



Обзорная статья  
УДК 616.728.2-089.844-07  
<https://doi.org/10.17816/2311-2905-17552>

## Возможности акустической артрометрии в эндопротезировании тазобедренного сустава: обзор литературы

Б.Р. Таштанов<sup>1</sup>, М.А. Райфельд<sup>2</sup>, В.Н. Васюков<sup>2</sup>, В.В. Павлов<sup>1</sup>, А.А. Корыткин<sup>1</sup>

<sup>1</sup> ФГБУ «Новосибирский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Я.Л. Цивьяна» Минздрава России, г. Новосибирск, Россия

<sup>2</sup> ФГБОУ ВО «Новосибирский государственный технический университет», г. Новосибирск, Россия

### Реферат

**Актуальность.** В последние годы возросло внимание исследователей к методу диагностики на основе акустической или вибрационной эмиссии (артрометрии), который позволяет выявить деструктивные процессы в парах трения компонентов эндопротеза и тем самым предвидеть их раннее расшатывание с принятием соответствующих превентивных мер.

**Целью обзора** является анализ степени разработанности методов акустической артрометрии и ее роли в выявлении ранних (дорентгенологических) признаков расшатывания компонентов эндопротеза и деструктивных процессов в них (нежелательных явлений) после эндопротезирования тазобедренного сустава.

**Материал и методы.** Поиск информации произведен в электронных релевантных базах данных eLIBRARY, PubMed, Google Scholar, Crossref. Поиск проведен на русском и английском языках по следующим ключевым словам: акустическая эмиссия, вибрационная артрография, вибрационная артрометрия, тазобедренный сустав, эндопротезирование, acoustic emission, vibration arthrography, vibration arthrometry, hip joint, arthroplasty. Глубина поиска — с 1990 г. по март 2024 г.

**Результаты.** Всего было отобрано 34 источника литературы. Ни одна из исследованных технологий не вошла в число общепринятых медицинских исследований, поскольку все имеют существенные ограничения, такие как: зависимость от плотности мягких тканей, окружающих эндопротез, нерешенный вопрос места расположения сенсоров. Также большинство из них не апробировано *in vivo*, что показало бы их реальный потенциал для последующей интеграции в медицинскую систему. Тем не менее большинство экспериментальных исследований продемонстрировали положительный результат в диагностике расшатываний, раскола цементной мантии и разрушения компонентов эндопротеза тазобедренного сустава.

**Заключение.** Выявлено преимущество акустической артрометрии как самостоятельного диагностического метода, подтверждающего расшатанность компонентов эндопротеза, разрушения цементной мантии и керамики на ранних стадиях до появления рентгенологических признаков происходящих процессов.

**Ключевые слова:** эндопротезирование тазобедренного сустава, асептическое расшатывание, акустическая артрометрия, акустическая эмиссия.

 **Для цитирования:** Таштанов Б.Р., Райфельд М.А., Васюков В.Н., Павлов В.В., Корыткин А.А. Возможности акустической артрометрии в эндопротезировании тазобедренного сустава: обзор литературы. *Травматология и ортопедия России*. 2025;31(1):133-143. <https://doi.org/10.17816/2311-2905-17552>.

 Таштанов Байкожо Рустамович; e-mail: b.tashtanov95@gmail.com

Рукопись получена: 16.05.2024. Рукопись одобрена: 19.08.2024. Статья опубликована онлайн: 13.01.2025.

© Таштанов Б.Р., Райфельд М.А., Васюков В.Н., Павлов В.В., Корыткин А.А., 2025



## Feasibility of Vibration Arthrometry in Hip Arthroplasty: A Review

Baikozho R. Tashtanov<sup>1</sup>, Mikhail A. Rajfeld<sup>2</sup>, Vasily N. Vasyukov<sup>2</sup>, Vitalii V. Pavlov<sup>1</sup>, Andrey A. Korytkin<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Tsivyan Novosibirsk Research Institute of Traumatology and Orthopaedics, Novosibirsk, Russia

<sup>2</sup> Novosibirsk State Technical University, Novosibirsk, Russia

### Abstract

**Background.** In recent years, the attention of researchers to the diagnostic method based on acoustic or vibration emission (arthrometry) has increased. The method makes it possible to detect destructive changes in the bearing components of endoprosthesis, thereby predicting their early loosening and taking appropriate preventive measures.

**The aim of the review** is to analyse the degree of development of vibration arthrometry methods and its role in identifying early (pre-radiological) signs of loosening of endoprosthesis components and destructive changes in them (adverse events) after hip arthroplasty.

**Methods.** The information was searched in eLIBRARY, PubMed, Google Scholar, and Crossref electronic databases in Russian and English. The search was performed using the following keywords: acoustic emission, vibration arthrography, vibration arthrometry, hip joint, arthroplasty. The depth of the search: from 1990 to March 2024.

**Results.** A total of 34 literature sources were selected. None of the studied technologies was included in the number of generally accepted medical studies, since all have significant limitations, such as dependence on the density of soft tissues surrounding the endoprosthesis, the unresolved issue of the sensors location. Also, most of the technologies have not been tested *in vivo*, which would show their real potential for subsequent integration into the medical system. Nevertheless, most experimental studies have demonstrated a positive result in the diagnosis of loosening, destruction of the cement mantle and endoprosthesis components.

**Conclusions.** The advantage of vibration arthrometry as an independent diagnostic method is that it confirms loosening of endoprosthesis components, destruction of the cement mantle and ceramics at early stages before radiographic manifestations of ongoing processes.

**Keywords:** hip arthroplasty, aseptic loosening, vibration arthrometry, acoustic emission.

---

**Cite as:** Tashtanov B.R., Rajfeld M.A., Vasyukov V.N., Pavlov V.V., Korytkin A.A. Feasibility of Vibration Arthrometry in Hip Arthroplasty: A Review. *Traumatology and Orthopedics of Russia*. 2025;31(1):133-143. (In Russian). <https://doi.org/10.17816/2311-2905-17552>.

✉ Baikozho R. Tashtanov; e-mail: b.tashtanov95@gmail.com

Submitted: 16.05.2024. Accepted: 19.08.2024. Published online: 13.01.2025.

© Tashtanov B.R., Rajfeld M.A., Vasyukov V.N., Pavlov V.V., Korytkin A.A., 2025

## ВВЕДЕНИЕ

Тотальное эндопротезирование в настоящее время является наиболее эффективным и предпочтительным методом лечения патологии тазобедренного сустава. По данным регистров, отмечается ежегодное увеличение количества как первичных, так и ревизионных операций эндопротезирования тазобедренных суставов. Если в первые годы после первичного эндопротезирования основной причиной ревизии является перипротезная инфекция или вывих (нестабильность сустава), то через 5 лет и более — асептическое расшатывание или несостоятельность имплантата (разрушение, раскол, износ полиэтилена) [1, 2]. При патологии протезированного сустава существует достаточный арсенал диагностических средств и отработан алгоритм постановки диагноза. Для оценки положения и целостности эндопротеза тазобедренного сустава, а также состояния окружающих тканей в послеоперационном и отдаленном периодах выделяют достаточное количество специфических признаков расшатывания компонентов эндопротеза, получаемых с помощью рентгенологических методов исследования [3, 4]. Они, как правило, отражают длительно протекающие процессы, поэтому до появления рентгенологических признаков можно попытаться определить развитие расшатывания с помощью акустической эмиссии. Акустическая артрометрия (АА) становится одним из приоритетных методов углубленной диагностики и способствует принятию своевременных превентивных мер для лечения расшатывания [5]. Вышесказанное подчеркивает необходимость разработки наиболее информативных технологий, обеспечивающих наблюдение за состоянием эндопротезов, особенно в зоне пары трения, испытывающей наибольшие нагрузки при эксплуатации [6, 7, 8].

В последние годы возрастает интерес медицинского сообщества к диагностическим методам, которые позволяют выявить развитие расшатывания компонентов эндопротеза на ранних стадиях, в том числе к акустической или вибрационной артрометрии. В основе метода лежит распознавание сигналов акустической эмиссии или вибрации, возникающих в виде волн напряжения при воздействии механических нагрузок на твердый материал (металл, керамика, полиэтилен), которые в эндопротезировании формируют основные пары трения [4, 6, 7, 8]. Традиционно сенсоры акустической эмиссии используются в машиностроении и строительстве, например, для анализа прочности конструкций. В то же время ряд исследователей пытаются адаптировать данный метод для диагностики состояния целостности и стабильности эндопротезов [4, 9, 10]. Метод АА, являясь неинвазивным, портативным и безопасным, при определенных условиях

обладает большей информативностью, чем лучевые методы исследования. Акустическая артрометрия может быть использована для распознавания и отображения процессов разрушения (деструкции) материалов эндопротеза и/или выявления патологических процессов в системе «кость – имплантат», способствуя ранней диагностике расшатывания компонентов эндопротеза [4, 5, 11].

Актуальность раннего обнаружения разрушения материалов, составляющих пару трения, с последующим расшатыванием компонентов эндопротеза становится одним из приоритетных исследовательских направлений в ортопедии [5]. На современном этапе развития ортопедии диагностика вышеописанных нежелательных явлений осуществляется преимущественно лучевыми методами (рентгенография, компьютерная томография), доказавшими свою эффективность. Однако чувствительность метода и зависимость от погрешности укладки пациента, опыта рентгенолога, а также лучевая нагрузка, себестоимость и ограниченная информативность подталкивают к поиску новых диагностических методов для контроля качества медицинской помощи [3, 4]. Увеличение числа эндопротезирований ведет к необходимости тщательного наблюдения за пациентами для более раннего обнаружения и превентивного устранения нежелательных явлений. Превентивные мероприятия могут быть ограничены на уровне консервативных ревизий до периода возникновения рисков потери большого объема костной ткани и применения ревизионных конструкций, что приводит к большим экономическим затратам [6, 9, 12]. Это побуждает к поиску новых методов диагностики для выявления ранних признаков деструкции материалов эндопротеза или расшатывания его компонентов, одним из которых является АА. Данный метод диагностики рассматривается как непрерывное, но ограниченное во времени средство мониторинга по аналогии с суточным «холтеровским» мониторингом. Метод АА используется при различных патологиях коленного сустава для оценки его состояния в норме и в ранние и поздние периоды после эндопротезирования, что объясняется хорошей доступностью этого сустава для исследования и отсутствием большого количества жировой и мышечной тканей [11, 13]. Кроме того, в литературе описано использование АА при изучении биомеханики переломов [14] и патологии тазобедренного сустава [9].

*Цель обзора* — анализ степени разработанности методов акустической артрометрии и ее роли в выявлении ранних (дорентгенологических) признаков расшатывания компонентов эндопротеза и деструктивных процессов в них (нежелательных явлений) после эндопротезирования тазобедренного сустава.

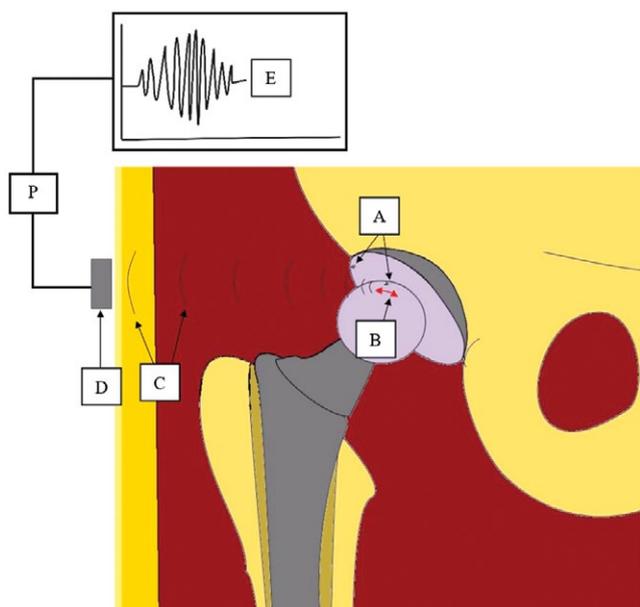
## МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ

Поиск информации по теме произведен в электронных базах данных eLIBRARY, PubMed, Google Scholar, Crossref на русском и английском языках по следующим ключевым словам: акустическая эмиссия, вибрационная артрография, вибрационная артрометрия, тазобедренный сустав, эндопротезирование, acoustic emission, vibration arthrography, vibration arthrometry, hip joint, arthroplasty. Глубина поиска — с 1990 г. по март 2024 г.

**Критерии включения:** литература на русском и английском языках, оригинальные экспериментальные или клинические исследования в ортопедии, технологии, имеющие возможность мониторинга асептического расшатывания, несостоятельности компонентов и износа пары трения.

### Принципы работы акустической артрометрии

В результате силового воздействия на материал (полиэтилен, керамика, металл) эндопротеза образуется волна напряжения, распространяющаяся во внешнюю среду через окружающие его структуры (жировая, мышечная и костная ткани).

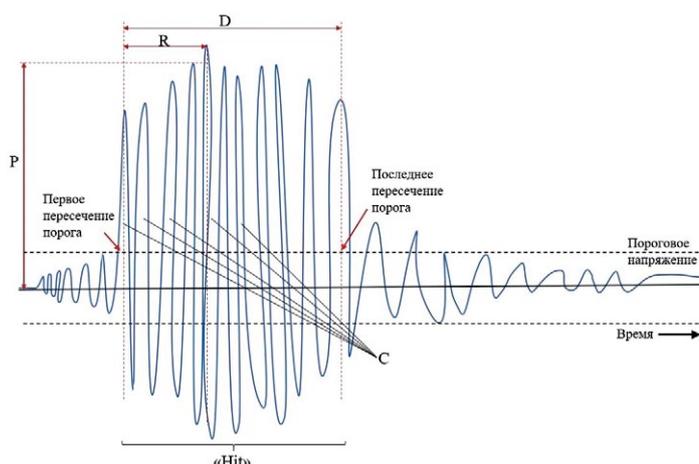


**Рис. 1.** Схематическое изображение принципа работы акустической артрометрии: в результате деградации материала ацетабулярного компонента (полиэтилен, керамика) (А) и силового воздействия (нагрузка во время ходьбы) на головку бедренного компонента эндопротеза (В), возникают акустические волны напряжения (С), распространяющиеся до акустико-эмиссионного сенсора (D). Затем в сенсоре акустическая волна преобразуется в электрические сигналы и передается в устройство (P), в котором записывается, хранится и при передаче на любой носитель отображается в виде графиков (E)

**Figure 1.** A schematic diagram demonstrating the principle of vibration arthrometry (VA): as a result of acetabular component material degradation (polyethylene, ceramics) (A) and force applied (load during walking) to the head of femoral component (B), acoustic stress voltage waves (C) arise, propagating to the acoustic emission sensor (D). Then, in the sensor, the acoustic wave is converted into electrical signals and transmitted to device (P), in which it is recorded, stored and, when transmitted to any medium (electronic, etc.), displayed as graphs (E)

Возникающие колебания, сопровождающие структурную перестройку или локальные разрушения материала, регистрируются сенсором акустической эмиссии и затем преобразуются в электрические сигналы, которые могут быть отображены в виде графиков зависимости амплитуды колебания от времени. Полученные данные несут информацию о степени деформации и разрушения материала эндопротеза и их местоположении [4, 9]. Источниками акустической эмиссии могут служить трещины материалов, формирующийся износ области пластической деформации полиэтилена вкладыша под давлением головки бедренного компонента, а также участки лизиса костной ткани рядом с компонентами эндопротеза [6] (рис. 1). Непосредственно регистрируемыми параметрами АА являются: время нарастания сигнала — интервал R (Rise Time) между первым превышением порога огибающей сигнала и ее максимумом; длительность сигнала — интервал D (Duration), или интервал между первым и последним пересечениями порога огибающей сигнала, измеряемым в секундах; амплитуда сигнала — P (Peak Amplitude), характеризующая величину дефекта (рис. 2). Кроме того, интерес с точки зрения выявления типа нарушения (износ, раскол, расшатывание) представляет такой параметр, как энергия сигнала, отображающаяся импульсом сигнала — C (Counts) — в максимальной величине, а также количество импульсов — C (Counts) — в регистрируемом сигнале [4, 6, 9].

С учетом вышеописанных основ метода АА существуют возможности для диагностики при некоторых нежелательных явлениях, проявляющихся в ходе эксплуатации эндопротеза тазобедренного сустава.



**Рис. 2.** Схематическое изображение преобразованного сигнала акустической эмиссии:

R (Rise Time) — интервал между первым превышением порога огибающей сигнала и ее максимумом;  
 D (Duration) — длительность или интервал между первым и последним пересечениями порога огибающей сигнала; P (Peak Amplitude) — амплитуда характеризующая величину дефекта; C (Counts) — количество импульсов в регистрируемом сигнале; Hit — группа импульсов акустической эмиссии, превышающих заданные пороговые значения

**Figure 2.** A schematic diagram of the converted acoustic emission signal:

R (Rise time) — interval between the first exceeding of the envelope threshold and its maximum;  
 D (Duration) — duration or interval between the first and the last crossings of the envelope threshold;  
 P (Peak amplitude) — amplitude characterizing the defect size; C (Counts) — number of impulses in the registered signal;  
 Hit — group of acoustic emission impulses exceeding the specified threshold values

### Возможности акустической артрометрии при оценке шумов в твердых парах трения эндопротезов и их структурной целостности

G.W. Rodgers с соавторами провели клинические исследования методом АА у пациентов с керамическими парами трения, госпитализированных по поводу слышимого ими шума (звука) в области протезированного сустава, а также экспериментальное исследование методом АА извлеченных во время ревизии компонентов эндопротеза на симуляторе [15, 16]. В результате сравнения полученных данных сигналы, записанные при клиническом исследовании (до извлечения компонентов), были идентичны сигналам, записанным при экспериментальном исследовании на симуляторе, и генерировались эти сигналы дефектными участками керамических пар трения. Позже A.J. FitzPatrick провел аналогичное исследование и получил схожий результат, отметив характерные частоты шумов в диапазоне 1000–4000 Гц [17].

L. Roffe с соавторами провели исследование шумов с применением метода АА у 82 пациентов, имеющих эндопротез тазобедренного сустава с керамической парой трения, и итоговое среднее значение полученных ими частот составило 0,8 кГц (800 Гц) [18]. Все авторы отметили высокий потенциал АА в диагностике нежелательных шумов, возникающих в керамических парах трения эндопротезов тазобедренного сустава.

Y. Yamada с соавторами использовали метод АА для оценки максимального нагрузочного потенциала и проводимости энергии у компонентов керамических пар трения [19]. Ими было заявлено, что увеличение энергии акустической эмиссии в виде пика на графике (аудиограмме) соответствовало моменту раскола керамики. Результаты, приведенные S. Wakayama с соавторами, подтверждают выводы предыдущих авторов, в дополнение они отмечали дальнейшее распространение линии раскола керамики, момент возникновения которого соответствовал пиковому значению акустической эмиссии, что можно было проследить по графическим признакам на аудиограмме [20].

A. Khan-Edmundson с соавторами также оценивали возможности АА мониторинга при клиническом обследовании 45 пациентов с керамической парой трения. Они отметили положительный эффект реализации данного метода диагностики. Авторы наблюдали шум в полосе 20 кГц, а значимые данные, по их мнению, не превышали диапазон 10 кГц [21].

D. Glaser с соавторами провели клиническое обследование 24 пациентов с эндопротезами тазобедренного сустава, имеющими керамическую пару трения. Они оценивали шумы методом АА, сопоставляя полученные данные с движениями в протезированном суставе под контролем видеофлюороскопа. Авторы отметили отличия в частоте

и амплитуде разных типов шумов (скрип, хруст, стук) и возможность их дифференциальной диагностики методом АА [22]. Позже та же группа авторов выполнила исследование с участием 5 пациентов с разными парами трения эндопротезов тазобедренного сустава. Ими были сопоставлены результаты, полученные методом АА, с результатами видеофлюороскопических записей эндопротеза тазобедренного сустава в движении. В итоге полученные методом АА сигналы в каждой паре трения отличались друг от друга. Также было отмечено, что сигналы генерировались в момент микросепарации поверхностей пары трения и обратного их удара при соприкосновении, что совпадало с моментом окончания цикла шага [23].

F.J. Kummer с соавторами, проведя анализ 98 пар трения эндопротезов тазобедренного сустава, напротив, не обнаружили существенного различия в колебаниях акустической эмиссии расшатанных и стабильных состояний компонентов эндопротеза [24]. С. Rowland с соавторами, проведя анализ записей пары трения металл-металл, полученных методом АА на испытательном стенде в количестве 3 миллионов циклов, обнаружили характерные для износа сигналы, что свидетельствовало о наличии у методики АА большого потенциала для ранней диагностики износа пары трения [25].

С. Lee с соавторами на экспериментальном стенде с имитацией внутрисуставной среды в трех фазах (ходьба, приседание и сон) продемонстрировали, что сигналы («хиты») акустической эмиссии коррелировали со структурной деградацией и износом головок (сплавы Ti6Al4V и CoCrMo) эндопротеза [6]. Авторы исследовали поверхности головок эндопротезов после 3 миллионов имитационных циклов ходьбы методами рентген-спектрометрии и микроскопии. Ими было показано, что при увеличении количества структурных деградаций на поверхности головок одновременно увеличивались и всплески сигналов («хитов»). Это послужило основанием применения метода АА другими исследователями для раннего выявления структурных деградаций поверхности головок. Поэтому было предложено получать исходные записи методом АА в раннем послеоперационном периоде и далее — ежегодно для сравнения их с последующими записями.

#### **Возможности акустической артрометрии при оценке расшатывания компонентов эндопротеза тазобедренного сустава при бесцементной фиксации**

Х.Ж. Гао с соавторами были одними из первых, кто применили АА при раннем асептическом расшатывании компонентов эндопротезов тазобедрен-

ного сустава у 120 пациентов [26]. Проведя сравнение с рентгенологическими и клиническими данными, авторы пришли к заключению, что результаты АА коррелируют с рентгенологическими данными асептического расшатывания компонентов эндопротеза. Были получены аномальные импульсы, соответствующие и отражающие расшатывание компонентов до появления рентгенологических признаков расшатывания, что послужило основанием для формирования авторами гипотезы превосходства метода АА над рентгенологическим методом.

Акустические шумы, соответствующие расшатыванию, зафиксированы группой авторов на основании частотно-резонансного мониторинга расшатывания бесцементных компонентов эндопротезов различных производителей на говяжьих костях. Они отметили, что частотный резонанс при расшатанных компонентах имеет значительное отличие от резонанса при стабильных компонентах эндопротезов [27].

А.Р. Georgiou и J.L. Cunningham в 2001 г. предложили использовать колебания частотой 1000 Гц в дистальном конце бедренной кости и считать отклик колебаний в проксимальной ее части в области эндопротеза тазобедренного сустава [28]. Ими проводилась оценка путем мониторинга искажения формы волны / соотношения гармонических колебаний на определенной частоте, входящих в состав сигнала (соотношение «гармоник»), в результате которой были выявлены три признака расшатывания эндопротеза:

- 1) возникновение пяти и более «гармоник»;
- 2) изменения амплитуды основной «гармоники» более 50%;
- 3) возникновение двух и более резонансных частот.

Авторы в результате проведенного исследования пришли к выводам, что АА на 20% чувствительнее и на 13% специфичнее рентгенологического метода. Кроме того, метод АА способен выявить расшатанность компонентов эндопротеза при отсутствии рентгенологических признаков. Метод АА обладает наибольшей чувствительностью при расшатывании тазового компонента именно на ранних стадиях. При этом признаки расшатанности компонентов объективны и могут быть использованы для диагностики расшатанности при сомнительных рентгенологических признаках.

А.С. Unger с соавторами в 2009 г. повторили вышеописанный опыт на трупном материале. Авторы оценили акустический резонанс как потенциал акустического прогнозирования стабильности эндопротеза путем подачи акустического импульса в бедренную кость с последующим внешним

считыванием [29]. Частота отклика возрастала со степенью нестабильности эндопротеза и составила 400–800 Гц.

А.А. Alshuhri с соавторами для оценки расшатывания ацетабулярного компонента в эксперименте создавали колебания в дистальном конце бедренной кости в диапазоне 1000 Гц и получали отклик в области тазобедренного сустава, прикрепив два акселерометра следующим образом: первый на большом вертеле бедренной кости, второй — в проекции передневерхней ости подвздошной кости. Ими учитывалась разница регистрируемых частот между первым и вторым сенсором. Выявление искажения формы волны (гармоник) на втором сенсоре интерпретировано как признак расшатывания эндопротеза [30, 31]. J.S. Rieger повторил эксперимент А.А. Alshuhri с небольшим отличием, фиксируя третий сенсор в области надмыщелков бедренной кости, при этом в области большого вертела генерировались импульсы с частотой 100–2000 Гц. Выявленное смещение спектра частот отклика к диапазону частот 386–847 Гц расценено как признак расшатывания компонентов [32, 33].

Установлено, что в четырех из шести описанных выше методик требуется подача сигнала от внешнего источника (табл. 1). В четырех исследованиях в качестве измерителя применялся акселерометр. Все предложенные технологии предполагали измерение расшатывания как бедренного, так и вертлужного компонентов.

Предположения (заключения) о наличии расшатывания компонентов эндопротеза делались:

- 1) при смещении центральной частоты определенного диапазона;
- 2) на основании искажения формы колебаний;
- 3) на основании разницы коэффициента гармоник — гармонического колебания, на определенной частоте входящего в состав сигнала.

В семи из восьми исследований смещение частот варьирует в диапазоне до 1000 Гц [26, 28, 29, 30, 31, 32, 33], что, по мнению авторов, соответствует признаку расшатывания эндопротеза. В одном исследовании авторы не представили результаты в числовом виде, а лишь подчеркнули факт способности устройств к распознаванию волн, соответствующих расшатыванию компонентов эндопротеза [27].

Таблица 1

**Показатели регистрируемых колебаний при расшатывании компонентов эндопротеза бесцементной фиксации, по данным литературы**

Авторы	Тип исследования	Показатели регистрируемого колебания	Сравнение
Gao X.J. с соавт. [26]	Клиническое исследование	50–500 Гц	Рентгенография
Raech A. с соавт. [27]	Эксперимент	–	–
Georgiou A.P. с соавт. [28]	Клиническое исследование	<1000 Гц	Рентгенография
Unger A.C. с соавт. [29]	Эксперимент	400–800 Гц	–
Alshuhri A.A. с соавт. [30, 31]	Эксперимент	<1000 Гц	–
Rieger J.S. с соавт. [32, 33]	Эксперимент/клиническое исследование	386–847 Гц	–

**Оценка расшатывания компонентов при цементной фиксации эндопротеза**

Акустическая артрометрия позволяет оценить структурную целостность цементной мантии комплекса «кость — цемент — эндопротез». J.P. Davies, ученик W.H. Harris, одним из первых изучил процесс расшатывания (дебондинга) извлеченных цементных эндопротезов на трупном материале пациентов, умерших от естественных причин. Проводилась запись акустической эмиссии, возникающей в цементной мантии. С увеличением раскола мантии или возникновением новых микротрещин отмечены увеличение импульсов акустической эмиссии и их корреляция с расколом цементной мантии, подтвержденным микроскопически [34].

А. Roques с соавторами отметили зависимость импульсов акустической эмиссии от нагрузки и расположения дефекта цементной мантии [35]. G. Qi с соавторами на экспериментальной модели отметили, что наиболее часто дефекты (трещины) цементной мантии отмечаются в проксимальной ее части и соответствуют по классификации Gruen зонам 1 и 7 [36]. Идентифицированные этими авторами зоны дефекта мантии были подтверждены рентгенографическим методом исследования, однако смещение бедренного компонента вдоль оси бедренной кости при нагрузке не проявлялось. Подобное исследование повторили M. Browne с соавторами, дополнив запись АА ультразвуковым исследованием цементной мантии для детального понимания направленности распространения рас-

кола цементной мантии. В результате авторы подчеркнули чувствительность метода АА, способного выявить расколы цементной мантии, недоступные для верификации при ультразвуковом исследовании [37].

Для диагностики разрушения цементной мантии и расшатывания бедренного компонента P.L. Li с соавторами применили технологию, аналогичную описанной А.Р. Georgiou [28], которую он ранее применил при исследовании расшатывания бесцементных компонентов эндопротеза тазобедренного сустава [38]. Устройство, расположенное в дистальном отделе бедренной кости, распространяло механические импульсы, а второе принимающее устройство — на проксимальной части бедренной кости — с помощью сенсоров регистрировало проходящие (прошедшие через бедренный компонент протеза) импульсы. На основе полученного сигнала анализировалась степень деструкции цементной мантии и, соот-

ветственно, расшатывания цементного бедренного компонента. Авторы описали три состояния цементного эндопротеза: норму, раннее расшатывание и позднее расшатывание. При этом авторы отметили, что значимое искажение сигнала отражалось лишь при так называемом позднем расшатывании, в то время как в случаях нормы и/или «раннего расшатывания» отклики импульсов не имели существенных различий. Ранее А.Д. Rosenstein с соавторами использовали схожую технологию АА, однако существенной разницы между откликами обоих состояний не выявили [39]. А. Rowlands с соавторами увеличили диапазон частот с 100 до 1500 Гц, но фиксировали только одно состояние — разрушение мантии и расшатывание компонентов [40]. Ими было показано, что наибольшая чувствительность метода, отражающая расшатывание эндопротеза цементной фиксации, соответствует частотам в диапазоне 100–450 Гц (табл. 2).

Таблица 2

**Показатели регистрируемых колебаний при расшатывании компонентов эндопротеза цементной фиксации, по данным литературы**

Авторы	Тип исследования	Показатели регистрируемого колебания	Сравнение
Davies J.P. с соавт. [34]	Эксперимент	–	Микроскопия
Roques A. с соавт. [35]	Эксперимент	46–76 Дб	Микроскопия
Qi G. с соавт. [36]	Эксперимент	63–66 Дб	Рентгенография
Browne M. с соавт. [37]	Эксперимент	44–57 Дб	Ультразвуковое сканирование
Li P.L. с соавт. [38]	Клиническое исследование	100–1200 Гц	–
Rosenstein A.D. с соавт. [39]	Клиническое исследование	230–325 Гц	Рентгенография, кадаверный материал
Rowlands A. с соавт. [40]	Эксперимент	100–450 Гц	–

**Интраоперационная реализация метода акустической артрометрии для оценки первичной стабильности компонентов эндопротеза**

Метод АА также апробирован при интраоперационной оценке прочности фиксации имплантатов. М. Lannossa с соавторами и E. Varini с соавторами предложили интраоперационно оценивать первичную press-fit фиксацию. В обоих исследованиях сенсор устройства фиксировался на большом вертеле бедренной кости, что, по мнению авторов, позволяло отличать истинную press-fit фиксацию от «квазистабильной» ложной press-fit фиксации. Частотное различие сигналов между двумя этими состояниями было оценено в 5 Гц [41, 42]. При этом авторы смогли зафиксировать микродвижения бедренного компонента эндопротеза в диапазоне до 150 мкм, что было расценено ими как пороговое значение для верификации недостаточной «квазистабильной» ложной press-fit фиксации.

Л.С. Pastrav с соавторами предлагали располагать сенсор на шейке бедренного компонента эндопротеза, тем самым оценивать press-fit фиксацию бедренного компонента. В этом исследовании были протестированы бедренные компоненты эндопротезов на качество press-fit фиксации у 83 пациентов во время операции эндопротезирования тазобедренного сустава [43]. В результате была выявлена прямая корреляция увеличения резонансной частоты с увеличением качества press-fit фиксации бедренного компонента в 86,7% случаев.

Р.Н. Pechon с соавторами предоставили результаты экспериментального исследования для выявления интраоперационных перипротезных переломов при имплантации бесцементных эндопротезов. Пиковое изменение резонансных частот в момент имплантации свидетельствовало о возникновении перелома бедренной кости. В результате ими были получены данные об

интраоперационном переломе с 72% прогностической точностью [44]. Р.Р. Якупов с соавторами обнаружили характерные сигналы-предикторы интраоперационных переломов проксимального отдела бедренной кости в момент обработки канала и имплантации компонента, соответствующие частоте колебаний в 700–750 Гц [45]. Позже J.C. Wei с соавторами предложили систему оценки издаваемого звука (сигнала) во время обработки костномозгового канала бедренной кости рашпилями для профилактики ятрогенного интраоперационного перипротезного перелома при имплантации бедренного компонента. Авторы проанализировали 2583 аудиозаписи, полученные во время имплантации и отметили, что частота звука в пределах 3140–4660 Гц соответствует press-fit фиксации, а выше указанного параметра — соответствует состоянию близкому к свершению перипротезного перелома, что можно расценивать как предиктор перелома [46]. Q. Goossens с соавторами предложили модель устройства для интраопера-

ционной оценки press-fit фиксации вертлужного компонента, представив в эксперименте анализ 12 акустических записей имплантации [47]. В результате авторами отмечено, что press-fit фиксация ацетабулярного компонента соответствует частоте издаваемого звука 1000–1300 Гц при импакции по направителю молотком, вес которого не указывался.

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Выявлена значимость акустической артрометрии как самостоятельного диагностического метода, подтверждающего расшатанность компонентов эндопротеза, разрушения цементной мантии и керамики на ранних стадиях до появления рентгенологических признаков происходящих процессов. Большинство экспериментальных исследований продемонстрировали положительный результат, что побуждает нас продолжить исследование, приняв в счет все вышеперечисленные ограничения и недостатки.

## ДОПОЛНИТЕЛЬНАЯ ИНФОРМАЦИЯ

### **Заявленный вклад авторов**

Все авторы сделали эквивалентный вклад в подготовку публикации.

Все авторы прочли и одобрили финальную версию рукописи статьи. Все авторы согласны нести ответственность за все аспекты работы, чтобы обеспечить надлежащее рассмотрение и решение всех возможных вопросов, связанных с корректностью и надежностью любой части работы.

**Источник финансирования.** Авторы заявляют об отсутствии внешнего финансирования при проведении исследования.

**Возможный конфликт интересов.** Авторы декларируют отсутствие явных и потенциальных конфликтов интересов, связанных с публикацией настоящей статьи.

**Этическая экспертиза.** Не применима.

**Информированное согласие на публикацию.** Не требуется.

## DISCLAIMERS

### **Author contribution**

All authors made equal contributions to the study and the publication.

All authors have read and approved the final version of the manuscript of the article. All authors agree to bear responsibility for all aspects of the study to ensure proper consideration and resolution of all possible issues related to the correctness and reliability of any part of the work.

**Funding source.** This study was not supported by any external sources of funding.

**Disclosure competing interests.** The authors declare that they have no competing interests.

**Ethics approval.** Not applicable.

**Consent for publication.** Not required.

## ЛИТЕРАТУРА [REFERENCES]

1. Шубняков И.И., Риахи А., Денисов А.О., Корыткин А.А., Алиев А.Г., Вебер Е.В. и др. Основные тренды в эндопротезировании тазобедренного сустава на основании данных регистра артропластики НМИЦ ТО им. Р.Р. Вредена с 2007 по 2020 г. *Травматология и ортопедия России*. 2021;27(3):119-142. doi: 10.21823/2311-2905-2021-27-3-119-142. Shubnyakov I.I., Riahi A., Denisov A.O., Korytkin A.A., Aliyev A.G., Veber E.V. et al. The Main Trends in Hip Arthroplasty Based on the Data in the Vreden's Arthroplasty Register from 2007 to 2020. *Traumatology and Orthopedics of Russia*. 2021;27(3):119-142. (In Russian). doi: 10.21823/2311-2905-2021-27-3-119-142.
2. W-Dahl A., Kärrholm J., Rogmark C., Nätman J., Bülow E., Ighani P. et al. The Swedish Arthroplasty Register Annual Report 2023. Available from: [https://www.researchgate.net/publication/378941757\\_The\\_Swedish\\_Arthroplasty\\_Register\\_Annual\\_Report\\_2023](https://www.researchgate.net/publication/378941757_The_Swedish_Arthroplasty_Register_Annual_Report_2023). doi: 10.18158/JnKhp2Ru7.
3. Karras K., Pullin R., Grosvenor R., Clarke A. Damage detection of a composite bearing liner using Acoustic Emission. BSSM 12<sup>th</sup> International Conference on Advances in Experimental Mechanics, Sheffield, UK, 21-31 August 2017. Available from: <https://orca.cardiff.ac.uk/id/eprint/104596>.
4. Olorunlambe K.A., Shepherd D.E.T., Dearn K.D. A review of acoustic emission as a biotribological diagnostic tool. *Tribol - Mater Surf In*. 2019;13(3):161-171. doi: 10.1080/17515831.2019.1622914.

5. Ramachandran R.A., Chi S.W., Srinivasa P.P., Foucher K., Ozevin D., Mathew M.T. Artificial intelligence and machine learning as a viable solution for hip implant failure diagnosis – Review of literature and in vitro case study. *Med Biol Eng Comput.* 2023;61(6):1239-1255. doi: 10.1007/s11517-023-02779-1.
6. Lee C., Zhang L., Morris D., Cheng K.Y., Ramachandran R.A., Barba M. et al. Non-invasive early detection of failure modes in total hip replacements (THR) via acoustic emission (AE). *J Mech Behav Biomed Mater.* 2021;118:104484. doi: 10.1016/j.jmbbm.2021.104484.
7. Kernohan W.G., Beverland D.E., McCoy G.F., Hamilton A., Watson P., Mollan R. Vibration arthrometry. A review. *Acta Orthop Scand.* 1990;61(1):70-79. doi: 10.3109/17453679008993071.
8. Abbott S.C., Cole M.D. Vibration arthrometry: a critical review. *Crit Rev Biomed Eng.* 2013;41(3):223-242. doi: 10.1615/critrevbiomedeng.2014010061.
9. Kapur R.A. Acoustic emission in orthopaedics: A state of the art review. *J Biomech.* 2016;49(16):4065-4072. doi: 10.1016/j.jbiomech.2016.10.038.
10. Olorunlambe K.A., Hua Z., Shepherd D.E., Dearn K.D. Towards a Diagnostic Tool for Diagnosing Joint Pathologies: Supervised Learning of Acoustic Emission Signals. *Sensors (Basel).* 2021;21(23):8091. doi: 10.3390/s21238091.
11. Nsugbe E., Olorunlambe K., Dearn K. On the Early and Affordable Diagnosis of Joint Pathologies Using Acoustic Emissions, Deep Learning Decompositions and Prediction Machines. *Sensors (Basel).* 2023;23(9):4449. doi: 10.3390/s23094449.
12. Таштанов Б.Р., Кирилова И.А., Павлова Д.В., Павлов В.В. «Шум керамики» как нежелательное явление в эндопротезировании тазобедренного сустава. *Гений ортопедии.* 2023;29(5):565-573. doi: 10.18019/1028-4427-2023-29-5-565-573. Tashtanov B.R., Kirilova I.A., Pavlova D.V., Pavlov V.V. Ceramic-related noise as an adverse outcome in total hip arthroplasty. *Genij Ortopedii.* 2023;29(5):565-573. (In Russian). doi: 10.18019/1028-4427-2023-29-5-565-573.
13. Nevalainen M.T., Veikkola O., Thevenot J., Tiulpin A., Hirvasniemi J., Niinimäki J. et al. Acoustic emissions and kinematic instability of the osteoarthritic knee joint: comparison with radiographic findings. *Sci Rep.* 2021;11(1):19558. doi: 10.1038/s41598-021-98945-2.
14. Schwalbe H.J., Bamfaste G., Franke R.P. Non-destructive and non-invasive observation of friction and wear of human joints and of fracture initiation by acoustic emission. *Proc Inst Mech Eng H.* 1999;213(1):41-48. doi: 10.1243/0954411991534799.
15. Rodgers G.W., Young J.L., Fields A.V., Shearer R.Z., Woodfield T.B., Hooper G.J. et al. Acoustic Emission Monitoring of Total Hip Arthroplasty Implants. *IFAC Proceedings Volumes.* 2014;47(3):4796-4800. doi: 10.3182/20140824-6-ZA-1003.00928.
16. Rodgers G.W., Welsh R., King L.J., FitzPatrick A.J., Woodfield T.B., Hooper G.J. Signal processing and event detection of hip implant acoustic emissions. *Control Engineering Practice.* 2017;58:287-297. doi: 10.1016/j.conengprac.2016.09.013.
17. FitzPatrick A.J., Rodgers G.W., Hooper G.J., Woodfield T.B. Biomedical Signal Processing and Control Development and validation of an acoustic emission device to measure wear in total hip replacements in-vitro and in-vivo. *Biomed Signal Process Control.* 2017;33:281-288. doi: 10.1016/j.bspc.2016.12.011.
18. Roffe L., FitzPatrick A.J., Rodgers G.W., Woodfield T.B., Hooper G.J. Squeaking in ceramic-on-ceramic hips: No evidence of contribution from the trunnion Morse taper. *J Orthop Res.* 2017;35(8):1793-1798. doi: 10.1002/jor.23458.
19. Yamada Y., Wakayama S., Ikeda J., Miyaji F. Fracture analysis of ceramic femoral head in hip arthroplasty based on microdamage monitoring using acoustic emission. *J Mater Sci.* 2011;46:6131-6139. doi: 10.1007/s10853-011-5578-5.
20. Wakayama S., Jibiki T., Ikeda J. Quantitative detection of microcracks in bioceramics by acoustic emission source characterization. *J Acoustic Emission.* 2006;24:173-179.
21. Khan-Edmundson A., Rodgers G.W., Woodfield T.B.F., Hooper G.J., Chase J.G. Tissue Attenuation Characteristics of Acoustic Emission Signals for Wear and Degradation of Total Hip Arthroplasty Implants. *IFAC Proceedings Vol.* 2012;45(18):355-360. doi: 10.3182/20120829-3-HU-2029.00046.
22. Glaser D., Komistek R.D., Cates H.E., Mahfouz M.R. Clicking and squeaking: in vivo correlation of sound and separation for different bearing surfaces. *J Bone Joint Surg Am.* 2008;90 Suppl 4:112-120. doi: 10.2106/JBJS.H.00627.
23. Glaser D., Komistek R.D., Cates H.E., Mahfouz M.R. A non-invasive acoustic and vibration analysis technique for evaluation of hip joint conditions. *J Biomech.* 2010;43(3):426-432. doi: 10.1016/j.jbiomech.2009.10.005.
24. Kummer F.J., Jaffe W.L. Feasibility of using ultrasonic emission for clinical evaluation of prosthetic hips. *Bull NYU Hosp Jt Dis.* 2010;68(4):262-262.
25. Rowland C., Browne M., Taylor A. Dynamic health monitoring of metal-on-metal hip prostheses using acoustic emission. 26th European conference on acoustic emission testing. 2004. Available from: <https://www.ndt.net/article/ewgae2004/pdf/145rowland.pdf>.
26. Gao X.J., Murota K., Tomita Y., Ono M., Higo Y., Nunomura S. Evaluation of the Fixation of Artificial Hip Joint by Acoustic Emission. *Jpn J Appl Phys.* 1990;29(S1):215. doi: 10.7567/JJAPS.29S1.215.
27. Paech A., Cabrera-Palacios H., Schulz A.P., Kiene J., Wenzl M. E., Jurgens C. Acoustic tests on hip prosthesis models using frequency resonance monitoring (FRM). *Res J Med Sci.* 2008;2(2):82-91.
28. Georgiou A.P., Cunningham J.L. Accurate diagnosis of hip prosthesis loosening using a vibrational technique. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2001;16(4):315-323. doi: 10.1016/s0268-0035(01)00002-x.
29. Unger A.C., Cabrera-Palacios H., Schulz A.P., Jürgens Ch., Paech A. Acoustic monitoring (RFM) of total hip arthroplasty – Results of a cadaver study. *Eur J Med Res.* 2009;14(6):264-271. doi: 10.1186/2047-783x-14-6-264.
30. Alshuhri A.A., Holsgrove T.P., Miles A.W., Cunningham J.L. Development of a non-invasive diagnostic technique for acetabular component loosening in total hip replacements. *Med Eng Phys.* 37(8):739-745. doi: 10.1016/j.medengphy.2015.05.012.
31. Alshuhri A.A., Holsgrove T.P., Miles A.W., Cunningham J.L. Non-invasive vibrometry-based diagnostic detection of acetabular cup loosening in total hip replacement (THR). *Med Eng Phys.* 2017;48:188-195. doi: 10.1016/j.medengphy.2017.06.037.
32. Rieger J.S., Jaeger S., Schuld C., Kretzer J.P., Bitschi G.R. A vibrational technique for diagnosing loosened total hip endoprotheses: an experimental sawbone study. *Med Eng Phys.* 2013;35(3):329-337. doi: 10.1016/j.medengphy.2012.05.007.

33. Rieger J.S., Jaeger S., Kretzer J.P., Rupp R., Bitsch R.G. Loosening detection of the femoral component of hip prostheses with extracorporeal shockwaves: a pilot study. *Med Eng Phys*. 2015;37(2):157-164. doi: 10.1016/j.medengphy.2014.11.011.
34. Davies J.P., Tse M.K., Harris W.H. Monitoring the integrity of the cement-metal interface of total joint components in vitro using acoustic emission and ultrasound. *J Arthroplasty*. 1996;11(5):594-601. doi: 10.1016/s0883-5403(96)80115-x.
35. Roques A., Browne M., Thompson J., Rowland C., Taylor A. Investigation of fatigue crack growth in acrylic bone cement using the acoustic emission technique. *Biomaterials*. 2004;25(5):769-778. doi: 10.1016/s0142-9612(03)00581-7.
36. Qi G., Li J., Mann K.A., Mouchon W.P., Hamstad M.A., Salehi A. et al. 3D real time methodology monitoring cement failures in THA. *J Biomed Mater Res A*. 2004;71(3):391-402. doi: 10.1002/jbm.a.30133.
37. Browne M., Jeffers J.R., Saffari N. Nondestructive evaluation of bone cement and bone cement/metal interface failure. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2010;92(2):420-429. doi: 10.1002/jbm.b.31530.
38. Li P.L., Jones N.B., Gregg P.J. Vibration analysis in the detection of total hip prosthetic loosening. *Med Eng Phys*. 1996;18(7):596-600. doi: 10.1016/1350-4533(96)00004-5.
39. Rosenstein A.D., McCoy G.F., Bulstrode C.J., McLardy-Smith P.D., Cunningham J.L., Turner-Smith A.R. The differentiation of loose and secure femoral implants in total hip replacement using a vibrational technique: an anatomical and pilot clinical study. *Proc Inst Mech Eng H*. 1989;203(2):77-81. doi: 10.1243/PIME\_PROC\_1989\_203\_014\_01.
40. Rowlands A., Duck F.A., Cunningham J.L. Bone vibration measurement using ultrasound: application to detection of hip prosthesis loosening. *Med Eng Phys*. 2008;30(3):278-284. doi: 10.1016/j.medengphy.2007.04.017.
41. Lannocca M., Varini E., Cappello A., Cristofolini L., Bialoblocka E. Intra-operative evaluation of cementless hip implant stability: a prototype device based on vibration analysis. *Med Eng Phys*. 2007;29(8):886-894. doi: 10.1016/j.medengphy.2006.09.011.
42. Varini E., Bialoblocka-Juszczak E., Lannocca M., Cappello A., Cristofolini L. Assessment of implant stability of cementless hip prostheses through the frequency response function of the stem – bone system. *Sensors Actuators A Phys*. 2010;163(2):526-532. doi: 10.1016/j.sna.2010.08.029.
43. Pastrav L.C., Jaecques S.V., Jonkers I., Perre G.V., Mulier M. In vivo evaluation of a vibration analysis technique for the per-operative monitoring of the fixation of hip prostheses. *J Orthop Surg Res*. 2009;4:10. doi: 10.1186/1749-799X-4-10.
44. Pechon P.H., Pullin R., Eaton M.J., Jones S.A. Acoustic emission technology can warn of impending iatrogenic femur fracture during femoral canal preparation for uncemented hip replacement. A cadaveric animal bone study. *J Med Eng Technol*. 2018;42(2):72-87. doi: 10.1080/03091902.2017.1411986.
45. Якупов Р.Р., Астанин В.В., Каюмова Э.З., Минасов Б.Ш., Минасов Т.Б. Оптимизация бесцементной артропластики тазобедренного сустава на основе акустического анализа. *Российский журнал биомеханики*. 2017;21(1):102-112. doi: 10.15593/RZhBiomeh/2017.1.09. Yakupov R.R., Astanin V.V., Kayumova E.Z., Minasov B.Sh., Minasov T.B. Optimization of cement-free hip arthroplasty based on acoustic analysis. *Russian Journal of Biomechanics*. 2017;21(1):102-112. (In Russian). doi: 10.15593/RZhBiomeh/2017.1.09.
46. Wei J.C., Crezee W.H., Jongeneel H., De Haas T.S., Kool W.L., Blaauw B.J. et al. Using Acoustic Vibrations as a Method for Implant Insertion Assessment in Total Hip Arthroplasty. *Sensors (Basel)*. 2022;22(4):1609. doi: 10.3390/s22041609.
47. Goossens Q., Leuridan S., Henys P., Roosen J., Pastrav L., Mulier M. et al. Development of an acoustic measurement protocol to monitor acetabular implant fixation in cementless total hip Arthroplasty: A preliminary study. *Med Eng Phys*. 2017;49:28-38.

#### Сведения об авторах

✉ **Таштанов Байкожо Рустамович**  
 Адрес: Россия, 630091, г. Новосибирск, ул. Фрунзе, д. 17  
<https://orcid.org/0000-0002-8553-9712>  
 e-mail: b.tashtanov95@gmail.com

**Райфельд Михаил Анатольевич** — д-р тех. наук  
<https://orcid.org/0000-0002-8826-4240>  
 e-mail: rajfeld@corp.nstu.ru

**Васюков Василий Николаевич** — д-р тех. наук, профессор  
<https://orcid.org/0000-0001-5938-0368>  
 e-mail: vasyukov@corp.nstu.ru

**Павлов Виталий Викторович** — д-р мед. наук, доцент  
<https://orcid.org/0000-0002-8997-7330>  
 e-mail: pavlovdoc@mail.ru

**Корыткин Андрей Александрович** — канд. мед. наук, доцент  
<https://orcid.org/0000-0001-9231-5891>  
 e-mail: andrey.korytkin@gmail.com

#### Authors' information

✉ **Baikozho R. Tashtanov**  
 Address: 17, Frunze st., Novosibirsk, 630091, Russia  
<https://orcid.org/0000-0002-8553-9712>  
 e-mail: b.tashtanov95@gmail.com

**Mikhail A. Rajfeld** — Dr. Sci. (Tech.)  
<https://orcid.org/0000-0002-8826-4240>  
 e-mail: rajfeld@corp.nstu.ru

**Vasily N. Vasyukov** — Dr. Sci. (Tech.), Professor  
<https://orcid.org/0000-0001-5938-0368>  
 e-mail: vasyukov@corp.nstu.ru

**Vitaly V. Pavlov** — Dr. Sci. (Med.), Associate Professor  
<https://orcid.org/0000-0002-8997-7330>  
 e-mail: pavlovdoc@mail.ru

**Andrey A. Korytkin** — Cand. Sci. (Med.), Associate Professor  
<https://orcid.org/0000-0001-9231-5891>  
 e-mail: andrey.korytkin@gmail.com