



DOI: 10.15593/RZhBiomeh/2017.1.09

УДК 620.179:617.581

ОПТИМИЗАЦИЯ БЕСЦЕМЕНТНОЙ АРТРОПЛАСТИКИ ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА НА ОСНОВЕ АКУСТИЧЕСКОГО АНАЛИЗА

Р.Р. Якупов¹, В.В. Астанин², Э.З. Каюмова², Б.Ш. Минасов¹, Т.Б. Минасов¹

¹ Кафедра травматологии и ортопедии Башкирского государственного медицинского университета, Россия, 450000, Республика Башкортостан, Уфа, ул. Ленина, 3, e-mail: rasulr@mail.ru, minasov@rambler.ru, m004@yandex.ru

² Кафедра материаловедения и физики металлов Уфимского государственного авиационного технического университета, Россия, 450000, Республика Башкортостан, Уфа, ул. К. Маркса, 12, e-mail: vvastanin@yandex.ru, elvira_kayumova@rambler.ru

Аннотация. Установка эндопротезов тазобедренного сустава бесцементной фиксации должна обеспечиваться высокой механической стабильностью, которую можно получить путем создания плотного контакта между материалом имплантата и костной тканью. С другой стороны, при этом возникает риск повреждения костной ткани во время имплантации. Следовательно, существует необходимость объективного интерактивного контроля процесса позиционирования компонентов эндопротеза. С этой целью в ряде источников предлагается использовать акустический анализ сигналов, записанных с помощью микрофона. Изучение звуковых колебаний при обработке костномозгового канала бедра рашпилями и во время установки компонентов эндопротеза выявило характерные закономерности изменения спектра сигналов – пошаговое снижение частоты и повышение амплитуды в низкочастотной области, что частично отмечалось в цитируемой литературе. Кроме того, установлено постепенное понижение средневзвешенной частоты сигналов широкого спектра, что не было ранее известно авторам. Показаны ограничения микрофонного способа записи в случае низкого качества костной ткани, например, при выраженном остеопорозе. В дополнение к этому получены экспериментальные результаты исследований сигналов акустической эмиссии в ультразвуковом диапазоне, которые позволяют зафиксировать начало и развитие деформации и разрушения костной ткани, в том числе на микроуровне. Определены характерные параметры сигналов-предикторов перелома кости, указывающие на достижение предельно допустимых напряжений в костной ткани. Это особенно важно для артропластики у пациентов с высоким риском возникновения интраоперационных переломов. Наибольшая эффективность исследованных акустических методов достигается при совместной регистрации сигналов в звуковом и ультразвуковом диапазонах. Такой метод позволяет достоверно оптимизировать позиционирование компонентов эндопротеза.

Ключевые слова: имплантат, артропластика тазобедренного сустава, акустическая эмиссия, акустический анализ.

© Якупов Р.Р., Астанин В.В., Каюмова Э.З., Минасов Б.Ш., Минасов Т.Б., 2017

Якупов Расуль Радикович, к.м.н., доцент кафедры травматологии и ортопедии, Уфа

Астанин Владимир Васильевич, д.ф.-м.н., профессор кафедры материаловедения и физики металлов, Уфа

Каюмова Эльвира Зинфировна, аспирант кафедры материаловедения и физики металлов, Уфа

Минасов Булат Шамильевич, д.м.н., зав. кафедрой травматологии и ортопедии, Уфа

Минасов Тимур Булатович, д.м.н., профессор кафедры травматологии и ортопедии, Уфа

ВВЕДЕНИЕ

Артропластика тазобедренного сустава обеспечивает значительное улучшение качества жизни пациентов с декомпенсированными поражениями [2, 5]. Однако у пациентов после редуционно-реконструктивных вмешательств на проксимальном отделе бедра или с последствиями переломов вертлужной впадины эндопротезирование сопровождается высоким риском возникновения переломов этих сегментов в интраоперационном периоде, который достиг 30,2 % [1, 4].

При установке компонентов бесцементного эндопротеза важным фактором является степень плотности контакта кости и имплантата. Кроме визуального и рентгенологического контроля, используется определение оптимальности позиционирования по изменению звуковых колебаний. В одном из исследований был проведен акустический анализ при подготовке бедренного канала для феморального компонента и установлена оптимальная частота звуковых колебаний на уровне 894 Гц в среднем (диапазон 400–1200 Гц), свидетельствующая о плотном контакте с костной тканью [7]. Однако конкретные амплитудно-частотные характеристики колебаний зависят от индивидуальных особенностей пациента, состояния костной ткани и применяемого хирургического инструмента, что не нашло отражения в работах [6, 7]. Кроме того, описанные в источниках методы не исключают риска появления интраоперационных переломов. Вышесказанное требует проведения дополнительных исследований в этом направлении.

Целью исследования является развитие методики оптимизации установки компонентов эндопротеза на основе акустического анализа с учетом амплитудно-частотных характеристик звуковых и ультразвуковых колебаний.

В настоящем исследовании, в отличие от ранее опубликованных работ, изучен широкий спектр звуковых и ультразвуковых колебаний при установке компонентов эндопротеза в эксперименте и в клинике, что позволило определить амплитудно-частотные характеристики, соответствующие плотному контакту имплантата с костной тканью различного качества, и выявить акустические параметры, предупреждающие развитие перелома во время имплантации.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Клинические исследования проводили интраоперационно при установке компонентов эндопротеза тазобедренного сустава путем записи акустических колебаний с помощью электретного мини-микрофона с расстояния 0,5–0,7 м от пациента. Анализ характеристик звуковых колебаний осуществляли с помощью многофункционального спектроанализатора *Spectrogram* 16, свободно распространяемого в виде программного приложения. Амплитуда сигналов измерялась в отрицательных децибелах относительно максимального уровня. Изучение колебаний в ультразвуковом диапазоне проводили на лабораторной установке путем синхронной записи усиления и сигналов акустической эмиссии при установке феморального компонента в бедро биоманекена. Установку эндопротеза осуществляли ударным и безударным способами. В последнем случае установку бедренного компонента эндопротеза выполняли с помощью электромеханической испытательной машины *Instron* 5982 с постоянной скоростью 5 мм/мин. Сигналы акустической эмиссии регистрировали лабораторным программно-аппаратным комплексом *Micro-II*. Датчик акустической эмиссии закрепляли непосредственно на головке эндопротеза. Собственные шумы машины и аппаратуры не превышали установленного порога чувствительности 25 дБ, значения амплитуды представлены в положительных децибелах.

Для анализа наблюдаемых процессов строился совмещенный график зависимости нагрузки и амплитуды сигналов акустической эмиссии от времени с помощью программы *Sigma Plot*.

Статистический анализ результатов лечения пациентов и определения достоверности различий проводился с использованием программного пакета *Statistica 7,0* с применением *t*-критерия Стьюдента, степень достоверности результатов считалась значимой при $p < 0,05$. Исследование было выполнено в соответствии с этическими стандартами, изложенными в Хельсинкской декларации. Протокол исследования одобрен экспертным советом по биомедицинской этике по клиническим дисциплинам Башкирского государственного медицинского университета Министерства здравоохранения Российской Федерации.

РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

Анализ звуковых колебаний во время установки вертлужного компонента бесцементного эндопротеза и при обработке костномозгового канала бедра рашпилями выявил определенные закономерности. Наложение в укрупненном линейном масштабе нескольких последовательно полученных амплитудно-частотных характеристик ударов показывает закономерное снижение частоты, соответствующей абсолютному максимуму амплитуды. При анализе сигналов установки вертлужного компонента определялись различные тенденции наличия ударов амплитудно-частотных характеристик. Первые удары содержали сигналы высокого уровня на частотах от 1600 до 3100 Гц (секторы *B* и *C*, рис. 1 и таблица), вызванные свободной вибрацией инструментов и имплантата. К этому можно отнести и слабый, но четко обозначенный пик на частоте 4650 Гц (сектор *D*). В секторе *A* наблюдается слабо выраженный пик на частоте 880 Гц. По мере установки вертлужного компонента высота пика в секторе *A* существенно увеличивалась, а амплитуда высокочастотных пиков снижалась на его фоне. Это связано с тем, что пик в секторе *A* вызван резонансом тазовой кости. Похожие закономерности просматриваются и в секторе *B*, но там они были выражены слабее.

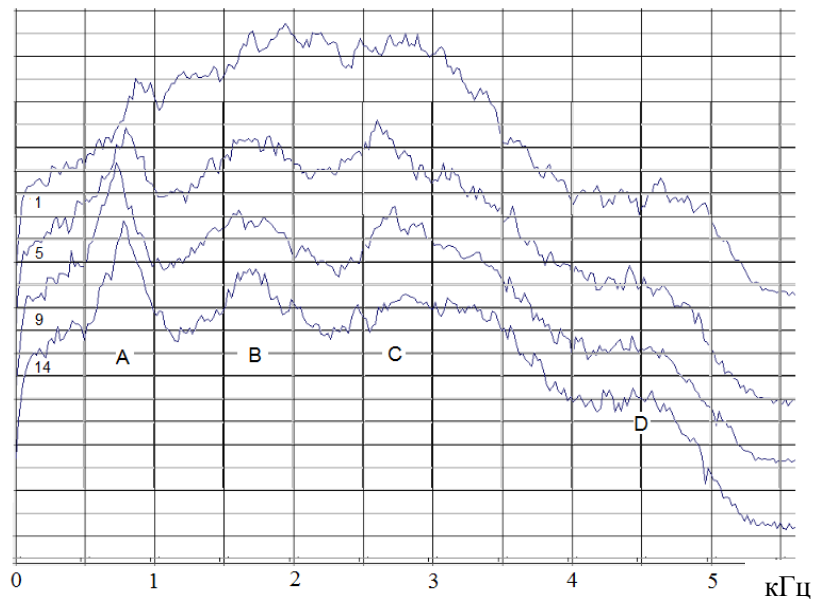


Рис. 1. Совмещенные кривые амплитудно-частотных характеристик ударов, порядковые номера которых обозначены цифрами при установке вертлужного компонента (для наглядности кривые разнесены по оси ординат)

**Характерные значения частоты, Гц, и амплитуды, дБ, при установке
вертлужного компонента**

№ удара	Сектор							
	A		B		C		D	
	частота	амплитуда	частота	амплитуда	частота	амплитуда	частота	амплитуда
1	880	-55	1940	-43	2810	-44	4640	-76
2	850	-60	1718	-48	2780	-46	4530	-82
3	870	-53	1750	-45	2760	-45	4500	-78
4	853	-53	1740	-48	2640	-48	4500	-79
5	800	-47	1720	-49	2600	-45	4420	-77
6	760	-45	1750	-51	2640	-50	4470	-80
7	776	-39	1695	-46	2600	-48	4480	-77
8	776	-41	1680	-50	2750	-53	4420	-80
9	733	-37	1615	-50	2720	-49	4325	-77
10	733	-36	1800	-46	2750	-46	4420	-74
11	798	-34	1650	-46	2810	-46	4440	-70
12	776	-33	1700	-47	2800	-47	4480	-70
13	798	-32	1690	-46	2760	-47	4500	-68
14	776	-30	1684	-44	2810	-46	4450	-67

Анализируя данные, приведенные в таблице, можно заключить, что наиболее объективным параметром является сочетание амплитуды и частоты сигнала в секторе A. При установке вертлужного компонента эндопротеза оптимальность позиционирования достигалась при преобладании частоты колебаний в диапазоне 700–750 Гц с амплитудой –30...–35 дБ в секторе A.

В процессе обработки костномозгового канала рашпилями наблюдалось не только снижение частоты абсолютного максимума, но и изменение частотного состава спектра. При проведении спектрального амплитудно-частотного анализа звука установлено, что на малых размерах рашпелей отмечается преобладание высокочастотных колебаний, начиная с частоты более 3000 Гц (первый удар), которая понижается до 2000 Гц (последний удар) с увеличением размера рашпиля.

Закономерные изменения амплитудно-частотных характеристик наблюдались и при установке бедренного компонента эндопротеза. Кривая первого удара содержит три выраженных максимума на частотах 1500, 3000 и 4600 Гц (рис. 2, а). По мере уплотнения контакта с костью амплитудно-частотные характеристики трансформируются в кривую с одним максимумом (рис. 2, б), что связано с поглощением высоких частот тканями тела и подъемом низких частот из-за повышения колеблющейся массы. Этим объясняется изменение окраски звука, обычно воспринимаемое хирургами на слух.

Для объективного количественного анализа сложных функций подобного типа пользуются вычислением средневзвешенного значения параметра [3], в данном случае средневзвешенной частоты

$$f_c = \frac{\int_0^{f_{\max}} f I(f) df}{\int_0^{f_{\max}} I(f) df} \quad (1)$$

При дискретном анализе это выражение можно заменить на

$$f_c \approx \frac{\sum_{i=0}^n f_i I(f_i) \Delta f_i}{\sum_{i=0}^n I(f_i) \Delta f_i}, \quad (2)$$

где $I(f_i)$ – среднее для интервала от i до $i+1$ значение амплитуды сигнала, f – частота.

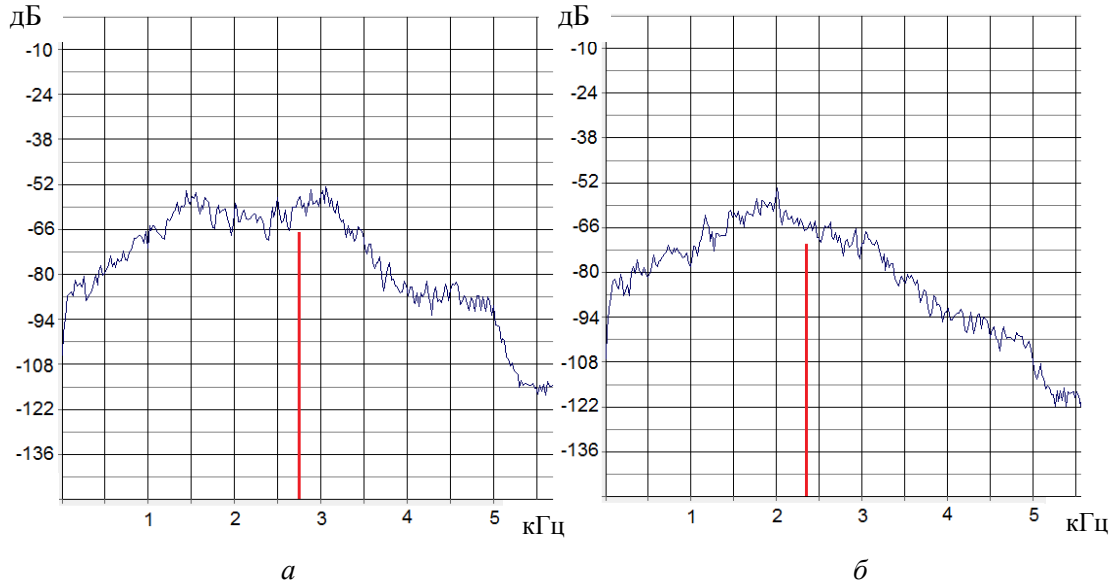


Рис. 2. Амплитудно-частотные характеристики первого (а) и заключительного ударов (б) при установке бедренного компонента; вертикальной линией отмечена средневзвешенная частота

Анализ множества записей показал общую тенденцию снижения средневзвешенной частоты при уплотнении контакта имплантата с костью и некоторое ее повышение в конце установки бедренного (рис. 3, а) и вертлужного (рис. 3, б) компонентов.

Наблюдаемые закономерности можно объяснить следующим образом. На начальной стадии частота колебаний снижается при усилении трения имплантата о кость. Поглощение энергии колебаний наиболее эффективно для высоких частот. Когда компонент садится плотно и прекращается его перемещение относительно кости, вновь появляются высокие гармоники колебаний. Это видно на обоих графиках средневзвешенной частоты. Подобные закономерности вполне могут быть использованы для достижения оптимального положения имплантатов. В то же время у ряда пациентов при выраженном остеопорозе не отмечалось значимых изменений амплитудно-частотных характеристик звука при постановке эндопротеза в кость (рис. 4). Выявленные закономерности позволили использовать полученные данные для интраоперационного онлайн-анализа и контроля звуковых колебаний при обработке костномозгового канала и установке компонентов эндопротеза. Позиционирование вертлужного компонента эндопротеза считалось оптимальным при преобладании частоты колебаний в диапазоне 700–750 Гц с амплитудой –30...–35 дБ в секторе А. Во время прохождения костномозгового канала бедра рашпилями, при достижении частоты звуковых колебаний в диапазоне 1800–2000 Гц при амплитуде 30–40 дБ, обработка бедренной кости считалась достаточной и выполнялась установка бедренного компонента эндопротеза. Однако при низком качестве костной ткани

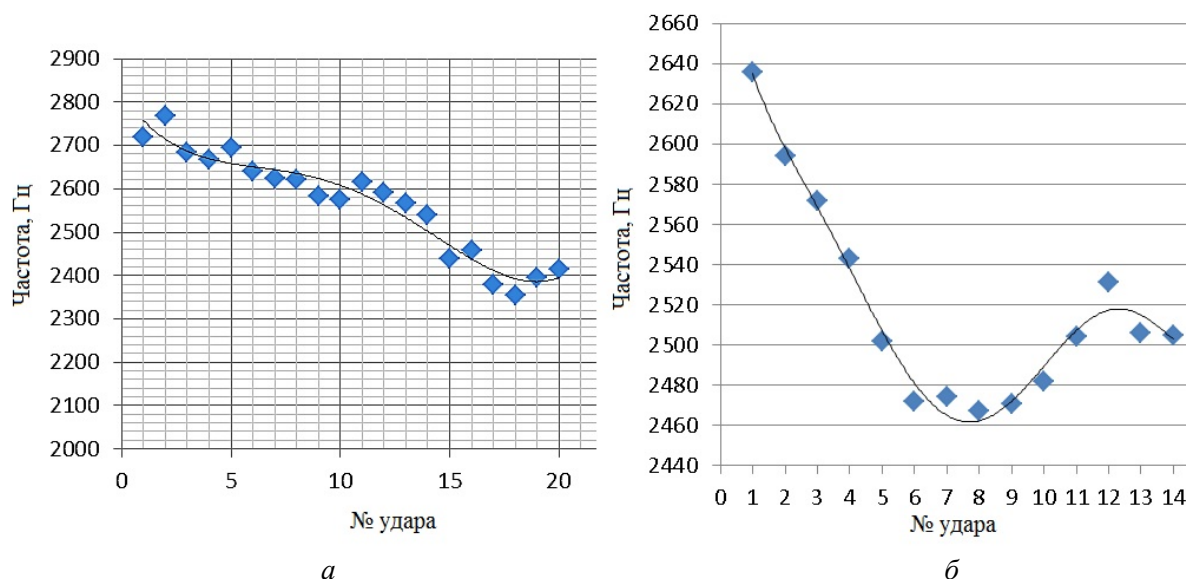


Рис. 3. Зависимость средневзвешенной частоты от порядкового номера удара: *а* – установка бедренного компонента; *б* – установка вертлужного компонента (линии тренда полиномиальные)

акустический анализ слышимого диапазона не всегда выявлял характерные изменения. Кроме того, при микрофонном способе записи сигналов их амплитудно-частотные характеристики зависят от акустики помещения, характера собственных колебаний инструментов и обладают малой чувствительностью к появлению микротрещин в костной ткани.

В связи с этим проведено экспериментальное исследование сигналов акустической эмиссии в ультразвуковом диапазоне, которое более достоверно отражало начало и развитие деформации и разрушений, в том числе на микроуровне. Датчик акустической эмиссии был закреплен на эндопротезе (рис. 6, *а*), что технически проще реализуется, чем установка непосредственно на кость. Акустический контакт обеспечивался через жидкую прослойку.

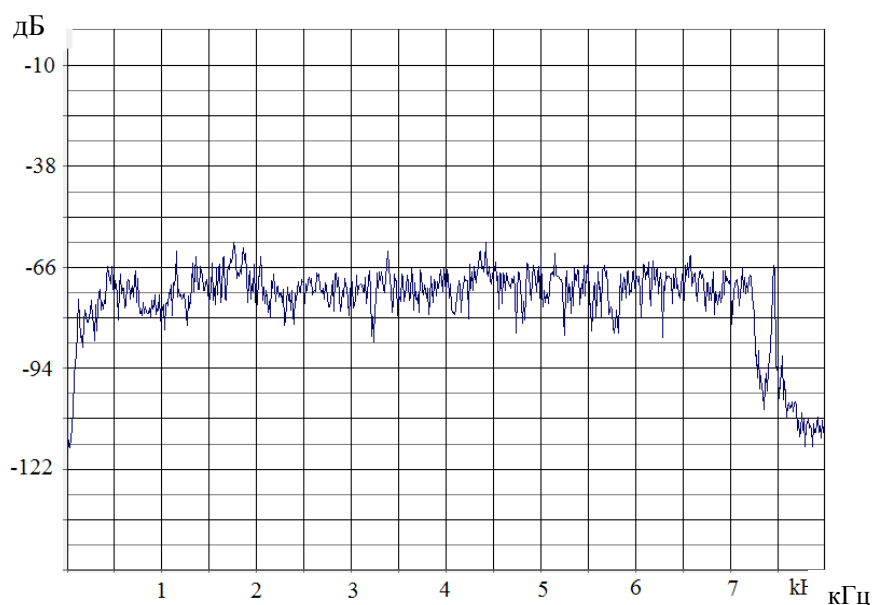


Рис. 4. Амплитудно-частотная характеристика заключительного удара при постановке эндопротеза в кость с выраженным остеопорозом

В данном эксперименте проведены предварительная подготовка костно-мозгового канала и установка феморального компонента в бедренную кость биоманекена. Акустический анализ выполняли при двух способах введения эндопротеза. При традиционном ударном введении с помощью молотка (киянки), который был изготовлен из полиуретана для уменьшения звуковых помех. Проведено две серии ударов (рис. 5). В первой серии ударяли непосредственно по торцу эндопротеза, во второй серии – через металлическую проставку. Амплитуда сигналов изменялась в первом случае от 34 до 51 дБ, во втором – от 41 до 59 дБ в зависимости от силы удара. Здесь видно влияние металлического инструмента. Сигналов, связанных с разрушением костной ткани, замечено не было.

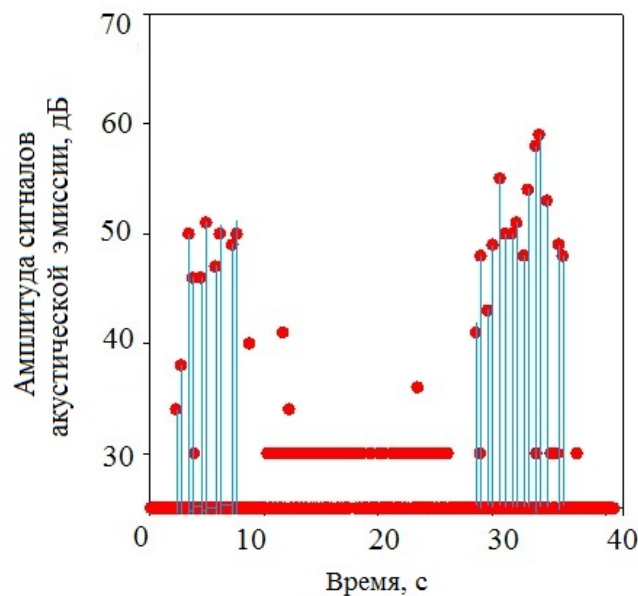


Рис. 5. Диаграмма акустической эмиссии при ударной установке бедренного компонента с помощью киянки (первый этап эксперимента)

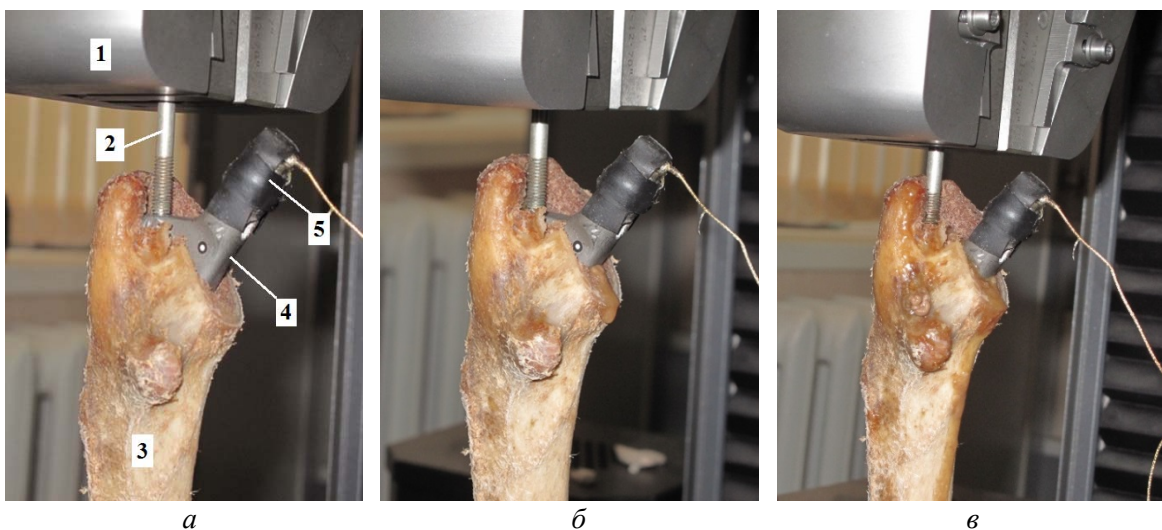


Рис. 6. Установка бедренного компонента эндопротеза с помощью электромеханической машины Instron 5982 (второй этап эксперимента): а – исходное положение; б – промежуточное положение; в – окончательное положение бедренного компонента; 1 – захват машины; 2 – нажимной болт; 3 – бедро биоманекена; 4 – эндопротез; 5 – датчик акустической эмиссии

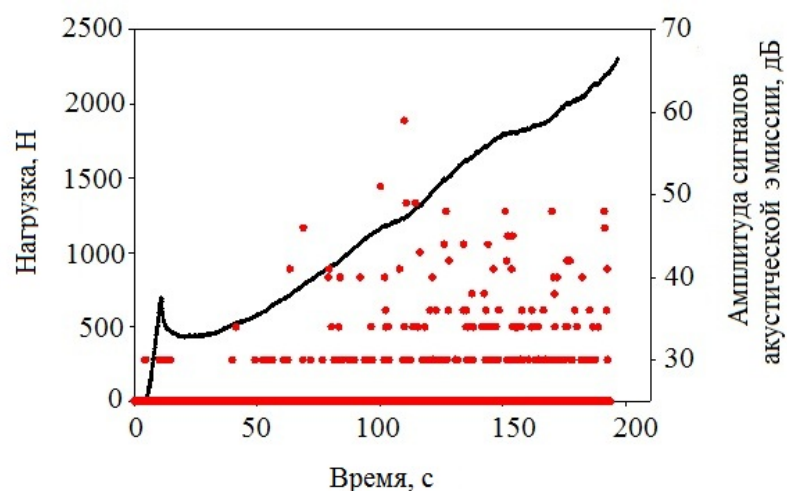


Рис. 7. Диаграмма изменения нагрузки и акустической эмиссии при установке эндопротеза с помощью машины *Instron 5982* (второй этап эксперимента)

Внедрение имплантата происходило без существенной акустической активности до усилий порядка 750 Н (рис. 7). Сигналов-предикторов разрушения костной ткани не отмечалось. По достижении усилия 750 Н было зарегистрировано несколько одиночных импульсов с амплитудой 41–46 дБ, видимо, связанных с локальными микроразрушениями при положении имплантата на рис. 6, а.

Существенный подъем акустической активности и амплитуды сигналов возник при нагрузке порядка 1200 Н (соответствует положению имплантата на рис. 6, б). Здесь появились одиночные импульсы с амплитудой 51 и 59 дБ, а далее установился фон на уровне 35–49 дБ, свидетельствующий о плотной посадке имплантата в канале кости (см. рис. 6, в). Признаков переломов кости не обнаружено, поэтому наблюдаемую акустическую активность можно связать с трением и локальными микроразрушениями в местах контакта имплантата с каналом кости.

На третьем этапе эксперимента выполнена установка бедренного компонента, превосходящего размер канала кости. При достижении нагрузки 1000 Н установился акустический фон с амплитудой в интервале 35–40 дБ, связанный с трением и разрушением микронеровностей в канале кости. Амплитуда сигналов акустической эмиссии заметно повышалась при достижении нагрузки 1800, 2000 и 2700 Н. Резкие всплески амплитуды и серийность сигналов, сопровождающихся падением нагрузки, обычно ассоциируются с появлением крупных трещин. После достижения нагрузки 3250 Н произошел перелом (рис. 8), что сопровождалось падением нагрузки и плотной серией импульсов акустической эмиссии с высокой амплитудой (рис. 9).

Третий этап эксперимента отличался быстрым увеличением амплитуды сигналов акустической эмиссии, что свидетельствовало о достижении предельно допустимых напряжений в кости, приводящих к появлению трещин. Таким образом, плотная посадка бедренного компонента достигается при появлении фона умеренной интенсивности, а предиктором развития перелома бедра при установке эндопротеза служит быстрое увеличение амплитуды сигналов акустической эмиссии. Здесь следует подчеркнуть, что основным показателем является не столько абсолютное значение сигналов акустической эмиссии, которое зависит от индивидуальных особенностей кости, сколько динамика акустической активности.



Рис. 8. Разрушение кости на третьем этапе эксперимента

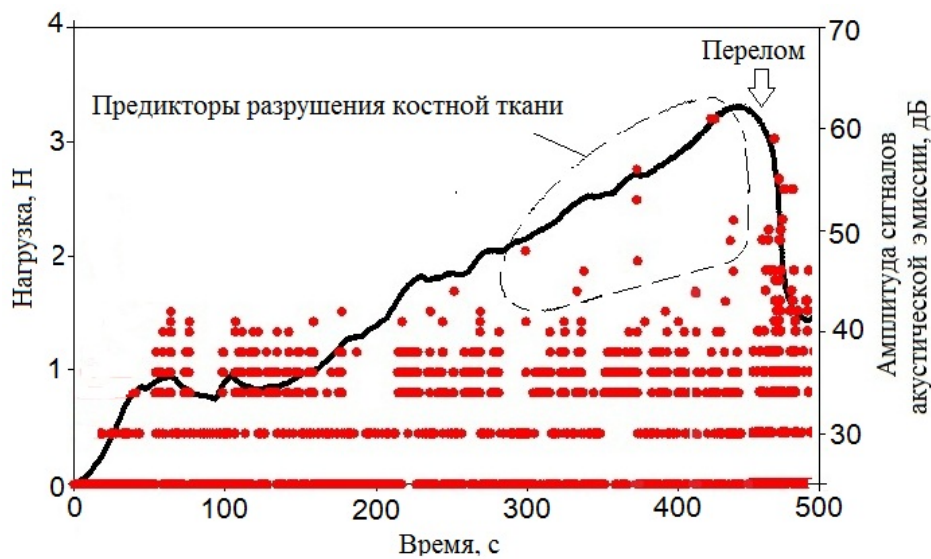


Рис. 9. Диаграмма акустической эмиссии при установке эндопротеза с помощью машины *Instron 5982* (третий этап эксперимента)

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Таким образом, анализ акустической эмиссии в ультразвуковом диапазоне существенно дополняет данные, полученные в звуковом диапазоне, и позволяет достоверно определить оптимальность позиционирования компонента эндопротеза. Методика акустического контроля установки ацетабулярного и феморального компонентов эндопротеза тазобедренного сустава позволяет более точно определить размер и оптимальное положение имплантата, уменьшить вероятность ошибки и программирует действия хирурга.

Определение размеров и установка бедренного и вертлужного компонентов эндопротезов тазобедренного сустава должны проводиться с амплитудно-частотным анализом колебаний как звукового, так и ультразвукового диапазона, что позволяет подобрать соответствующий размер бедренного компонента, достичь оптимальности позиционирования имплантата и способствует уменьшению частоты осложнений.

Усовершенствованная методика установки компонентов бесцементного эндопротеза на основе анализа акустической эмиссии может быть рекомендована для внедрения в клиническую практику при артропластике тазобедренного сустава у пациентов с высоким риском возникновения интраоперационных переломов бедра и вертлужной впадины.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Волокитина Е.А., Зайцева О.П., Колотыгин Д.А., Вишняков А.А. Локальные интраоперационные и ранние послеоперационные осложнения эндопротезирования тазобедренного сустава // *Гений ортопедии*. – 2009. – № 3. – С. 71–77.
2. Загородний Н.В. Эндопротезирование тазобедренного сустава: основы и практика: руководство. – М.: ГЭОТАР-Медиа, 2012. – 704 с.
3. Захаров Е.В., Дмитриева И.В., Орлик С.И. Уравнения математической физики: учеб. для вузов по специальностям «Механика», «Прикладная механика», «Прикладная математика и информатика». – М.: Академия, 2010. – 320 с.
4. Минасов Б.Ш., Якупов Р.Р., Хаиров Т.Э., Гафаров И.Р., Сироджов К.Х., Каримов К.К., Филимонов Г.Н., Трубин А.Р. Артропластика тазобедренного сустава после редукционно-реконструктивных вмешательств на проксимальном отделе бедра // *Журнал клинической и экспериментальной ортопедии им. Г.А. Илизарова*. – 2015. – № 4. – С. 21–26.
5. Скорогляднов А.В., Бут-Гусаим А.Б., Розаев В.Ю., Ивков А.В., Сиротин И.В. Эндопротезирование при заболеваниях и последствиях травм тазобедренного сустава // *Вестник Российского университета дружбы народов. Серия: Медицина*. – 2002. – № 2. – С. 94–95.
6. 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. – Vol. 37, № 2. – P. 157–164.
7. Whitwell G., Brockett C.L., Young S., Stone M., Stewart T.D. Spectral analysis of the sound produced during femoral broaching and implant insertion in uncemented total hiparthroplasty // *J. of Engineering in Medicine*. – 2013. – Vol. 227, № 2. – P. 175–180.

OPTIMIZATION OF CEMENTLESS HIP ARTHROPLASTY BASED ON ACOUSTIC ANALYSIS

**R.R. Yakupov, V.V. Astanin, E.Z. Kayumova, B.Sh. Minasov, T.B. Minasov
(Ufa, Russia)**

The cementless fixation of hip endoprosthesis should provide a high mechanical stability which can be obtained through the establishment of close contact between the implant material and the bone tissue. On the other hand, this process raises the risk of bone damage during the implantation. Therefore, it exists a need of an objective interactive control during the process of endoprosthesis component positioning. For this purpose, some studies have advised to use acoustic analysis of signals which are detected by microphone. The study of sound vibrations during the hip medullary canal treatment by rasping and during implant components installation detected specific patterns of signal spectrum change - decreasing the frequency and increasing the amplitude in incremental steps in low frequency areas that has been partially described in other literature. Moreover, research has discovered the gradual decreasing of the weighted average frequency of wide spectrum signals which has not been

previously known. It is shown that microphonic method is not good enough in the case of poor quality of bone tissue, for example, in cases of osteoporosis. In addition, an experimental investigation of acoustic emission signals in the ultrasonic range was carried out, which more accurately reflected the start and development of deformation and failure of bone tissue, including at the microlevel. The study determined the characteristic parameters of signal predictors of bone fracture indicating the achievement of maximum permissible stresses in the bone tissue. It is especially important for arthroplasty in patients with high risk of intraoperative fractures. The greatest efficiency of the studied acoustic methods can be achieved at the joint registration of signals in the sonic and ultrasonic ranges. This method allows significantly optimizing the positioning of the prosthesis components.

Key words: implant, hip arthroplasty, acoustic emission, acoustic analysis.

Получено 02 сентября 2016