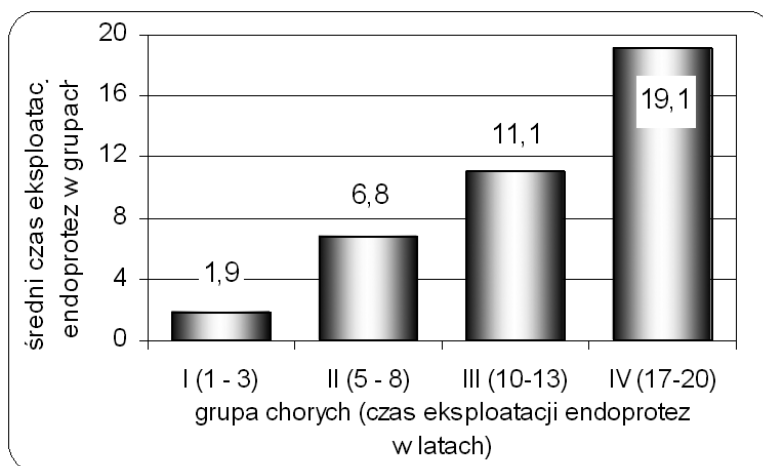
Ryc. 3. Zależność nadwagi ciała badanych od wieku pacjentów

Fig. 3. Dependence of overweight on patient age



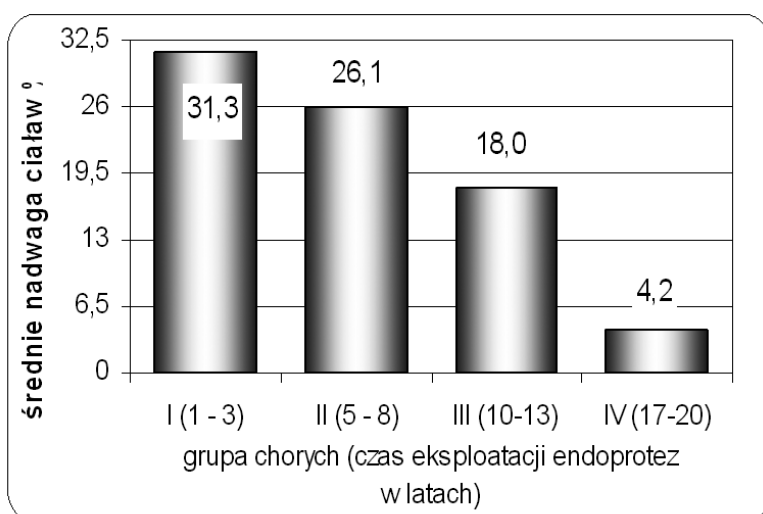
Ryc. 4. Średni wiek pacjentów badanych grup

Fig. 4. Average age of the patients in the respective study groups



Ryc. 5. Średni czas eksploatacji endoprotez Wellera badanych grup

Fig. 5. Average exploitation time of Weller endoprostheses in the study groups



Rys. 6. Średnie wartości liczbowe nadwagi ciała pacjentów badanych grup

Fig. 6. Average numerical value of overweight in patients from the respective study groups

ploatacji endoprotez Wellera (ponad 31%). W grupie II średnia nadwaga ciała była o 26%, w grupie III o 18% większa do przyjętej normy. W grupie o najdłuższym okresie obserwacji stwierdzono niewielką średnią nadwagę ciała (ponad 4%).

DYSKUSJA

Alloplastyka stawów biodrowych należy do najbardziej skutecznych metod leczenia w chirurgii ortopedycznej. W krótkim czasie po przebytych zabiegach, poprawia się funkcja i zmniejszają dolegliwości bólowe operowanego stawu. Według danych z piśmiennictwa, przy właściwej eksploatacji implantu, całkowite cementowe endoprotezy stawu biodrowego służą pacjentowi najczęściej 10-13 lat, wyjątkowo dłużej [4,5,6,10,12,16,19,21]. Zdarzają się przypadki znacznie krótszego okresu eksploatacji [5,7,9,10,11,12,14,15,16,18,21].

Z przedstawionych własnych danych wynika, że średni czas eksploatacji endoprotez Wellera wynosił prawie 11 lat. Zwraca uwagę duża ilość obluźowań w pierwszych latach po implantacji stawu, o czym wspominają również inni autorzy [11,14,17,18,20,21]. Pomiędzy 1-8 rokiem eksploatacji aseptyczne obluźowania endoprotez rozpoznano u ponad 42% ogółu analizowanych chorych. Pomiędzy 10 a 14 rokiem eksploatacji obluźowanie implantów występowało u prawie 40% badanych.

Czas eksploatacji endoprotez Wellera wzrastał wiekiem pacjentów. Pomiędzy wymienionymi parametrami zachodziła wysoce dodatnia statystycznie znamienna korelacja ($r = 0,9638$; $p < 0,001$).

Nadwaga ciała pacjentów zmniejszała się w miarę wzrostu wieku chorych oraz czasu eksploatacji endoprotez Wellera. Świadczy to o niekorzystnym wpływie zwiększonej masy ciała na trwałość protezoplastyk.

styk. Stwierdzono wyraźniejszy wpływ czasu eksploatacji ($R^2 = 0,798$) aniżeli wieku badanych ($R^2 = 0,733$) na zmniejszenie nadwagi ciała pacjentów.

Średni wiek chorych oraz średni czas eksploatacji endoprotez Wellera wzrastał od I do IV grupy, natomiast średnia wartość liczbowa nadwagi ciała pacjentów malała od I do IV grupy.

Z porównania średnich wartości liczbowych nadwagi ciała pacjentów z czasem eksploatacji implantów stawu biodrowego badanych grup wynika, że zmniejszenie wagi ciała od 5 do 13% może wpłynąć na wydłużenie czasu eksploatacji endoprotez 5-9 lat.

Nadwaga ciała należy do czynników podlegającym modyfikacji. Dlatego pacjentów, po przebytych alloplastykach stawu biodrowego oraz ze współistniejącą nadwagą ciała, należy zachęcać, a niekiedy nawet zmuszać do redukcji masy ciała.

WNIOSKI

1. Aseptyczne obluźnianie endoprotez Wellera częściej rozpoznano u kobiet.
2. Aseptyczne obluźnianie najczęściej występowało po 10-14 latach eksploatacji endoprotez Wellera.
3. Czas eksploatacji endoprotez Wellera wzrastał z wiekiem pacjentów ($R^2 = 0,929$).
4. U wszystkich pacjentów zakwalifikowanych od pierwszych trzech grup stwierdzono znaczną nadwagę ciała.
5. Nadwaga ciała zmniejszała się w miarę wzrostu wieku pacjentów oraz czasu eksploatacji endoprotez Wellera.
6. Stwierdzono wyraźniejszy wpływ czasu eksploatacji endoprotez ($R^2 = 0,798$) aniżeli wieku pacjentów ($R^2 = 0,733$) na zmniejszenie wagi ciała badanych osób.
7. Nadwaga ciała była jedną z przyczyn przyspieszających wystąpienie aseptycznych oblużeń endoprotez Wellera.
8. Zmniejszenie nadwagi ciała od 5 do kilkunastu % może wpłynąć na wydłużenie czasu eksploatacji endoprotez o kilka lat.
9. Normalizacja wagi ciała winna być traktowana jako pierwszoplanowy i najłatwiejszy do zrealizowania czynnik w profilaktyce aseptycznych oblużeń endoprotez Wellera.

PIŚMIENNICTWO

1. Będziński R. Biomechanika inżynierska. Wrocław: Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej; 1997.
2. Bucwalter JA, Martin J. Degenerative joint disease. Clinical Symposia. Ciba, New Jersey, 1995.
3. Burcan J, Cwanek J, Gierzyńska-Dolna M, Korzyński M.

- Bio – tribologiczne aspekty smarowania na przykładzie endoprotezy stawu biodrowego. Tribologia 1996; 4: 339-45.
4. Caton J, Madonia G, Boulahia A. Loosening of total hip arthroplasty – cemented total hip replacement in one stage using Charnley low friction arthroplasty. W: Charnley Total Hip Arthroplasty, 33 years of world-wide experience. Lyon: Groupe A. C. O. R. A.; 1995. 179-183.
5. Dąbrowski JR. Problemy alloplastyki stawu biodrowego. Tribologia 1996; 4: 365-72.
6. Dąbrowski JR, Mazurkiewicz Z, Popko J. Zagadnienia doboru materiałów dla alloplastyki stawów. W: Nowe Materiały i Technologie dla Medycyny, Częstochowa: Politechnika Częstochowska; 1995. 125-37.
7. Gierzyńska-Dolna M. Biotribologia. Częstochowa: Wydawnictwo Politechniki Częstochowskiej; 2002.
8. Goździk J, Gburek Z, Dyrdała J, Dobosiewicz K. Jałowe obluźnianie stawowych endoprotez z przyczyn ogólnoustrojowych. Reumatologia 2003; 4: 436-42.
9. Grosman F, Hetmańczyk M, Balin A, Toborek J. Mechaniczne i materiałowe uwarunkowania rozwoju endoprotezoplastyk. Inżynieria Materiałowa 1994; 3-4: 73-6.
10. Pytko S, Kowal A. Implanty stawu biodrowego człowieka. Mechanika w Medycynie 1998; 4: 197-209.
11. Żołyński K, Pawlik Z. Mechanizm niepowodzeń po całkowitych protezoplastykach stawów biodrowych. W: Nowe Materiały i Technologie dla Medycyny. Częstochowa: Politechnika Częstochowska; 1995. 33-7.
12. Cwanek J. Struktura geometryczna powierzchni zużytych głów endoprotez Wellera. Wiśnik Technologiczno Uniwersytecki Podilja, Chmielnickij, 1, cz. 1, 2003, 87-92.
13. Cooper JR, Dawson D, Fischer J. Macroscopic and microscopic wear mechanism in ultra-high molecular weight polyethylene. Wear 1993; 162-164: 378-90.
14. Li S. Polyethylene. W: Callaghan JJ, Rosenberg AG, Rubash HE, red. The adult hip. Philadelphia: Lippincott-Raven Publishers; 1998. 105-38.
15. Górecki A. Problemy leczenia zmian zwyrodnieniowych stawu biodrowego i kolanowego. Ortopedia Traumatologia Rehabilitacja 2000; 2: 115-119.
16. Cwanek J, Lubimow W. Struktura geometryczna powierzchni cementu i trzpieni endoprotez Wellera. W: Problemy Niekonwencjonalnych Układów Łożyskowych. Łódź: Politechnika Łódzka; 2005. 43-6.
17. Czerwiński E, Pawelec A, Marchewczyk J. Problemy realloplastyki stawu biodrowego w Polsce i na świecie. Ortopedia Traumatologia Rehabilitacja 2001; 1: 1-5.
18. Serafin J, Szulc W, Jabłoński T i wsp. Wyniki realloplastyki biodra. Chir Narz Ruchu Ortop Polska 1966; suppl. 3A: 89-95.
19. Cwanek J, Czajkowski AA, Lubimow W. Aseptic loosening of Weller endoprosthesis elements. W: Biomechanics. Customized endoprotheses. Design, manufacture and clinical applications. Warszawa International Center of Biocybernetics PAS; 2003. 86-94.
20. Podrez-Radziszewska M, Haimann K, Dudziński W, Ozoniek W. Uszkodzenia endoprotezy stawu biodrowego jako przyczyna niepowodzeń alloplastyki. Chir Narz Ruchu Ortop Polska 2003; 3: 169-73.
21. Wall A, Dragan S. Niektóre aspekty alloplastyki rewizyjnej stawu biodrowego w świetle rocznej działalności Rejestru Wszczępów Ortopedycznych Usuniętych. Chir Narz Ruchu Ortop Polska 1999; 6: 627-35.
22. Stocker W, Grabowski MTW, Gouverneur E. Rola nadwagi w etiologii koksartrozy w świetle własnych badań statystycznych. Chir Narz Ruchu Ortop Polska 1992; suppl. 3: 24-7.