

Janusz Cwanek*, **Włodzimierz Lubimow****

STRUKTURA GEOMETRYCZNA POWIERZCHNI ZUŻYTYCH GŁÓW ENDOPROTEZ WELLERA

SURFACE GEOMETRY OF WELLER ENDOPROSTHESIS WEAR HAEDS

Słowa kluczowe:

aseptyczne obłuzowanie endoprotez Wellera, struktura geometryczna powierzchni głów endoprotez Wellera, zużycie głów endoprotez Wellera

Key-words:

aseptic loosening endoprosthesis Weller, surface geometry of Weller endoprosthesis surface haeds, wear of Weller endoprosthesis heads

Streszczenie

W pracy przedstawiono wyniki badań SGP (St, Sa i Sds) zużytych 36 głów sztucznych stawów biodrowych Wellera usuniętych operacyjnie z powodu aseptycznego obłuzowania po 5 – 7 latach (11 głów), 10 – 14 latach (19 głów) oraz od 18 – 20 latach (6 głów).

Skaningi powierzchni głów wykonano indukcyjną głowicą Talyskan 150 z diamentową końcówką pomiarową firmy Rank Taylor Hobson.

* Uniwersytet Rzeszowski

** Politechnika Rzeszowska

Skanowaniem objęto obszar na głowach wielkości $1 \times 1,0 - 1,5 \text{ mm}^2$. Otrzymane dane poddano obróbce komputerowej za pomocą programu Talymap Expert.

W badaniach stwierdzono znamienne zmniejszenie wartości liczbowych wszystkich badanych parametrów amplitudowych w miarę wzrostu czasu obserwacji [$p < 0,001$]. Najwyższe wartości liczbowe SGP stwierdzono na powierzchniach eksploatowanych najkrócej, najniższe na głowach usuniętych po 18 – 20 latach.

Z porównania parametrów amplitudowych SGP badanych głów (Sz od St, Sds od St i Sds od Sz) wynika, że pomiędzy nimi występowały znamienne zależności [$p < 0,01 - 0,001$]. Ze wzrostem wartości liczbowych jednego parametru zwiększała się wartość porównywanego parametru.

WPROWADZENIE

W nielicznych wydanych publikacjach, normach ISO oraz otrzymanych danych od producenta endoprotez, podawane są dwa parametry nieużywanych głów: Sa w układzie trójwymiarowym lub Ra w układzie dwuwymiarowym oraz odchylenie kulistości głowy [7, 10, 16, 19, 22, 23].

Natomiast autorzy omawiający wyniki badań endoprotez stawu biodrowego przeprowadzonych na symulatorach zajmowali się: oporami tarcia pary trącej, zagadnieniami związanymi z powstawaniem i rozproszeniem ciepła w węzle czop - panewka, powstającymi produktami zużycia, jak również szybkością zagłębienia się sztucznej głowy do panewki polietylenowej [1 - 3, 7 - 9, 14, 17, 18, 20].

Mając do dyspozycji usunięte operacyjnie cementowe endoprotezy Wellera z powodu aseptycznego obluzowania (Rys. 1a do Rys. 1b), postanowiono zbadać niektóre z parametrów amplitudowych Struktury Geometrycznej Powierzchni (SGP) głów, a otrzymane dane poddać analizie statystycznej.

MATERIAŁ KLINICZNY I METODYKA BADANIA

Pomiary SGP wykonano na powierzchniach 36 zużytych głów sztucznych stawów Wellera usniętych operacyjnie po 5 – 7 latach (11 głów), 10 – 14 latach (19 głów) oraz po 18 – 20 latach (6 głów) eksploatacji endoprotez. Skaningi powierzchni głów wykonano

indukcyjną głowicą Talyskan 150 o promieniu zaokrąglenia 0,002 mm z diamentową końcówką pomiarową firmy Rank Taylor Hobson. Skanowaniem objęto obszar powierzchni głów endoprotez o wymiarze 1 x 1 – 1,5 mm, przy prędkości skanowania 5,0 mm/sek. Dane były rejestrowane i poddane obróbce komputerowej za pomocą programu TALYMAP 3.0. Brano pod uwagę następujące parametry SGP zużytych głów endoprotez Wellera:

- St – maksymalna wysokość nierówności [w mikrometrach],
- Sz – wysokość nierówności wg 10 punktów [w mikrometrach],
- Sds – gęstość wierzchołków nierówności powierzchni [w punktach na mm²].

Badano zachowanie się parametrów amplitudowych powierzchni głów od okresu żywotności endoprotez Wellera oraz zależności pomiędzy badanymi parametrami.



Rys. 1a. Wpadnięcie panewki do miednicy po 6 latach eksploatacji endoprotezy Wellera.

Fig. 1a. Dislocation of Weller endoprosthesis cup in the pelvis direction after 6 years exploitation.



Rys. 1 b Usunięta endoproteza Wellera wraz z fragmentem cementu.

Fig. 1b. Weller endoprosthesis removed and a fragment of cement.

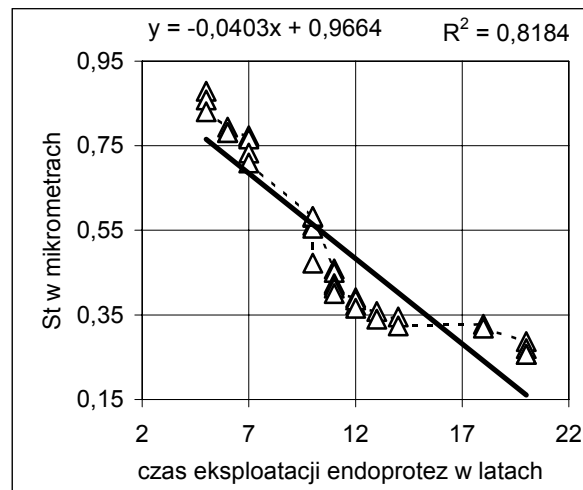
WYNIKI BADAŃ

Porównanie zależności pomiędzy parametrami amplitudowymi powierzchni głów a czasem eksploatacji endoprotez Wellera ilustrują (Rys. 2 do Rys. 4).

Stwierdzono statystyczną zależność pomiędzy St powierzchni głów i czasem eksploatacji oraz Sz powierzchni głów i czasem eksploatacji endoprotez [$p < 0,001$]. W miarę wzrostu obserwacji zmniejszały się wartości liczbowe badanych parametrów.

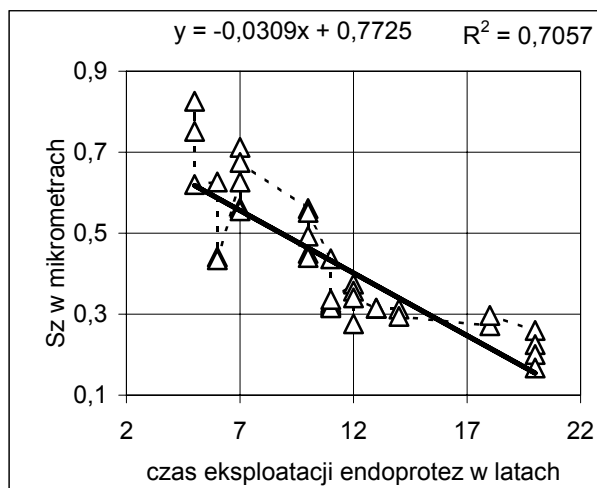
Z porównania wartości Sds powierzchni głów do czasu eksploatacji endoprotez wynika, że występowała pomiędzy nimi statystycznie

znamienna zależność [$p < 0,001$]. W miarę wzrostu okresu obserwacji zmniejszała się ilość wierzchołków na powierzchni 1mm^2 .



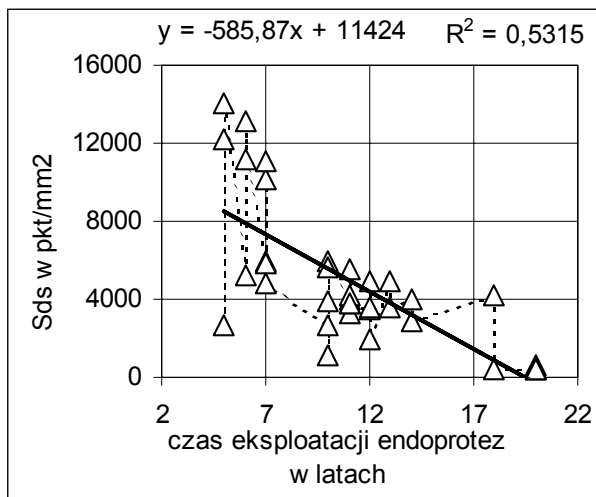
Rys. 2 Zależność wartości St powierzchni głów endoprotez Wellera od czasu eksploatacji sztucznych stawów.

Fig. 2. Dependence between Weller endoprosthesis heads surface St value and exploitation time of artificial joints.



Rys. 3 Zależność wartości Sz powierzchni głów endoprotez Wellera od czasu eksploatacji sztucznych stawów.

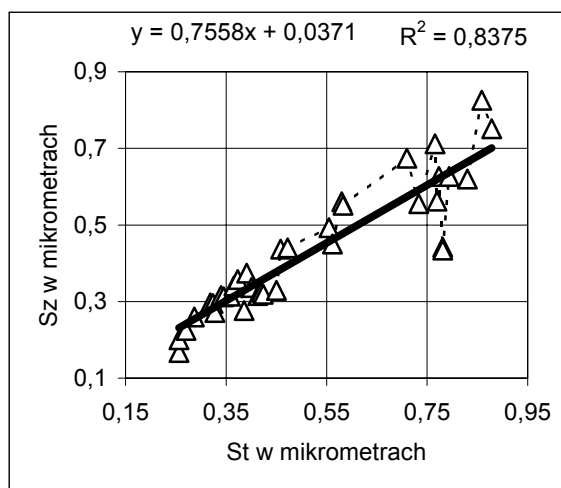
Fig. 2. Dependence between Weller endoprosthesis heads surface Sz value and exploitation time of artificial joints.



Rys. 4 Zależność wartości Sds powierzchni głów endoprotez Wellera od czasu eksploatacji sztucznych stawów.

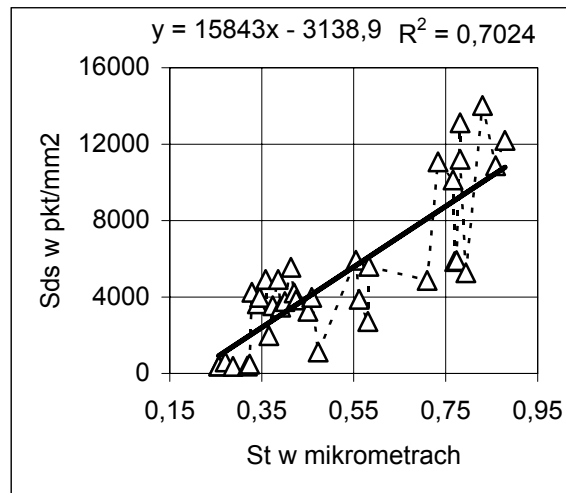
Fig. 4. Dependence between Weller endoprosthesis heads surface Sds value and exploitation time of artificial joints.

Porównanie zależności pomiędzy wartościami liczbowymi badanych parametrów amplitudowych powierzchni głów endoprotez Wellera przedstawiają (Rys. 5 do Rys. 7).



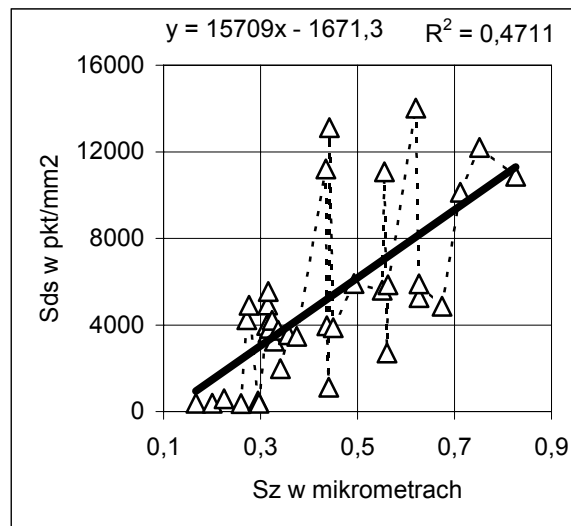
Rys. 5 Zależność wartości Sz od wartości St powierzchni głów endoprotez Wellera eksploatowanych od 5 – 20 lat.

Fig. 5. Dependence between Sz value and St value of Weller endoprosthesis heads surface which were exploited from 5 to 20 years.



Rys. 6 Zależność wartości Sds od wartości St powierzchni głów endoprotez Wellera eksploatowanych od 5 do 20 lat.

Fig. 6. Dependence between Sds value and St value of Weller endoprosthesis heads surface which were exploited from 5 to 20 years.



Rys. 7 Zależność wartości Sds od wartości Sz powierzchni głów endoprotez Wellera eksploatowanych od 5 – 20 lat.

Fig. 7. Dependence between Sds value and Sz value of Weller endoprosthesis heads surface which were exploited from 5 to 20 years.

Pomiędzy parametrami Sz i St, Sds i St oraz Sds i Sz występowały zależności o znaczącej korelacji [$p < 0,01 - 0,001$]. Ze wzrostem wartości

liczbowych jednego parametru zwiększała się wartość liczbową porównywanego parametru.

OMÓWIENIE WYNIKÓW BADAN I DYSKUSJA

Warunki pracy endoprotezy biodra są znacznie gorsze aniżeli naturalnego zdrowego stawu biodrowego [1 – 3, 5, 7, 9, 10, 14 – 18, 20]. Ze stosowanych dotychczas endoprotez stawu biodrowego żadna nie jest trwała na tyle, aby można ją było wszczepiać w każdym wieku i eksploatować jak naturalny staw [4, 6, 7, 11 – 16, 20, 21]. Dlatego część wszczepionych protez ulega aseptycznemu obluzowaniu. Według różnych autorów, dotyczy to od kilkunastu do 40% wszystkich implantów [4, 8, 11 - 13].

Najczęściej do obluzowania endoprotez biodra dochodzi po 10 – 13 latach ich eksploatacji [4 – 9, 11 - 21], wyjątkowo po 20 i więcej latach [4, 5, 15, 16, 18, 20], niekiedy nawet w pierwszych 3 latach od wszczęcia stawu [4, 13, 14, 21].

W Polsce w ostatnich 30 latach najwięcej implantowanych było endoprotez Wellera i dlatego jest to obecnie najczęściej usuwany staw z powodu aseptycznego obluzowania [4 – 6, 12, 13, 21].

Z przedstawionego powyżej danych wynika, że u większości pacjentów aseptyczne obluzowanie stwierdzono po 10 – 14 latach eksploatacji endoprotez Wellera [u prawie 53% pacjentów]. Jest zgodne z danymi prezentowanymi przez innych autorów [9, 11 – 14, 21].

Porównując parametry amplitudowe St, Sz, Sds usuniętych operacyjnie głów endoprotez Wellera zauważa się, że ich wartości liczbowe zmniejszały się znamienne w miarę wzrostu okresu obserwacji [$p < 0,001$]. Najwyższe wartości liczbowe SGP stwierdzono na powierzchniach eksploatowanych najkrócej, najniższe na głowach usuniętych po 18 – 20 latach. Występujące zależności są następstwem docierania się współpracujących powierzchni głowy i panewki podczas ruchów w stawie podczas eksploatacji endoprotezy.

Z porównania parametrów SGP głów endoprotez pomiędzy sobą wynika, że statystycznie znamienne zależności stwierdzono w relacjach pomiędzy wszystkimi badanymi parametrami amplitudowymi [$p < 0,01 – 0,001$].

Zależności pomiędzy parametrami Sz i St wynikają z geometrycznego związku pomiędzy nimi. Zawsze ze wzrostem wartości liczbowych jednego z nich rośnie wartość drugiego parametru

i odwrotnie. Na wykresach widoczny jest rozrzut punktów pomiarowych eksploatowanych głów od 5 – 7 lat. Związane jest to z wrażliwością parametru S_t na pojedyncze wzniesienia lub zagłębienia powierzchni głowy powstające podczas obróbki materiału. Zjawisko to w większym stopniu widoczne jest na powierzchniach nieużywanych głów endoprotez [5].

Występująca zależność pomiędzy S_{ds} a S_t oraz S_{ds} a S_z jest również wynikiem docierania się współpracujących elementów ze sobą. W miarę wzrostu czasu eksploatacji zmniejsza się ilość wierzchołków na powierzchniach głów endoprotez. Również i tutaj widoczny jest duży rozrzut wartości S_{ds} na głowach eksploatowanych od 5 – 7 lat, co związane było z obróbką materiału.

WNIOSKI

1. Endoprotezy Wellera ulegają znacznie szybciej zużyciu aniżeli naturalne zdrowe stawy biodrowe.
2. Wartości liczbowe parametrów amplitudowych SGP: S_t , S_z i S_{ds} głów endoprotez Wellera znamienne malowały w miarę wzrostu czasu eksploatacji sztucznych stawów.
3. Z porównania relacji pomiędzy wszystkimi badanymi parametrami SGP głów wynika, że w każdym przypadku występowały pomiędzy nimi statystycznie znamienne zależności.

LITERATURA

1. Burcan J., Witosławski P., Cwanek J.: Badanie oporów ruchów endoprotez, *Mechanika w Medycynie*, Rzeszów 2000, 5, 43.
1. 2 . Burcan J., Cwanek J., Gieżyńska – Dolna M., Korzyński M.: Bio - tribologiczne aspekty smarowania na przykładzie endoprotezy stawu biodrowego, *Tribologia*, 1996, 4, 339.
2. Campbell P., Doorn P., Dorey F., Amstutz H.C.: Wear and morphology of ultra – high molecular weight polyethylene wear particles from total hip replacement, w *Advances in medical tribology. Orthopedic implants and implant materials*. Red. Dowson D., Medical engineering Publications Limitet, London 1998, 27.
3. Cwanek J.: Aseptyczne obluzowanie cementowych endoprotez stawu biodrowego, w *Problemy rehabilitacji i zagadnienia pomocy społecznej osób niepełnosprawnych w Polsce*, Liber, Lublin 2002, t. II, 293.
4. Cwanek J., Lubimow W.: Geometriczieskaja struktura powierzchni gołowok iskusstwiennyh tazobiedriennyh sustawow (endoprotiezow)

- Weller' a, Wisnik Technologicznowo Uniwiersiteta Podilja, Chmielnickij, 2002, 6, cz. 1, 116.
5. Czerwiński E., Pawelec A., Marchewczyk J.: Problemy realloplastyki stawu biodrowego w Polsce i na świecie, *Ortopedia Traumatologia Rehabilitacja*, 2001, 1,1.
 6. Davidson J.A., Misha A.K., Poggio R.A.: The effect of bone cement and metal debris on the change in roughness of ceramic and metal orthopedic implant surfaces, *Eurotrib '93*, Budapest 1993, 2, 456.
 7. Dupuis J.F. , Messler H., Lopez – Ejido A., Moreno J.: Medium term results of the cementless OCTOFIT implanted cum with multidirectional fixation, *Chir Narz Ruchu Ortop Polska*, 1996, supl. 3A, 49.
 8. Gilbert J.L.: Metals, w *The adult hip*, red. Callaghan J.J., Rosenberg A.G., Rubash H.E., Lippincott - Raven Publishers, Philadelphia 1998, 123.
 9. Grujic J., Sovlj B., Krklec V., Vukelec B.: Analiza tribologiczieskich procesa vestackog zgloba kuka, *YUTRIB 91*, Kragujevac 1991, 105.
 10. Hasegawa M., Ohashi T., Tani T.: Poor outcome of 44 cemented total hip arthroplasties with alumina ceramics haeds: clinical evolution and retrieval analysis after 10 - 16 years, *Acra Orthop Scand*, 2001, 5, 449.
 12. Jabłoński M., Serafin J., Kowalski M. : Analiza porównawcza endoprotezoplastyki cementowej i bezcementowej biodra w aspekcie obluzowania aseptycznego, *Chir. Narz. Ruchu Ortop. Polska*, 1996, supl. 3A, 107
 13. Kozak J., Bednarek, Blacha J. i wsp.: Przegląd sposobów oraz charakterystyka powikłań i niepowodzeń endoprotezoplastyk stawu biodrowego, *Obluzowanie aseptyczne w endoprotezoplastykach stawu biodrowego*, AM Lublin, Lublin 1994, 11.
 14. Li S.: Polyethylene, w *The adult hip*, red. Callaghan J.J., Rosenberg A.G., Rubash H.E., Lippincott - Raven Publishers, Philadelphia 1998, 105.
 15. Pytko S., Kowal A.: Implanty stawu biodrowego człowieka, *Mechanika w Medycynie*, Rzeszów 1998, 4, 197.
 16. 16 . Pytko S. Pytko - Polończyk J.: Stawy człowieka - najdoskonalsze łożyska, *Tribologia*, 1992, 3, 56.
 17. Stachowiak G.W., Stachowiak G.B., Campbell P.: Application of numerical descriptors to the characterization of wear particles obtained from joints replacements, w *Advances in medical tribology. Orthopedic implants and implant materials*. Red. Dowson D., Medical Engineering Publications Limitet, London 1998, 92.
 18. Stocks G.W., Freeman M.A.R., Ewans S.J.W.: Acetabular cup loosening, *J. Bone Joint Surg. (Br.)*, 1995, 77 – B, 853.
 19. Stodolnik B.: Badania materiałowe i biologiczne stopów Endocast i Endocast SL o przeznaczeniu biomedycznym, *Mechanika w Medycynie*, Rzeszów 2002, 6, 159.

20. Streicher R.M., Semlitsch M., Schon R., Weber H., Rieker C.: Metal – on – metal articulation for artificial joints: laboratory study and clinical results, w *Advances in medical tribology. Ortopedic implants and implant materials*. Red. Dowson D., Medical Engineering Publications Limitet, London 1998, 83.
21. Wall A., Dragan S.: Niektóre aspekty alloplastyki rewizyjnej stawu biodrowego w świetle rocznej działalności Rejestru Wszczepów Ortopedycznych Usuniętych, *Chir Narz Ruchu Ortop Polska*, 1999, 6, 627.
22. ISO 7206 – 2 (1996), *Implants for surgery – Partial and total hip joint prostheses, Part 2: Articulating surfaces made of metallic, ceramic and plastics materials*.
23. Warunki techniczne, wymagania i badania endoprotez całkowitych stawu biodrowego przeznaczonych do implantacji z zastosowaniem cementu kostnego, *Technika Medyczna, WT – Z2/E – 1/89/r*.

Recenzent:
Jan BURCAN

Summary

In the paper are described the research results SGP (St, Sa, Sds) of worn cement heads of artificial Weller hip joints operated from 5–7 years (11 heads), 10–14 years (19 heads), and 18–20 years (6 heads).

The scanning of head surfaces have been performed with induced Talyskan 150 head equipped with diamond contact tip made by Rank Taylor Hobson Company. The area covered by scanning was $1 \times 1,5 \text{ mm}^2$. The data received have been handled by computer program Talymap 3.0.

The researches results certify that all numerical values of amplitude parameters decrease significantly as duration of observation time rises [$p < 0,001$]. The highest numeric values of parameters were detected on head surfaces which had been exploited the shortest time and the lowest on the heads exploited the longest time.

The significant dependence between parameters results from the comparison of amplitude parameters SGP of heads [$p < 0,01 - 0,001$].

While numeric value of one parameter turn then increases the numeric value of compared parameter.