

УДК 616.728.2-089.28

## ОБРАБОТКА И АНАЛИЗ СИГНАЛОВ ДЛЯ ДИАГНОСТИКИ СОСТОЯНИЯ ЭНДОПРОТЕЗА ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА

**В.Н. Васюков<sup>1</sup>, М.А. Райфельд<sup>1</sup>, Д.О. Соколова<sup>1</sup>,  
Б.Р. Таштанов<sup>2</sup>, В.В. Павлов<sup>2</sup>**

<sup>1</sup>Новосибирский государственный технический университет

<sup>2</sup>Новосибирский научно-исследовательский институт  
травматологии и ортопедии им. Я.Л. Цивьяна

Одна из проблем, связанных с эндопротезированием тазобедренного сустава, заключается в том, что эндопротез подвергается значительным механическим нагрузкам, что может привести к его разрушению. Ревизионные операции, направленные на выяснение состояния протеза, сложны и дороги, кроме того, они сопряжены с необходимостью прибытия пациента в медицинское учреждение и его госпитализации. Предлагается подход к диагностике эндопротеза тазобедренного сустава в процессе обычной жизнедеятельности пациента, основанный на анализе вибрационных и звуковых колебаний, снимаемых с поверхности тела с помощью разработанного для этой цели устройства на основе трехосевого акселерометра. Устройство для регистрации вибрационных и звуковых колебаний имеет малые габариты и массу, закрепляется на подвздошной кости и практически не ограничивает движений пациента в процессе регистрации сигналов. Сигналы в цифровой форме записываются на карту памяти, которая после проведения измерений может быть извлечена из устройства и использована для переноса записи в компьютер для обработки и анализа. Анализ записей сигналов, полученных экспериментально, позволил выделить признаки различных дефектов (частичное истирание полиэтиленового вкладыша, полное истирание вкладыша и расшатывание ножки протеза в области крепления его к бедренной кости). Предложены статистики для принятия решения при проверке гипотез о наличии/отсутствии этих дефектов. Приведены результаты экспериментов.

*Ключевые слова:* эндопротез, тазобедренный сустав, диагностика, акселерометр.

DOI: 10.17121/1727-2769-2024-4-48-63

### Введение

Эндопротезирование тазобедренного сустава является эффективным и часто единственным способом восстановления утраченной функции конечности. Одна из проблем, связанных с эндопротезированием, заключается в том, что в процессе эксплуатации эндопротез подвергается значительным механическим нагрузкам, что может привести к его разрушению. Изменения в структуре материала эндопротеза накапливаются постепенно и в конце концов приводят к его внезапному разрушению. В этом случае требуется срочная операция, которая может быть достаточно сложной. Известно [1, 2], что звуковые колебания (шумы, скрипы, хруст, щелчки), сопровождающие эксплуатацию эндопротеза тазобедренного сустава (ЭТБС), могут служить признаком его предстоящего разрушения. Поэтому актуальным является исследование характеристик таких колебаний с целью прогнозирования состояния ЭТБС, так как своевременное обнаружение предвестника разрушения позволяет избежать крайне негативных последствий в виде необходимости удаления обломков и т. п. Кроме того, известен случай, когда скрип свидетельствовал об уже произошедшем разрушении вкладыша эндопротеза [6]. Жела-

тельность мониторинга состояния эндопротеза в процессе нормальной жизнедеятельности пациента (*in vivo*) подробно обосновывалась в обзоре [9].

В работе предлагается подход к анализу вибрационных и звуковых колебаний, возникающих при нагружении имплантированного эндопротеза в процессе обычной жизнедеятельности пациента и устройство, разработанное для их регистрации.

### 1. Строение эндопротеза тазобедренного сустава

Эндопротез тазобедренного сустава включает несколько частей. Вертлужный компонент (чашка) с вкладышем (рис. 1, б) заменяет суставную поверхность вертлужной впадины (рис. 1, а). Бедренный компонент, включающий головку и ножку, заменяет головку и шейку бедренной кости. Головка и вкладыш образуют пару трения. Сферическая форма головки и внутренней поверхности вкладыша обеспечивает возможность движений в разных плоскостях (многоосевые движения).

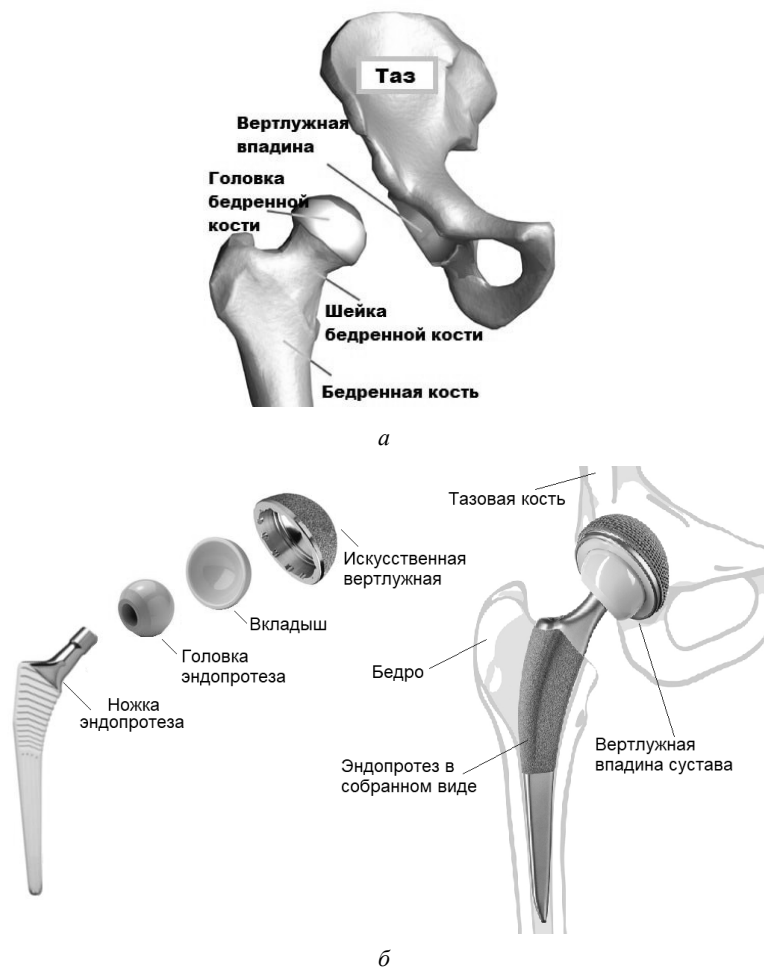


Рис. 1 – Части тазобедренного сустава (а) и части эндопротеза (б)

Fig. 1 – Parts of the hip joint (a) and parts of the endoprosthesis (b)

В эндопротезах применяются различные сочетания материалов: металл–металл, металл–пластик, керамика–керамика и другие. В настоящее время наиболее широко применяются эндопротезы с парой трения керамика–керамика. Они отличаются долговечностью, нетоксичностью и гипоаллергенностью, обеспечивают надежное сращение с костью при установке бесцементным методом. Однако для таких эндопротезов характерен риск разрушения (раскола), и в процессе износа пары трения часто проявляются слышимые звуки, имеющие характер скрипа [2]. Отмечается, что такие звуки негативно сказываются на самочувствии пациентов, и что некоторые клиники даже отказываются в связи с этим от использования эндопротезов типа керамика–керамика (ceramic-on-ceramic, CoC) [3, 5]. В то же время эти звуки могут служить предвестниками разрушения эндопротеза, если удастся установить связь динамики характера звуков и степени деградации материала.

О возможности прогнозирования разрушения эндопротеза на основе анализа скрипов и других колебаний упоминалось в работах [3, 4]. В [4] описан случай, когда благодаря скрипу, слышимому пациентом, был обнаружен перелом керамической вставки, при этом рентгенография, компьютерная томография и ультразвуковое исследование не выявили какого-либо повода для ревизионной операции.

Частотный состав звуков, издаваемых парой трения керамика–керамика, исследовался в работе [3]. Авторы этой работы приводят данные, полученные экспериментально в условиях периодического нагружения эндопротеза при отсутствии смазки, а также при наличии смазки водой и сывороткой. В отсутствие смазки были зафиксированы шум с частотой около 800 Гц и скрип частотой от 2 до 9 кГц. При использовании в качестве смазки сыворотки наблюдался скрип частотой около 7 кГц.

Анализ звуковых и вибрационных колебаний (сигналов) может быть использован также для обнаружения других дефектов, возникающих и развивающихся постепенно после установки ЭТБС, таких как значительный износ пары трения. При этом происходит постепенное увеличение зазора между головкой эндопротеза и вкладышем, в результате чего в процессе ходьбы происходит свободное перемещение головки относительно вкладыша, сопровождающееся ударом. Другим дефектом, проявляющимся в виде вибрационных колебаний, является расшатывание ножки эндопротеза в месте соединения ее с бедренной костью.

Таким образом, представляется актуальным анализ механических колебаний, возникающих в ЭТБС в процессе обычной жизнедеятельности пациента. При этом важно, чтобы движения пациента были максимально близкими к естественным. Поэтому устройство регистрации колебаний должно иметь минимальные массогабаритные характеристики, иметь автономное питание и не требовать проводных соединений с компьютером, который используется для анализа сигналов.

## **2. Устройство для регистрации колебаний, возникающих при движениях эндопротеза**

При разработке устройства было учтено требование минимального неудобства для пациента с эндопротезом тазобедренного сустава, в соответствии с чем была выбрана конструкция, позволяющая пациенту свободно передвигаться и совершать обычные движения. Устройство имеет малые габариты и вес и может закрепляться на теле пациента в области подвздошной кости при помощи лейкопластыря или повязки. Функциональная схема устройства показана на рис. 2.

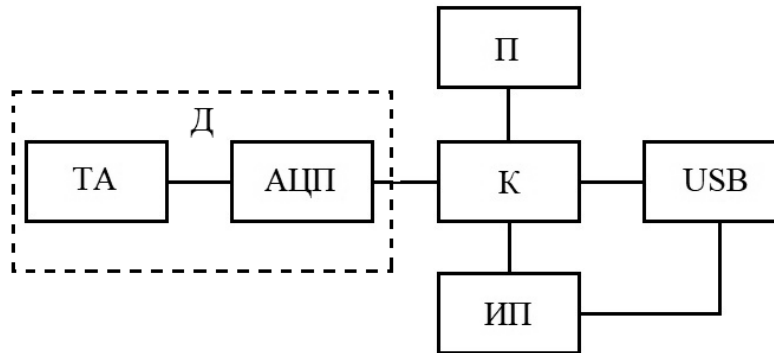


Рис. 2 – Функциональная схема регистрирующего устройства

Fig. 2 – Functional diagram of the recording device

Устройство содержит датчик Д, в состав которого входят трехосевой акселерометр ТА и аналого-цифровой преобразователь АЦП, управляющий микроконтроллер К, запоминающее устройство ЗУ, usb-порт USB и источник питания ИП. Трехосевой акселерометр преобразует значения ускорения по трем взаимно перпендикулярным осям в электрическое напряжение. Полученные электрические сигналы преобразуются в АЦП в три цифровые последовательности, которые записываются в память (ЗУ). При заполнении памяти или по истечении заданного временного интервала данные из памяти передаются через usb-порт в компьютер для анализа. Источником питания для всех элементов схемы служит аккумулятор.

Акселерометр реагирует на собственное ускорение, поэтому он соединяется с АЦП гибким кабелем для обеспечения минимальной инерционности. Остальные узлы смонтированы на общей печатной плате.

В качестве датчика была использована микросхема LSM6DS33, включающая трехосевой акселерометр и АЦП. Максимальная частота следования цифровых отсчетов равна 6,66 кГц, таким образом, устройство может регистрировать колебания с частотами до 3,33 кГц. Микросхема имеет компактные размеры (3 мм × 3 мм × 0,86 мм) и вес около 0,1 грамма. Запоминающее устройство реализовано в виде съемной карты памяти типа microSD. Такое решение дает дополнительное преимущество – возможность переноса данных из памяти устройства в компьютер через кардридер. Поскольку flash-память при записи требует сравнительно больших токов, в качестве источника питания выбран литий-полимерный аккумулятор, заряжаемый через usb-порт.

### 3. Результаты экспериментов

Разработанное устройство было использовано для получения записей вибрационных и звуковых (до 3,33 кГц) колебаний.

Рассмотрим далее возможность использования измерений величины ускорения трехкоординатным акселерометром для анализа состояния искусственного тазобедренного сустава. Миниатюрный датчик устройства (MEMS акселерометр) крепится в области вертлужной кости или подвздошной кости с помощью клейкой ленты или специального клея. Трехмерный сигнал этого датчика  $\mathbf{s}(t) = [s_x(t), s_y(t), s_z(t)]$  пропорционален зависящему от времени вектору ускорения  $\mathbf{a}(t)$ , спроецированному на три взаимно ортогональные пространственные

оси датчика  $x, y, z$ . Сигнал, полученный от акселерометра, преобразуется в цифровой векторный сигнал  $\mathbf{s}[n] = (s_x[n], s_y[n], s_z[n])$ , где  $n$  – номер отсчета. Примеры такого сигнала, полученные при ходьбе, а также выполнении специальных упражнений (приседания и отведения), производимых тремя пациентами, приведены на рис. 3. На всех графиках, приводимых ниже, по горизонтальной оси откладывается номер  $n$  отсчета сигнала.

Вследствие того, что датчик при креплении к телу пациента может быть сориентирован случайным образом и от этого случайного фактора желательно избавиться, целесообразно перейти от векторного сигнала к скалярному:

$$s[n] = \sqrt{s_x^2[n] + s_y^2[n] + s_z^2[n]}. \quad (1)$$

На рис. 4 приведены графики реализаций сигнала  $s[n]$  для различных пациентов, соответствующие рис. 3. Можно отметить постоянство среднего уровня сигнала  $s[n]$ , соответствующего значению ускорения свободного падения ( $9,8 \text{ м/с}^2$ ).

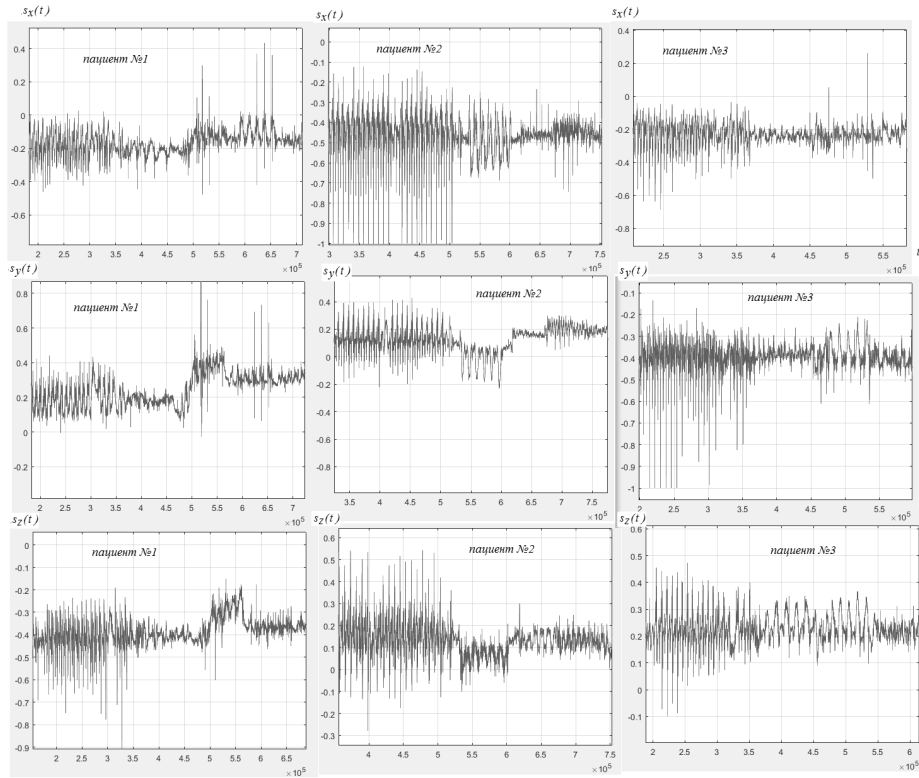


Рис. 3 – Реализации сигналов трехосевого акселерометра, полученные от различных пациентов

Fig. 3 – Realizations of three-axis accelerometer signals obtained from different patients

На основании рис. 4 можно сделать вывод о значительном сходстве реализаций сигнала  $s[n]$  при одинаковых типах движений различных пациентов.

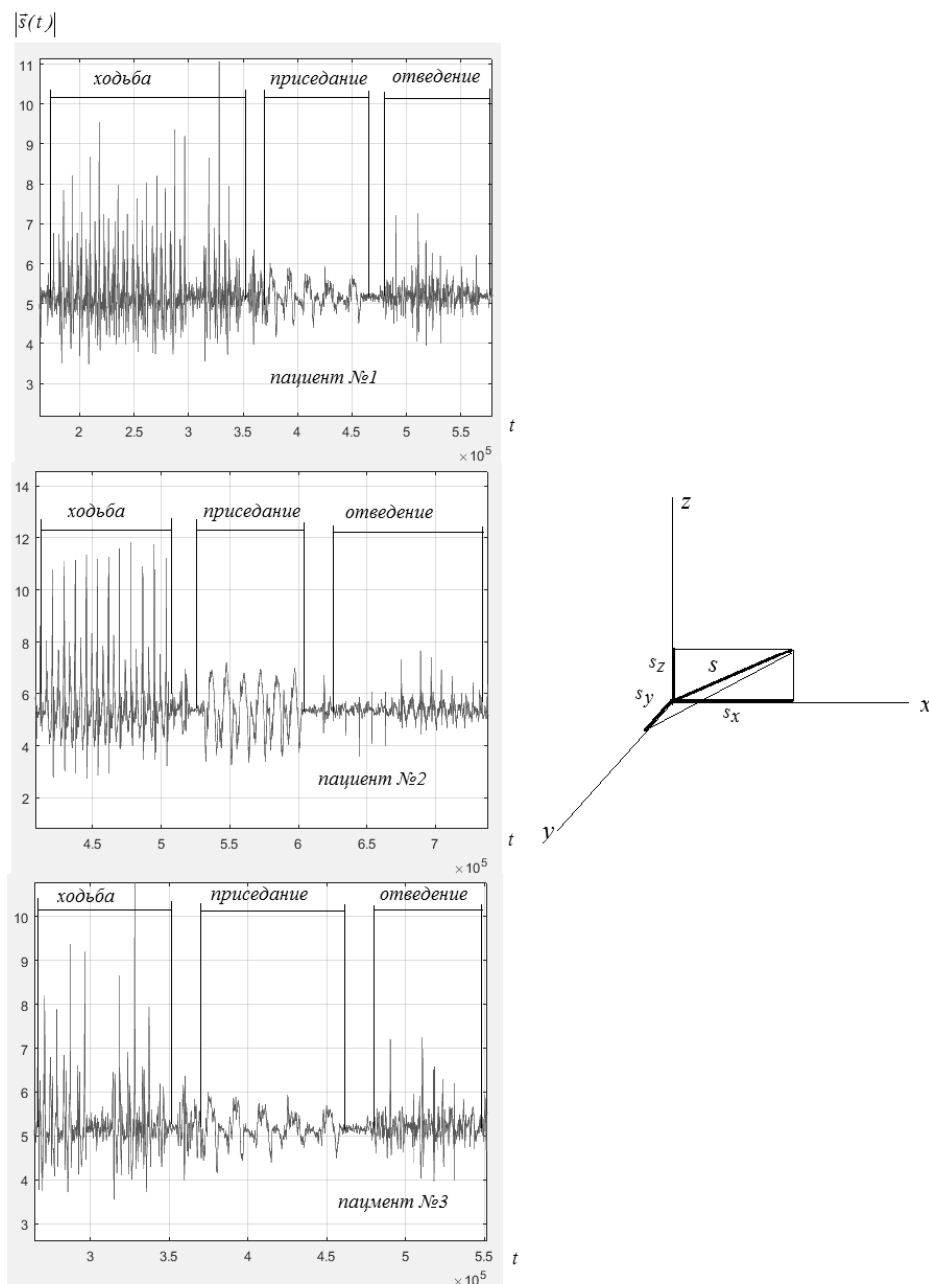


Рис. 4 – Реализации сигнала  $s[n]$ , полученного от различных пациентов

Fig. 4 – Realizations of the signal obtained from different patients

Рассмотрим различные варианты повреждений эндопротеза и соответствующие им изменения сигналов, регистрируемых акселерометром. Далее ограничим рассмотрение только сигналами, полученными при ходьбе. Сигнал  $s[n]$  в этом случае имеет квазипериодический характер (рис. 5). Для краткости будем называть участки сигнала в окрестностях локальных максимумов импульсами шага.

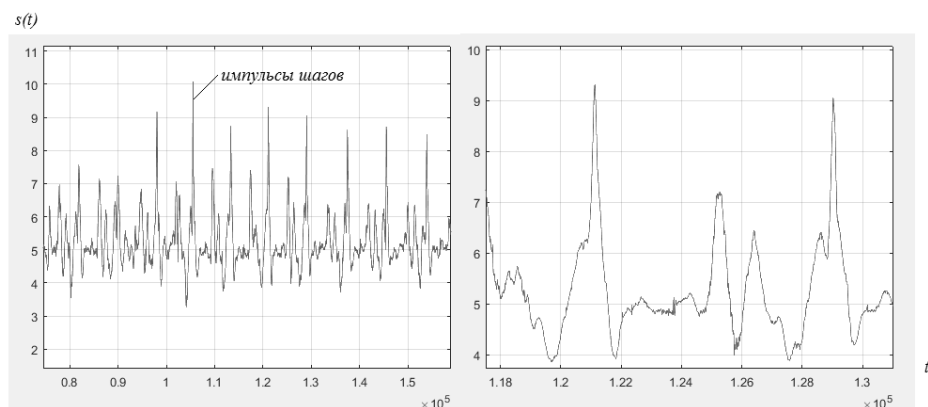


Рис. 5 – Квазипериодический сигнал

Fig. 5 – Quasiperiodic signal

Наибольший интерес для диагностики состояния эндопротеза представляют формы вершин импульсов шага. Описание типичных дефектов искусственного сустава и формы соответствующих им вершин импульсов приведены в таблице.

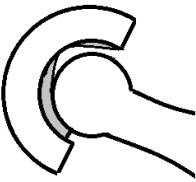
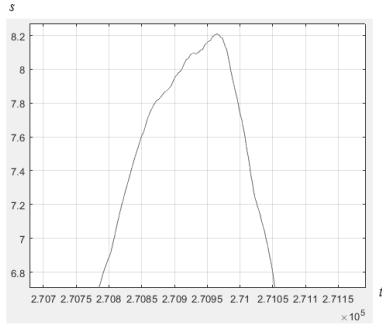
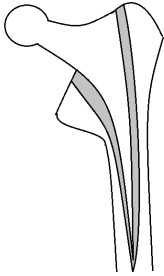
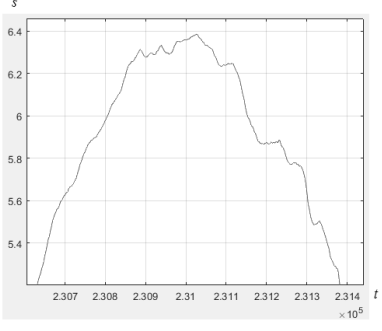
#### Типичные дефекты искусственного сустава

#### Typical defects of artificial joints

| №<br>п/п | Состояние<br>сустава                           | Схематическое<br>изображение эндо-<br>протеза тазобедренного сустава | Форма вершины импульса<br>шага пациента $s_p(t)$ |
|----------|------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------|
| 1        | Норма                                          |                                                                      |                                                  |
| 2        | Полное истирание поли-<br>этиленового вкладыша |                                                                      |                                                  |

Окончание таблицы

The End Table

| №<br>п/п | Состояние<br>сустава                                                            | Схематическое<br>изображение эндо-<br>протеза тазобедренного сустава               | Форма вершины импульса<br>шага пациента $s_p(t)$                                    |
|----------|---------------------------------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------|
| 3        | Частичное истирание<br>полиэтиленового вкладыша                                 |   |   |
| 4        | Расшатывание ножки в<br>области крепления эн-<br>допротеза к бедренной<br>кости |  |  |

Визуальный анализ экспериментальных данных позволил предположить возможность диагностики состояния эндопротеза тазобедренного сустава на основе исследования формы вершины импульса шага пациента. Обозначим  $s_p[n]$  фрагмент сигнала, содержащий вершину импульса. При этом:

$$s_p[n] = s[n] \text{ при } n = n_b, \dots, n_e, \quad s_p[n] \geq s[n_b], \quad s_p[n] \geq s[n_e],$$

где  $n_b$ ,  $n_e$  – номера отсчетов начала и конца импульса.

Будем также полагать, что  $s_p[n_b] = s_p[n_e]$ , т. е. сигнал  $s_p[n]$  формируется из отсчетов сигнала  $s[n]$ , превысивших некоторый порог  $C_p$ . Этот порог может быть выбран динамически, на основе некоторого характерного значения сигнала  $s[n]$  в определенном временном интервале (окне) наблюдения импульса. Таким характерным значением может быть, например, максимум  $s_{\max}$  сигнала  $s[n]$  в заданном временном окне. Порог можно выбрать согласно выражению  $C_p = \alpha s_{\max}$ , где  $\alpha \in (0, 1)$ . Чем ближе  $\alpha$  к единице, тем меньшая окрестность вершины импульса шага будет включена в сигнал  $s_p[n]$ .

В соответствии с таблицей неповрежденный эндопротез тазобедренного сустава характеризуется практически симметричной, одновершинной функцией  $s_p[n]$

и сравнительно коротким интервалом  $[n_b, n_e]$  при фиксированном значении  $\alpha$ , т. е. склоны импульса шага достаточно крутые. При повреждениях эндопротеза наблюдается раздвоение вершины (двухмодовость), нарушение ее симметрии, а также расширение импульса во временной области. Необходимо предложить критерии, позволяющие на основе измерений сигнала  $s_p[n]$  принять решение о наличии либо отсутствии дефектов эндопротеза, приведенных в таблице (с. 54). Для конструирования этих критериев, нечувствительных к абсолютным значениям уровня сигнала  $s_p[n]$ , сформируем на его основе весовую функцию  $u_p[n]$ :

$$u_p[n] = \frac{s_p[n]}{\sum_{n=n_b}^{n_e} s_p[n]}. \quad (2)$$

Приняв обозначение  $N = n_e - n_b + 1$  для длительности импульса, можно записать:

$$u_p[k] = \frac{s_p[k + n_b]}{\sum_{k=0}^{N-1} s_p[k + n_b]}, \quad k = 0, \dots, N-1. \quad (3)$$

В качестве статистики  $S_1$  критерия принятия решения о раздвоении вершины импульса шага (двухмодовости) можно использовать следующую величину:

$$S_1 = \min_k \left( \frac{\sigma_0^2 + \sigma_1^2}{\sigma_u^2} \right), \quad k = 0, \dots, N-1, \quad (4)$$

где

$$\begin{aligned} \sigma_0^2 &= \sum_{i=0}^k \frac{(i - m_0)^2 u_p[i]}{\sum_{i=0}^k u_p[i]}, \quad m_0 = \sum_{i=0}^k \frac{i u_p[i]}{\sum_{i=0}^k u_p[i]}, \\ \sigma_1^2 &= \sum_{i=k+1}^{N-1} \frac{(i - m_1)^2 u_p[i]}{\sum_{i=k+1}^{N-1} u_p[i]}, \quad m_1 = \sum_{i=k+1}^{N-1} \frac{i u_p[i]}{\sum_{i=k+1}^{N-1} u_p[i]} \\ &\text{и } \sigma_u^2 = (N-1)^2 / 12. \end{aligned}$$

Если рассматривать функцию  $u_p[n]$  после соответствующей нормировки (3) как распределение вероятности, то величины  $\sigma_0^2$ ,  $\sigma_1^2$  имеют смысл дисперсий для распределений

$$\begin{aligned} P_0(i) &= \frac{u_p[i]}{\sum_{i=0}^k u_p[i]}, \quad i = 0, \dots, k, \\ P_1(i) &= \frac{u_p[i]}{\sum_{i=k+1}^{N-1} u_p[i]}, \quad i = k, \dots, N-1 \end{aligned}$$

соответственно, величины  $m_0, m_1$  аналогичны их математическим ожиданиям, а  $\sigma_u^2$  – дисперсия равномерного распределения, заданного на множестве целых чисел  $\{0, 1, \dots, N-1\}$ . С учетом (4) критерий  $\gamma_1$  двухмодовости вершины импульса шага можно представить в следующем виде:

$$\gamma_1(S_1) = \begin{cases} 1, & S_1 < C_1, \\ 0, & S_1 \geq C_1. \end{cases} \quad (5)$$

Порог принятия решения  $C_1$  может выбираться, например, на основе статистического анализа большой группы классифицированных данных, полученных на основе сигналов как исправных, так и дефектных (по данному признаку двухмодовости) эндопротезов. В проводимых экспериментах было выбрано значение порога  $C_1 = 0,5$ . Таким образом, решение о двухмодовости вершины импульса принимается, когда  $S_1 < C_1$ , в противном случае считается, что импульс одномодовый. На рис. 6 приведены функции  $s_p[n]$  трех пациентов с дефектом типа «полное истирание полиэтиленового вкладыша» и одного пациента с исправным эндопротезом.

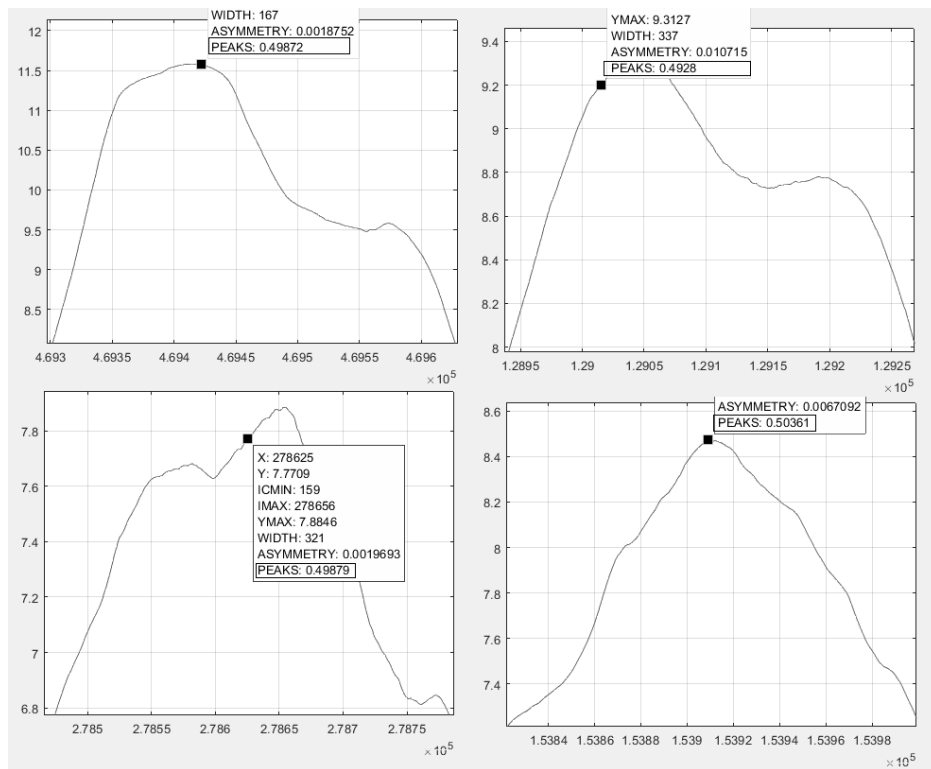


Рис. 6 – Вершины импульсов  $s_p[n]$  при дефекте эндопротеза

типа «полное истирание полиэтиленового вкладыша»

Fig. 6 – Pulse peaks  $s_p[n]$  for endoprosthesis defect of the “complete abrasion of the polyethylene liner” type

Решение о дефекте типа «частичное истирание полиэтиленового вкладыша» может приниматься на основе анализа симметрии вершины импульса  $s_p[n]$ , или (что то же самое) симметрии весовой функции  $u_p[n]$ . Для этого можно воспользоваться правилом, использующим в качестве решающей статистики величину  $S_2$ , определяемую как

$$S_2 = |s_1 - s_2| = \left| \sum_{i=0}^{N/2-1} u_p[i] - \sum_{i=N/2}^{N-1} u_p[i] \right|. \quad (6)$$

Если функция  $u_p[n]$  симметрична относительно середины интервала  $[0, 1, \dots, N-1]$ , то слагаемые  $s_1$  и  $s_2$  равны, и их разность равна нулю. Соответствующий критерий принятия решения о симметрии вершины импульса имеет вид

$$\gamma_2(S_2) = \begin{cases} 1, & S_2 > C_2, \\ 0, & S_2 \leq C_2. \end{cases} \quad (7)$$

Порог принятия решения  $C_2$  также может выбираться на основе статистического анализа большой группы классифицированных данных. В проводимых экспериментах было выбрано значение порога  $C_2 = 0,003$ . На рис. 7 приведены функции  $u_p[n]$  трех пациентов с дефектом типа «частичное истирание полиэтиленового вкладыша» и одного пациента с исправным эндопротезом.

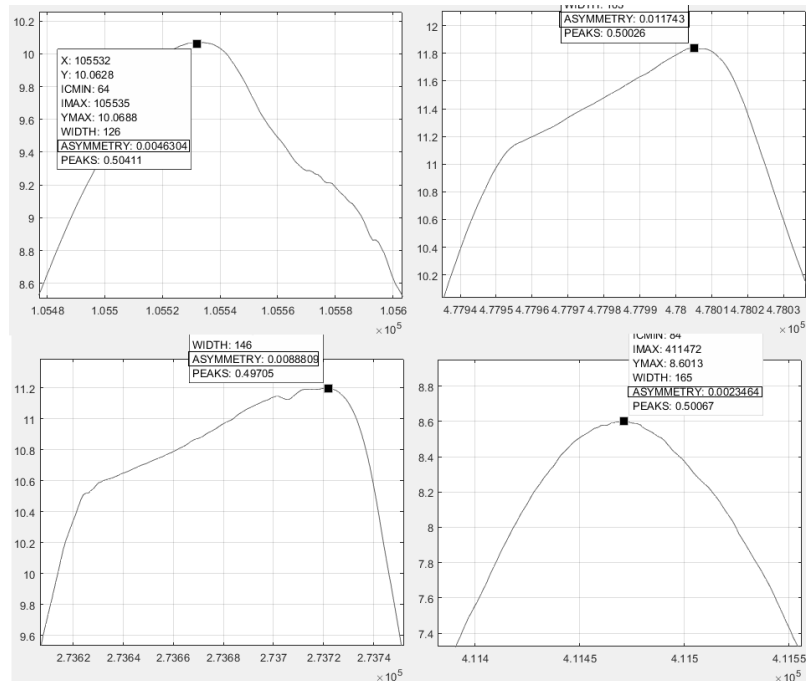


Рис. 7 – Вершины импульсов  $s_p[n]$  при дефекте эндопротеза типа «частичное истирание полиэтиленового вкладыша»

Fig. 7 – Pulse peaks  $s_p[n]$  for a defect in the endoprosthesis of the “partial abrasion of the polyethylene liner” type

Решение о расшатывании крепления эндопротеза может быть вынесено в результате измерения ширины вершины импульса (в отсчетах) на соответствующем уровне  $C_p$ . Иначе говоря, статистикой для принятия решения о наличии расшатывания служит длительность импульса, т. е.  $S_3 = N$ . Правило принятия решения о расшатывании может быть сформулировано в виде

$$\gamma_3(S_3) = \begin{cases} 1, & S_3 > C_3, \\ 0, & S_3 \leq C_3. \end{cases} \quad (8)$$

Выбор порога  $C_3$  осуществляется аналогично порогам  $C_1$  и  $C_2$  на основе статистического анализа группы классифицированных данных. В проводимых экспериментах было выбрано значение порога  $C_3 = 200$ . На рис. 8 приведены функции  $s_p[n]$  трех пациентов с дефектом типа «расшатывание» и одного пациента с исправным протезом.

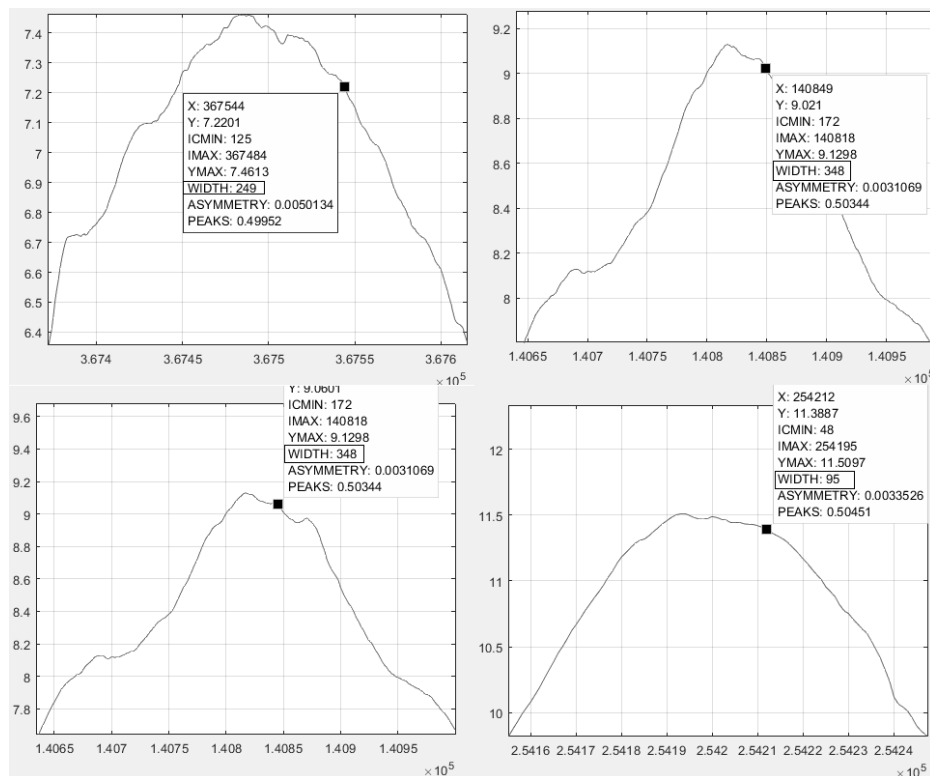


Рис. 8 – Вершины импульсов  $s_p[n]$  при дефекте эндопротеза типа «расшатывание»

Fig. 8 – Pulse peaks  $s_p[n]$  in the case of a defect in the endoprosthesis of the “loosening” type

Если в результате проверки всех трех гипотез (о «двухмодовости», асимметрии и расшатывании) в соответствии с правилами (5)–(8) соответствующие дефекты искусственного сустава не были выявлены, принимается решение о его исправности.

### Заключение

Представленные в работе предварительные результаты исследований позволяют сделать вывод о возможности использования звуковых и вибрационных колебаний для диагностики *in vivo* состояния эндопротеза. Представляется целесообразным продолжение исследований, в том числе необходимо накопление базы данных, включающей записи колебаний, полученных от пациентов с исправными и дефектными эндопротезами.

### ЛИТЕРАТУРА

1. «Шум керамики» как нежелательное явление в эндопротезировании тазобедренного сустава / Б.Р. Таштанов, И.А. Кирилова, Д.В. Павлова, В.В. Павлов // *Гений ортопедии*. – 2023. – Т. 29 (5). – С. 565–573. – DOI: 10.18019/1028-4427-2023-29-5-565-573. – EDN: ALTWQW.
2. Hip squeaking after ceramic-on-ceramic total hip arthroplasty / G.L. Wu, W. Zhu, Y. Zhao, Q. Ma, X.S. Weng // *Chinese Medical Journal*. – 2016. – Vol. 129 (15). – P. 1861–1866.
3. Lancaster-Jones O.O., Reddiough R. The occurrence of squeaking under wear testing standards for ceramic on ceramic total hip replacements // *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. – 2023. – Vol. 138. – P. 105616. – DOI: 10.1016/j.jmbbm.2022.105616.
4. Incidental discovery of an undisplaced ceramic liner fracture at total hip arthroplasty revision for squeaking / C. Dacheux, D. Bocquet, H. Migaud, J. Girard // *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*. – 2013. – Vol. 99 (5). – P. 631–634. – DOI: 10.1016/j.otsr.2013.05.001.
5. Squeaking sound in total hip arthroplasty using ceramic-on-ceramic bearing surfaces / S.-C. Ki, B.-H. Kim, J.-H. Ryu, D.-H. Yoon, Y.-Y. Chung // *Journal of Orthopaedic Science*. – 2011. – Vol. 16 (1). – P. 21–25. – DOI: 10.1007/s00776-010-0005-3.
6. Раскол керамического вкладыша эндопротеза тазобедренного сустава: клинический случай / Б.Р. Таштанов, А.А. Корыткин, В.В. Павлов, И.И. Шубняков // *Травматология и ортопедия России*. – 2022. – Т. 28 (3). – С. 63–73. – DOI: 10.17816/2311-2905-1804.
7. Hosseini S., Claramunt R., Ros A. Non-invasive technologies for diagnostics of orthopaedic implant fixation // *Medical Devices & Sensors*. – 2020. – Vol. 3 (6). – P. e10125. – DOI: 10.1002/mds3.10125.
8. Squeaking in ceramic-on-ceramic hips: the importance of acetabular component orientation / W.L. Walter, W.K. Walter, F. Ellis, B. Zicat // *The Journal of Arthroplasty*. – 2007. – Vol. 22 (4). – P. 496–503. – DOI: 10.1016/j.arth.2006.06.018.
9. Is *in vivo* sensing in a total hip replacement a possibility? A review on past systems and future challenges / O.G. Vickers, P.R. Culmer, G.H. Isaac, R.W. Kay, M.P. Shuttleworth, T. Board, S. Williams // *Progress in Biomedical Engineering*. – 2021. – Vol. 3 (4). – P. 042004. – DOI: 10.1088/2516-1091/ac1b7f.

### PROCESSING AND ANALYSIS OF SIGNALS FOR DIAGNOSING THE CONDITION OF A HIP JOINT ENDOPROSTHESIS

Vasyukov V.N.<sup>1</sup>, Rajfeld M.A.<sup>1</sup>, Sokolova D.O.<sup>1</sup>,  
Tashtanov B.R.<sup>2</sup>, Pavlov V.V.<sup>2</sup>

<sup>1</sup>*Novosibirsk State Technical University, Novosibirsk, Russia*

<sup>2</sup>*Novosibirsk Research Institute of Traumatology and Orthopedics  
named after Ya.L. Tsivyan, Novosibirsk, Russia*

One of the problems associated with hip arthroplasty is that the endoprosthesis is subjected to significant mechanical loads, which can lead to its destruction. Revision surgeries aimed at determining the condition of the prosthesis are complex and expensive, in addition, they are asso-

ciated with the need for the patient to arrive at a medical facility and be hospitalized. An approach to diagnosing a hip endoprosthesis during the patient's normal life is proposed, based on the analysis of vibration and sound oscillations taken from the body surface using a device developed for this purpose based on a three-axis accelerometer. The device for recording vibration and sound oscillations has small dimensions and weight, is fixed on the ilium and practically does not limit the patient's movements during signal recording. The signals are recorded in digital form on a memory card, which, after measurements are taken, can be removed from the device and used to transfer the recording to a computer for processing and analysis. Analysis of the records of signals obtained experimentally allowed to identify signs of various defects (partial abrasion of the polyethylene liner, complete abrasion of the liner and loosening of the prosthesis stem in the area of its attachment to the femur). Statistics are proposed for making a decision when testing hypotheses about the presence/absence of these defects. The results of the experiments are presented.

*Keywords:* endoprosthesis, hip joint, diagnostics, accelerometer.

DOI: 10.17212/1727-2769-2024-4-48-63

#### REFERENCES

1. Tashtanov B.R., Kirilova I.A., Pavlova D.V., Pavlov V.V. «Shum keramiki» kak nezhelatel'noe yavlenie v endoprotezirovanii tazobedrennogo sustava [Ceramic-related noise as an adverse outcome in total hip arthroplasty]. *Genij ortopedii*, 2023, vol. 29 (5), pp. 565–573. DOI: 10.18019/1028-4427-2023-29-5-565-573.
2. Wu G.L., Zhu W., Zhao Y., Ma Q., Weng X.S. Hip squeaking after ceramic-on-ceramic total hip arthroplasty. *Chinese Medical Journal*, 2016, vol. 129 (15), pp. 1861–1866.
3. Lancaster-Jones O.O., Reddiough R. The occurrence of squeaking under wear testing standards for ceramic on ceramic total hip replacements. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2023, vol. 138, p. 105616. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2022.105616.
4. Dacheux C., Bocquet D., Migaud H., Girard J. Incidental discovery of an undisplaced ceramic liner fracture at total hip arthroplasty revision for squeaking. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, 2013, vol. 99 (5), pp. 631–634. DOI: 10.1016/j.otsr.2013.05.001.
5. Ki S.-C., Kim B.-H., Ryu J.-H., Yoon D.-H., Chung Y.-Y. Squeaking sound in total hip arthroplasty using ceramic-on-ceramic bearing surfaces. *Journal of Orthopaedic Science*, 2011, vol. 16 (1), pp. 21–25. DOI: 10.1007/s00776-010-0005-3.
6. Tashtanov B.R., Korytkin A.A., Pavlov V.V., Shubnyakov I.I. Raskol keramicheskogo vkladysa endoproteza tazobedrennogo sustava: klinicheskii sluchai [Ceramic liner fracture in total hip arthroplasty: a case report]. *Travmatologiya i ortopediya Rossii = Traumatology and Orthopedics of Russia*, 2022, vol. 28 (3), pp. 63–73. DOI: 10.17816/2311-2905-1804.
7. Hosseini S., Claramunt R., Ros A. Non-invasive technologies for diagnostics of orthopaedic implant fixation. *Medical Devices & Sensors*, 2020, vol. 3 (6), p. e10125. DOI: 10.1002/mds3.10125.
8. Walter W.L., Walter W.K., Ellis F., Zicat B. Squeaking in ceramic-on-ceramic hips: the importance of acetabular component orientation. *The Journal of Arthroplasty*, 2007, vol. 22 (4), pp. 496–503. DOI: 10.1016/j.arth.2006.06.018.
9. Vickers O.G., Culmer P.R., Isaac G.H., Kay R.W., Shuttleworth M.P. Board T., Williams S. Is *in vivo* sensing in a total hip replacement a possibility? A review on past systems and future challenges. *Progress in Biomedical Engineering*, 2021, vol. 3 (4), p. 042004. DOI: 10.1088/2516-1091/ac1b7f.

## СВЕДЕНИЯ ОБ АВТОРАХ



**Васюков Василий Николаевич** – родился в 1951 году, д-р техн. наук, профессор, профессор кафедры теоретических основ радиотехники Новосибирского государственного технического университета. Область научных интересов: цифровая обработка и статистический анализ сигналов и изображений. Опубликовано более 140 научных работ. (Адрес: 630073, Россия, Новосибирск, пр. Карла Маркса, 20. E-mail: vasyukov@corp.nstu.ru).

**Vasyukov Vasily Nikolaevich** (b. 1951) – Doctor of Sciences (Eng.), professor, professor of Department of Theoretical Fundamentals of Radio Engineering, Novosibirsk State Technical University. His research interests are currently focused on digital signal and image processing and statistical analysis. He is the author of over 140 scientific papers. (Address: 20, Karl Marx Av., Novosibirsk, 630073, Russia. E-mail: vasyukov@corp.nstu.ru).



**Райфельд Михаил Анатольевич** – родился в 1965 году, д-р техн. наук, доцент, заведующий кафедрой теоретических основ радиотехники Новосибирского государственного технического университета. Область научных интересов: локационные, навигационные и инфокоммуникационные технологии, цифровые статистические методы обработки сигналов и изображений. Опубликовано около 100 научных работ. (Адрес: 630073, Россия, Новосибирск, пр. Карла Маркса, 20. E-mail: rajfeld@corp.nstu.ru).

**Rajfeld Mikhail Anatol'evich** (b. 1965) – Doctor of Sciences (Eng.), Associate professor, head of the department of radio engineering fundamentals in the Novosibirsk State Technical University. His research interests are currently focused on location, navigation, and information communication technologies, digital statistical methods of signal and image processing. He is the author of about 100 scientific papers (Address: 20, Karl Marx Av., Novosibirsk, 630073, Russia. E-mail: rajfeld@corp.nstu.ru).



**Соколова Дарья Олеговна** – родилась в 1984 году, канд. техн. наук, доцент кафедры теоретических основ радиотехники Новосибирского государственного технического университета. Область научных интересов: статистическая обработка сигналов. Опубликовано 48 научных работ. (Адрес: 630073, Россия, г. Новосибирск, пр. Карла Маркса, 20. E-mail: d.sokolova@corp.nstu.ru).

**Sokolova Darya Olegovna** (b. 1984) – Candidate of Sciences (Eng.), associate professor at the department of radio engineering in the Novosibirsk State Technical University. Her research interests are currently focused on statistical signal processing. She is the author of 48 scientific papers. (Address: 20, Karl Marx Av., Novosibirsk, 630073, Russia. E-mail: d.sokolova@corp.nstu.ru).



**Таштанов Байкожо Рустамович** – родился в 1997 году, аспирант научно-исследовательского отделения эндопротезирования и эндоскопической хирургии суставов Новосибирского научно-исследовательского института травматологии и ортопедии им. Я.Л. Цивьяна. Область научных интересов: эндопротезирование крупных суставов. Опубликовано три научные работы. (Адрес: 630091, Россия, г. Новосибирск, ул. Фрунзе, 17. E-mail: b.tashtanov95@gmail.com).

**Tashtanov Baikozho Rustamovich** (b. 1997) – postgraduate student of the research department of endoprosthesis and endoscopic surgery of joints of the Novosibirsk Research Institute of Traumatology and Orthopedics named after Ya.L. Tsivyan. Research interests: endoprosthesis of large joints. Published 3 scientific papers. (Address: 17, Frunze st., Novosibirsk, 630091, Russia. E-mail: b.tashtanov95@gmail.com).



**Павлов Виталий Викторович** – родился в 1963, д-р мед. наук, доцент, начальник научно-исследовательского отделения эндопротезирования и эндоскопической хирургии суставов Новосибирского научно-исследовательского Института травматологии и ортопедии им. Я.Л. Цивьяна. Область научных интересов: хирургия крупных суставов. Опубликовано 238 научных работ. (Адрес: 630091, Россия, г. Новосибирск, ул. Фрунзе, 17. E-mail: pavlovdoc@mail.ru).

**Pavlov Vitaly Viktorovich** (b. 1963) – Doctor of Sciences (Med.), Associate Professor, Head of the Research Department of Endoprosthetics and Endoscopic Surgery of Joints of the Novosibirsk Research Institute of Traumatology and Orthopedics named after Ya.L. Tsivyan. Research interests: surgery of large joints. Published 238 scientific papers. (Address: 17, Frunze St., Novosibirsk, 630091, Russia. E-mail: pavlovdoc@mail.ru).

*Статья поступила 17 ноября 2024 г.  
Received November 17, 2024*

---

To Reference:

Vasyukov V.N., Raifeld M.A., Sokolova D.O., Tashtanov B.R., Pavlov V.V. Obrabotka i analiz signalov dlya diagnostiki sostoyaniya endoproteza tazobedrennogo sustava [Processing and analysis of signals for diagnosing the condition of a hip joint endoprosthesis]. *Doklady Akademii nauk vysshei shkoly Rossiiskoi Federatsii = Proceedings of the Russian higher school Academy of sciences*, 2024, no. 4 (65), pp. 48–63. DOI: 10.17212/1727-2769-2024-4-48-63.