

УДК 531/534: [57+61]

ИЗБРАННЫЕ ПАРАМЕТРЫ ОТРАБОТАННЫХ ПОВЕРХНОСТЕЙ ГОЛОВОК ЭНДОПРОТЕЗОВ ВЕЛЛЕРА

Й. Цванек*, А.А. Чайковский**

* Faculty of Physical Education, Section of Rehabilitation, University of Rzeszow, 35–001 Rzeszow, Piłsudskiego 30, Poland, e-mail: cwanekjp@o2.pl

Факультет физического воспитания, отделение реабилитации, Жешовский университет, Польша

** Mathematical and Physical Department, Institute of Mathematics, University of Szczecin, 70–451 Szczecin, Wielkopolska 15, e-mail: czajko2@o2.pl

Кафедра математики и физики, Институт математики, Щецинский университет, Польша

Аннотация. В данной статье представлен анализ параметров шероховатости S_t и S_z , а также фрактальной размерности поверхности головок эндопротеза Веллера тазобедренного сустава человека. Исследованный материал разделен на группы: группа 0 (3 новых головки), группа I (5 отработанных головок от 2 до 3 лет), группа II (12 отработанных головок от 6 до 8 лет), группа III (15 отработанных головок от 10 до 14 лет) и группа IV (10 отработанных головок от 16 до 20 лет). Средний возраст больных составил от 65 до 85 лет ($\bar{x}=74,1$; $\sigma=5,5$), а период эксплуатации эндопротезов Веллера – от 2 до 20 лет ($\bar{x}=10,7$; $\sigma=5,2$). Эндопротезы были установлены пациентам в возрасте от 61 до 68 лет ($\bar{x}=63,4$; $\sigma=1,3$). Максимальные значения для параметров шероховатости ($1397 \leq S_t \leq 1,2321$ мкм, $0,91197 \leq S_z \leq 0,9362$ мкм и $2,7894 \leq S_{fd} \leq 2,8957$) характерны для поверхностей неиспользованных головок Веллера и убывают с увеличением времени эксплуатации эндопротеза. Минимальные значения параметров имеют место для головок с наибольшим сроком эксплуатации и составляют $0,25635 \leq S_t \leq 0,35916$ мкм, $0,22471 \leq S_z \leq 0,31436$ мкм и $2,4242 \leq S_{fd} \leq 2,6176$. Установлена ощутимая негативная статистическая зависимость между приводимыми параметрами и временем эксплуатации эндопротеза ($p > 0,001$).

Ключевые слова: тазобедренный сустав, эндопротез Веллера, асептическое расшатывание, параметры поверхности головок, фрактальный размер.

Введение

Изготовители эндопротезов не специфицируют значения параметров геометрической структуры поверхностей изготавливаемых искусственных суставов. Эта информация является секретной. В работах, которые посвящены технологии изготовления протезов, согласно нормам Международной организации по стандартизации, приводится только один параметр геометрической структуры поверхности, относящийся к головке искусственных суставов [3, 6, 7, 16]. Это параметр R_a в двумерном случае или параметр S_a в трехмерном случае, который дается для новых головок эндопротезов бедра.

Анализ поверхности головки с использованием только одного параметра S_a (R_a) не является объективным методом исследования [10, 12–14]. Этот метод плохо подходит для тестирования процессов износа поверхности головки. Рекомендуется проводить тест как минимум для двух или трех амплитудных параметров, которые корректно описывают геометрическую структуру поверхности [4, 9, 10, 12–14].

Из экспериментальной практики вытекает, что параметры геометрической структуры поверхности имеют важное и очень сложное влияние на функциональное качество биоподшипников [3, 6, 10, 13, 14]. В анализе процесса износа эндопротезов бедра полезно иметь некоторую информацию о нескольких параметрах геометрической структуры поверхности для поверхности головки. Эти параметры имеют существенное влияние на время эксплуатации фрикционной пары “чаша–головка” искусственного сустава.

Наиболее распространенные параметры есть: S_t , S_z , S_a и S_q , которые являются базовыми параметрами для тестов на шероховатость в Польше, а также в международных нормах геометрической структуры поверхности [9, 13, 14].

В известном авторам научном материале не найдена работа, в которой описываются параметры геометрической структуры поверхности для неиспользованных, а также для использованных головок эндопротеза Веллера. Авторы данной работы раньше тестировали головки эндопротеза Веллера, используя другие параметры, и анализировали некоторую зависимость между парой параметров, но исследуемого материала было недостаточно [4, 12, 15].

Результаты, полученные *in vivo*, не имеют этических и критических комментариев, но эти результаты невозможно сравнить с другими исследованиями *in vitro* [1, 2, 3, 5, 8, 11]. Тесты, которые проведены на симуляторах, не дают некоторых условий, имеющих место в тазобедренном суставе *in vivo* [3, 5, 11]. Износ искусственных суставов в живом организме меньше по сравнению с условиями, в которых проводятся тесты [1, 11].

Имея в распоряжении несколько эндопротезов Веллера тазобедренного сустава, удаленных после асептического расшатывания (рис. 1–4), авторы решили протестировать некоторые избранные параметры геометрической структуры поверхности и фрактальную размерность головок эндопротезов.

Основной целью данной работы является анализ выбранных параметров шероховатости и фрактальной размерности, описывающих поверхность головки эндопротеза Веллера, а также анализ некоторых изменений этих параметров при эксплуатации суставов в естественных условиях.

Анализируемый материал

Проанализированы избранные параметры шероховатости и фрактальная размерность 42 головок эндопротеза Веллера, удаленных после асептического расшатывания, а также три новых головки Веллера.

Возраст пациентов составил от 65 до 86 лет ($\bar{x} = 74,1$; $\sigma = 5,5$), время эксплуатации эндопротезов – от 2 до 20 лет ($\bar{x} = 10,8$; $\sigma = 5,15$). Эндопротезы были имплантированы пациентам в возрасте от 61 до 66 лет ($\bar{x} = 63,4$; $\sigma = 1,3$), наиболее часто – от 62 до 64 лет (для 32 пациентов из 45).

Проанализированный материал был разделен на группы в зависимости от времени эксплуатации эндопротеза Веллера (табл. 1).

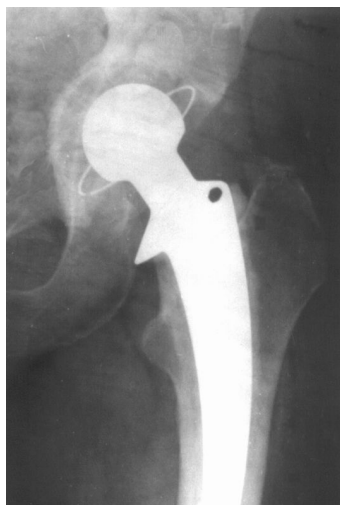


Рис. 1. Рентгенограмма эндопротеза Веллера, сделанная в течение нескольких дней после установки



Рис. 2. Рентгенограмма эндопротеза Веллера после расшатывания



Рис. 3. Удаленная ножка эндопротеза Веллера

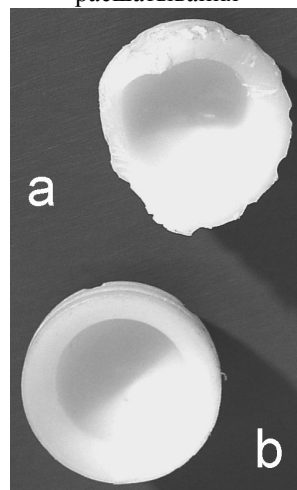


Рис. 4. Чаша: а) удаленная после использования, б) новая.

Таблица 1

Группы в зависимости от времени эксплуатации эндопротеза Веллера

Группа	Время эксплуатации (год)	Количество головок
0	0	3
I	2 – 3	5
II	6 – 8	12
III	10 – 14	15
IV	16 – 20	10
Итого:	0 – 20	45

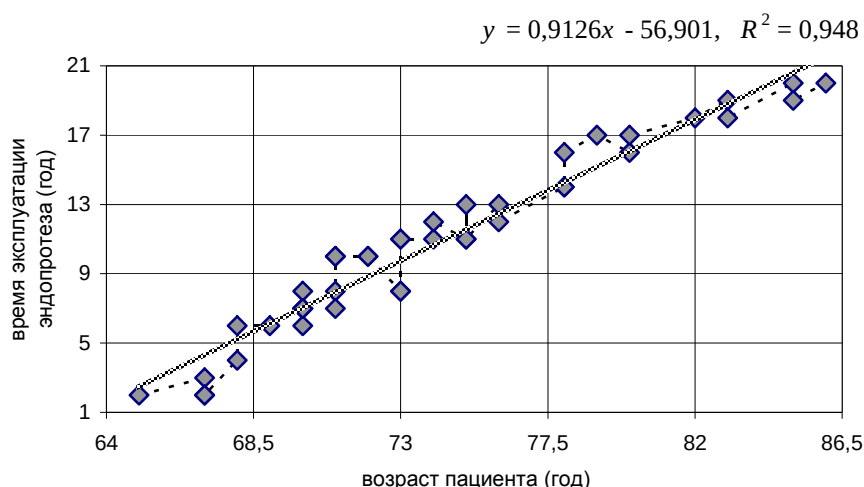


Рис. 5. Зависимость между временем эксплуатации эндопротеза Веллера и возрастом пациентов

Таблица 2

Виды анализируемых параметров поверхности

Параметр	Описание	Размерность
S_t	Общая высота шероховатости (от наивысшей до наинизшей точек)	мкм
S_z	Среднее значение для 5 наивысших пиков и 5 наинизших точек	мкм
S_{fd}	Фрактальная размерность	Безразмерная

Методология

Перед проведением экспериментов эндопротезы были осмотрены с помощью лупы, чтобы исключить протезы, которые имеют некоторые случайные дефекты, сделанные в процессе удаления.

Измерения структуры геометрической поверхности были реализованы, используя аппарат *Rank Taylor Hobson Talyscan 150*. Верхняя площадь поверхности головки эндопротеза Веллера составила $1,5 \times 2,0$ мм со скоростью сканирования 5,0 мм/с. Полученные данные были записаны и научно описаны с использованием программы *TalyMap Expert 2.0* и *MS Excel 2003*. Результаты представлены в графической форме.

Исследуемые параметры поверхностей головок эндопротеза Веллера представлены в табл. 2.

Проанализирована некоторая зависимость между временем эксплуатации эндопротеза и возрастом пациента. Также протестирована некоторая зависимость между указанными параметрами и временем эксплуатации искусственного сустава Веллера.

Для каждой анализируемой группы вычислены среднее арифметическое $\bar{x}$ и стандартное отклонение σ всех измеренных параметров. В статистическом анализе

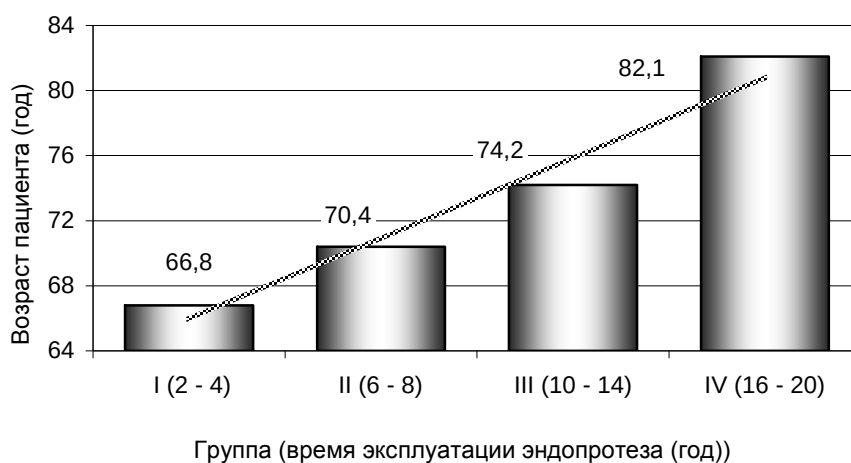


Рис. 6. Средний возраст пациентов в анализируемых группах

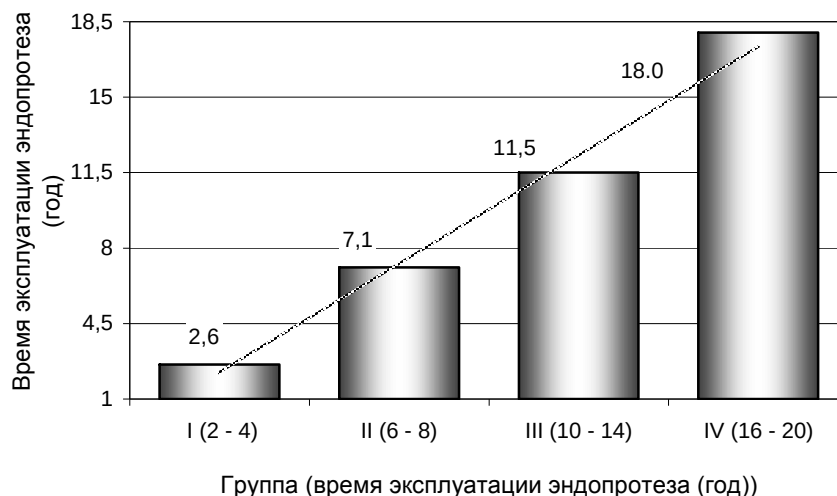


Рис 7. Среднее время эксплуатации эндопротеза Веллера в анализируемых группах

показаны уравнения линии тренда и коэффициенты корреляции R^2 . Результаты вычислений описаны в графической форме с использованием программы *MS Excel 2003*.

Результаты исследований

Зависимость между временем эксплуатации эндопротеза Веллера и возрастом пациентов представлена на рис. 5.

Проанализирована некоторая зависимость между временем эксплуатации эндопротеза Веллера и возрастом пациентов. При увеличении возраста пациентов наблюдается некоторое увеличение времени эксплуатации протеза. Линия тренда возрастает и описывается следующим уравнением: $y = 0,912x - 56,901$. Коэффициент корреляции R^2 стремится к единице (т.е. 0,948).

Зависимости между средним возрастом пациентов и средним временем эксплуатации эндопротеза Веллера в анализируемых группах представлены на рис. 6, 7.

Средний возраст пациентов увеличивается от I до IV группы. Линия тренда возрастает. Максимальная разность между средними значениями возникает для III и IV

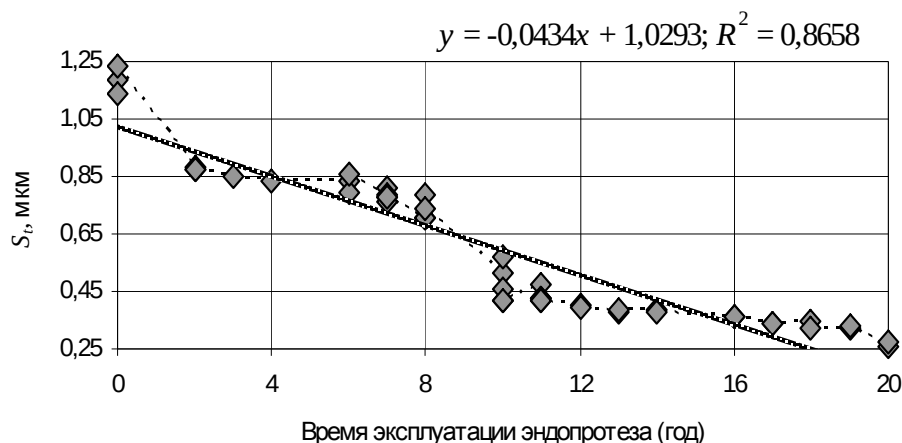


Рис. 8. Зависимость между параметром S_t и временем эксплуатации эндопротеза Веллера

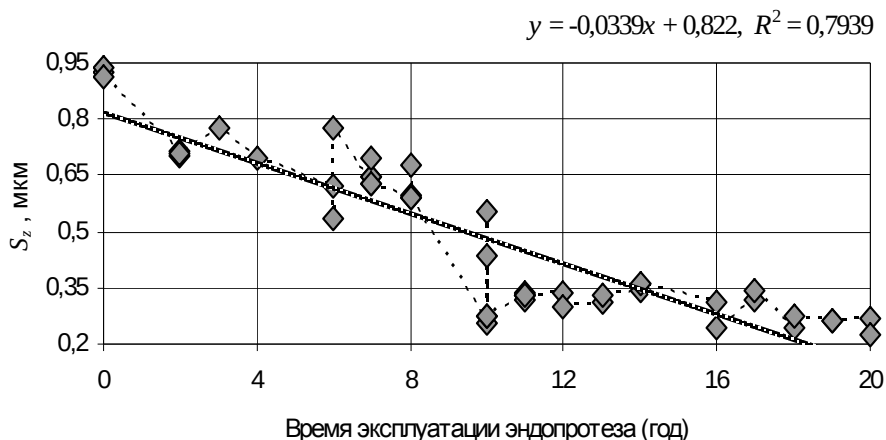


Рис. 9. Зависимость между параметром S_z и временем эксплуатации эндопротеза Веллера

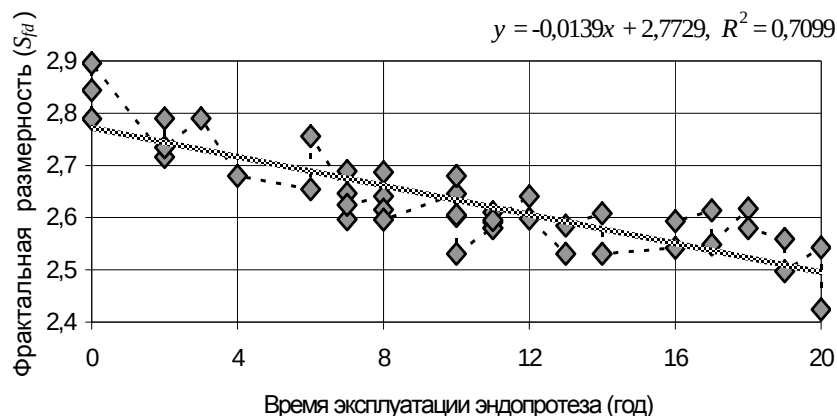


Рис. 10. Зависимость между фрактальной размерностью и временем эксплуатации эндопротеза Веллера

групп (7,9 года). Меньшая и сходная разности наблюдаются для I и II групп (3,6 года) и для II и III групп (3,8 года).

Время эксплуатации эндопротеза Веллера увеличивается от I до IV группы. Линия тренда возрастает. Максимальная разность между средними значениями возникает для III и IV групп (6,5 лет). Меньшая и сходная разности наблюдаются для I и II групп (4,5 года) и для II и III групп (4,4 года).

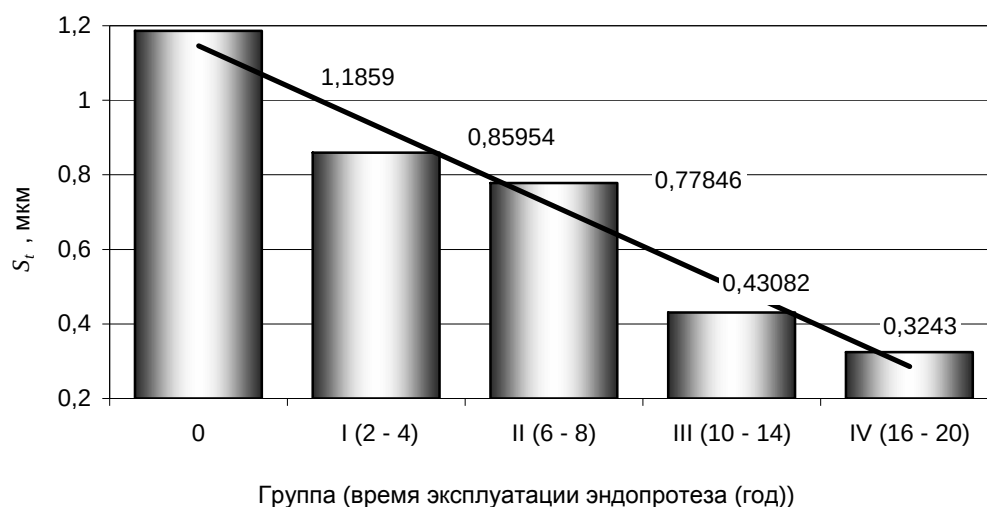


Рис. 11. Средние значения параметра S_t в анализируемых группах

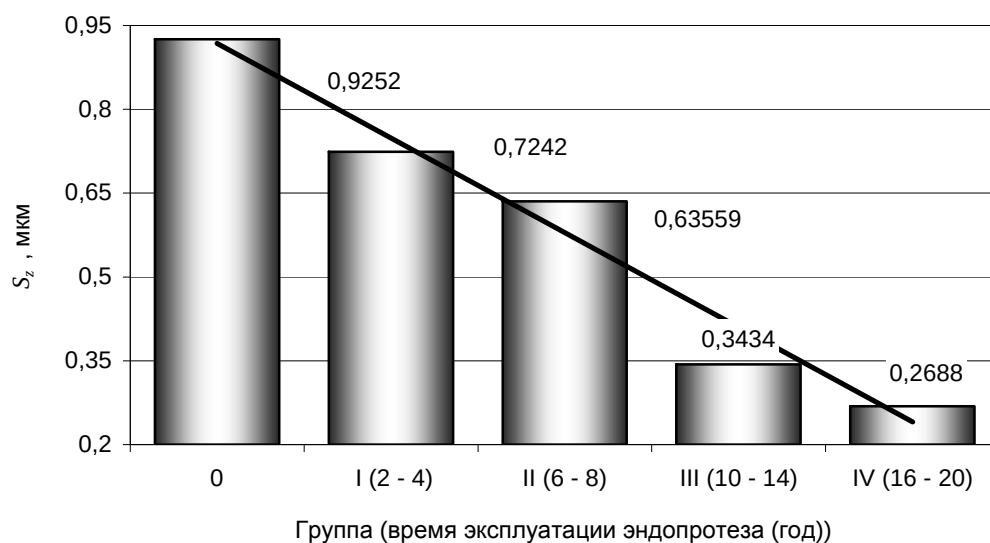


Рис. 12. Средние значения параметра S_z в анализируемых группах

Зависимости параметров S_t , S_z и фрактальной размерности (S_{fd}) от времени эксплуатации эндопротеза Веллера показаны на рис. 8, 9 и 10.

Максимальные численные значения анализируемых параметров S_t , S_z и S_{fd} имеют место для неэксплуатированных поверхностей, а минимальные значения наблюдались для головок, которые эксплуатировались от 16 до 20 лет. Линии тренда на рис. 8–10 возрастают. Между проанализированными параметрами и временем эксплуатации эндопротеза Веллера выявлены статистически значимые зависимости ($p > 0.001$). Значения коэффициентов корреляции R^2 лежат в интервале от 0,7099 до 0,8658.

Средние значения параметров S_t , S_z анализируемых групп описаны на рис. 11 и 12.

Максимальные средние значения анализируемых параметров S_t и S_z имеют место для неиспользованных протезов. Минимальные значения получены для головок, которые эксплуатировались от 16 до 20 лет. Линии тренда на рис. 11 и 12 возрастают. Максимальная разность средних значений параметров S_t и S_z имеет место для групп II

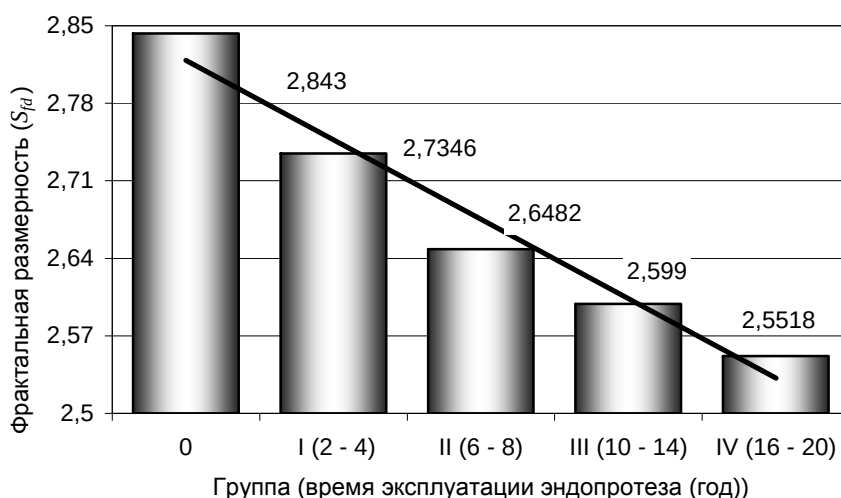


Рис. 13. Средние значения фрактальной размерности в анализируемых группах

и III ($S_t = 0,34764$ и $S_z = 0,29219$), наименьшая – для групп I и II ($S_t = 0,32636$ и $S_z = 0,201$). Меньшие и сравнимые разности средних значений параметров возникают для групп I и II или III и IV ($0,10652 \leq S_t \leq 0,32636$ и $0,0746 \leq S_z \leq 0,201$).

Средние значения фрактальной размерности (S_{fd}) в анализируемых группах описаны на рис. 13.

Максимальные значения фрактальной размерности поверхности головки возникают для неэксплуатированных поверхностей эндопротеза Веллера. Линия тренда возрастает. Разности средних значений для групп 0 и I, I и II, II и III или III и IV образуют уменьшающуюся последовательность значений: 0,1084; 0,0864; 0,0492 и 0,0472.

Обсуждение

Искусственные суставы работают в существенно худших условиях по сравнению с природными суставами [2, 4, 5, 8, 11, 12, 15]. Время эксплуатации различных моделей искусственных тазобедренных суставов лежит в интервале от 10 до 15 лет [4–6, 8, 12, 15].

Эндопротезы Веллера были удалены с тела пациентов в возрасте от 65 до 86 лет ($\bar{x} = 74,1$; $\sigma = 5,5$) после асептического расшатывания. Эти эндопротезы были имплантированы в возрасте от 61 до 66 лет ($\bar{x} = 63,4$; $\sigma = 1,2$). Время эксплуатации суставов Веллера находится в интервале от 2 до 20 лет ($\bar{x} = 10,7$; $\sigma = 5,2$).

Авторы данной статьи и другие исследователи провели исследования неиспользованных головок эндопротеза Веллера, которые изготовлены с резкими пиками на поверхности головки, оставшимися после обработки металла [2, 4, 9, 11, 15]. Из этого вытекает, что максимальные численные значения анализируемых параметров относятся к поверхностям неиспользованных головок эндопротеза. Эти параметры имеют следующие значения: $1,1397 \leq S_t \leq 1,2321$; $0,91197 \leq S_z \leq 0,9362$ и $2,7894 \leq S_{fd} \leq 2,8957$. Максимальные значения параметра S_{fd} означают малое развитие поверхности.

Высокие значения параметров шероховатости S_t , S_z и фрактальной размерности относятся к неиспользованным головкам эндопротеза Веллера.

Изменения, которые возникают с увеличением времени эксплуатации эндопротеза Веллера, вызваны возвратно–поступательным движением. Искусственный тазобедренный сустав должен выдержать примерно 12 миллионов циклов [6].

Минимальные численные значения параметров наблюдались для долго эксплуатируемых поверхностей головок эндопротеза Веллера: $0,25635 \leq S_t \leq 0,35916$ мкм, $0,22471 \leq S_z \leq 0,31436$ мкм и $2,4242 \leq S_{fd} \leq 2,6176$. Между полученными параметрами и временем эксплуатации эндопротеза Веллера выявлены статистически значимые отрицательные зависимости со значительной достоверностью: $p > 0,001$.

Эксплуатированные поверхности головок эндопротеза Веллера характеризуются существенно большей несущей способностью и малыми неровностями поверхности. Этот факт означает некоторое уменьшение микроаверн на поверхности головки, где присутствует синовиальная жидкость. Данная ситуация свидетельствует о плохих условиях работы для смазывания и трения во фрикционной паре “чаша–головка” искусственного сустава.

Выводы

Из проделанных исследований можно сделать следующие выводы.

- Максимальные значения параметров шероховатости S_t и S_z наблюдаются для новых (т.е. не эксплуатируемых) поверхностей головки эндопротеза Веллера.
- Максимальные значения фрактальной размерности также отмечены для новых (т.е. не эксплуатируемых) поверхностей головки эндопротеза Веллера.
- Численные значения S_t и S_z значительно уменьшаются при увеличении времени эксплуатации эндопротеза Веллера.
- Уменьшение численных значений фрактальной размерности означает увеличение нагрузок на поверхность головки эндопротеза Веллера.
- Уменьшение значений параметров шероховатости и фрактальной размерности означает некоторое уплощение эндопротеза Веллера. Этот факт говорит о плохих условиях смазки во фрикционной паре “чаша–головка” эндопротеза.

Благодарности

Авторы искренне благодарят коллегу профессора, доктора наук, дипломированного инженера Владимира Любимова (Механический факультет Жешовского технического университета) за дискуссию и помощь в подготовке некоторых образцов поверхности головки эндопротеза Веллера для сканирования.

Список литературы

1. Dowson, D. M. Wear and creep in total replacement ceramic-polyethylen hip joints / D. Dowson // Proc. Int. Cofrence on Charnley Total Hip Arthroplasty. (Groupe A.C.O.R.A. eds.). – Lyon, 1995. – P. 149.
2. Dumbleton, J.H. Tribology of natural and artificial joints / J.H. Dumbleton // Tribology Series 3, Vol.3 / Edited by Elsevier Scientific Publishing Company, Amsterdfam, Oxford, New York, 1981.

3. *Dzioch, T.* Kinamatyczno-technologiczne aspekty kształtowania powierzchni kulistych w zastosowaniu do wytwarzania endoprotez / T. Dzioch; Edited by Technical University of Rzeszow, 1982 (*in Polish*).
4. Geometrical structures of surfaces of heads of hip joint endoprosthesis made in metallic and non-metallic materials / W. Lubimow, J. Cwanek // Proc. Int. Conference on Modelling of non-metallic materials. Rzeszow. – 2001. – P. 311–316 (*in Polish*).
5. *Gierzyńska-Dolna, M.* Biotribology / M. Gierzyńska-Dolna; Edited by Technical University of Częstochowa. – 2002 (*in Polish*).
6. *Grujic, J.* Analiza tribologicznych procesa zastackog zgloba kuka / J. Grujic, B. Sovlj, V. Krklec, B. Vukelec // Proc. Int. Conference on YUTRIB'91. (YUTRIB eds.), Kragujevac. – 1991. – P. 105.
7. ISO 7206-2, Implants of surgery – Partial and total hip joint prosthesis, Part 2: Articulating surfaces made of metallic, ceramic and plastics materials.
8. Metal-on-metal articulation for artificial hip joints: laboratory study and clinical results / R.M. Streicher, M. Semlitsch, R. Schon, et al // Advances in medical tribology – Orthopaedic implants and implant materials. (D. Dowson and Mechanical Engineering Publications eds.). – London, 1998. – P. 83–92.
9. Morphological assessment of *in vivo* wear of orthopaedic implants using multiscalar wavelets / X.Q. Jiang, L. Blunt // Wear/ Edited by Elsevier. – 2001. – Vol. 250. – P. 217–221.
10. *Oczóś, K.E.* Geometrical structures of surfaces / K.E. Oczóś, V. Liubimov; Edited by Technical University of Rzeszow, 2003 (*in Polish*).
11. Special devices for tribological of biomaterials and hip joint simulators / K. Oczóś, T. Dzioch // Proc. Int. Conference on Problems Technical in Medicine. Zielona Gora. – 1983. – P. 311–316 (*in Polish*).
12. Surface geometry of Weller endoprosthesis heads removed from the aseptic loosening / A.A. Czajkowski, J. Cwanek, W. Lubimow, K. Wierzchowski // Proc. Int. on Biomechanics – Customised Endoprosthesis – Design, Manufacture and Clinical Applications. (Polish Science Academy – PAN and Centre of Bio-cybernetics eds.). Warszawa. – 2003. – Vol. 59. –P. 105–117.
13. The development of user – friendly software measurement standards for surface topography software assessment / L. Blunt, X. Jang // Proc. 10th Int. Conference on Metrology and Properties of Engineering Surfaces. Aint Etienne, 4-7 July 2005. – P. 105–111.
14. *Thomas, T. R.* Rough surfaces / T.R. Thomas; Edited by Imperial College Press. – London, 1999.
15. Tribological wear test of Weller endoprosthesis heads removed on account of aseptic snack / W. Lubimow, M. Korzyński, J. Cwanek // Acta of Bioengineering and Biomechanics. – 1999. –Vol. 1, Supl. 1. – P. 297 – 300 (*in Polish*).
16. Warunki techniczne, wymagania i badania endoprotez całkowitych stawu biodrowego przeznaczonych do implantacji z zastosowaniem cementu kostnego // Technika Medyczna / WT-Z2/E-1/89/r. (*in Polish*).

SELECTED PARAMETERS OF DESTROYED SURFACES OF WELLER ENDOPROSTHESIS HEADS

J. Cwanek (Rzeszow, Poland), A.A. Czajkowski (Szczecin, Poland)

The results from analysis of roughness parameters S_t and S_z and also fractal dimension (S_{fd}) of Weller endoprosthesis heads were described in the paper. Analyzed material was divided into groups: group 0 (i.e. 3 non-used heads), group I (i.e. 5 exploited heads from 2 to 3 years), group II (i.e. 12 exploited heads from 6 to 8 years), group III (i.e. 15 exploited heads from 10 to 14 years), and group IV (i.e. 10 exploited heads from 16 to 20 years). Mean age of patients was from 65 to 85 years old ($\bar{x} = 74.1$; $\sigma = 5.5$), and exploitation time of Weller endoprosthesis was from 2 to 20 years ($\bar{x} = 10.7$; $\sigma = 5.2$). Endoprostheses were implanted to the patients between 61 and 68 years old ($\bar{x} = 63.4$; $\sigma = 1.3$). The maximum values for $1.1397 \leq S_t \leq 1.2321 \mu\text{m}$, $0.91197 \leq S_z \leq 0.9362 \mu\text{m}$ and $2.7894 \leq S_{fd} \leq 2.8957$ occur on the surfaces of non-used Weller heads and decreased during the increase of endoprosthesis exploitation time. The minimal values of parameters occur for the longest exploited heads, which are described by the values: $0.25635 \leq S_t \leq 0.35916 \mu\text{m}$, $0.22471 \leq S_z \leq 0.31436 \mu\text{m}$ and $2.4242 \leq S_{fd} \leq 2.6176$. Between analyzed parameters and

exploitation time of Weller endoprosthesis, the statistically essential negative differences were observed ($p > 0.001$).

Key words: hip joint, Weller endoprosthesis, aseptic loosening, parameters of geometrical structure surface, fractal dimension.

Получено 18 октября 2006