

6. *Fonseca M.A., Allen M.G., Kroh J., White J.* Flexible Wireless Passive Pressure Sensors for Biomedical Applications / Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems Workshop. Hilton Head Island, South Carolina, 2006. June 4-8, PP. 37-42.
7. *Whitesall S.E. et al.* Comparison of simultaneous measurement of mouse systolic arterial blood pressure by radiotelemetry and tail-cuff methods // *Am. J. Physiol. Heart. Circ. Physiol.* 2004. Vol. (6): 286. PP. H2408-H2415.
8. *Becker T.J.* Heart healthy: CardioMEMS moves closer to commercializing innovative sensors for heart patients // 2007 (01/23). <http://gtresearchnews.gatech.edu/> (2006 Jan).
9. *Ellozy S.H., Carroccio A. et al.* First experience in human beings with a permanently implantable intrasac pressure transducer for monitoring endovascular repair of abdominal aortic aneurysms // *J. Vasc. Surg.* 2004. Vol. 40 (3). PP. 405-412.
10. *Ziaie B., Najafi K.* An Implantable Microsystem for Tonometric Blood Pressure Measurement // *J. of Biomed. Microdevices.* 2001. Vol. 3. PP. 285-292.
11. *Cong P.D., Young J. et al.* Novel long-term implantable blood pressure monitoring system with reduced baseline drift // *Conf. Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.* 2006. Vol. 1 PP. 1854-1857.
12. *Budinger T.F.* Biomonitoring with wireless communications // *Annu. Rev. Biomed. Eng.* 2003. Vol. 5. PP. 383-412.
13. *Jiang G.* Design challenges of implantable pressure monitoring system // *Frontier Neurosci.* 2010. Vol. 4. Ch. 29. PP. 1-4.
14. *Ohlsson A., Nordlander R., Bennett T. et al.* Continuous ambulatory haemodynamic monitoring with an implantable system. The feasibility of a new technique // *Eur. Heart. J.* 1998. Vol. 19 (1). PP. 174-184.
15. *Budinger T.F., Kadhiresan K., Carlson G.* The role of implantable sensors for management of heart failure // *Stud. Health. Technol. Inform.* 2004. Vol. 108. PP. 219-227.

Владимир Вячеславович Ермишкин,
канд. биол. наук, ведущий научный сотрудник,
Елена Владимировна Лукошкова,
д-р биол. наук, ведущий научный сотрудник,
Валерий Игнатьевич Капелько,
д-р мед. наук, профессор,
руководитель лаборатории,
ФГБУ РКНПК МЗ РФ,
Институт экспериментальной кардиологии,
г. Москва,
Вячеслав Александрович Килимник,
канд. техн. наук, ст. научный сотрудник,
начальник отдела биотехнических проблем,
Санкт-Петербургский университет
аэрокосмического приборостроения,
г. С.-Петербург,
e-mail: v.v.erm@mail.ru

**Г.М. Кавалерский, Е.И. Семенов, А.П. Середа,
А.В. Лычагин, В.Ю. Лавриненко, А.С. Айрапетян**

Использование малоинерционного медицинского молотка при травматолого-ортопедических операциях

Аннотация

В статье представлены результаты экспериментального исследования операций эндопротезирования коленного и тазобедренного суставов с применением малоинерционного медицинского молотка Кавалерского-Семенова. Установлено, что при ударе малоинерционным медицинским молотком происходит увеличение времени ударного взаимодействия основной части молотка с ударяемой поверхностью рашпиля и отсутствует отскок молотка по сравнению с ударом стандартным молотком, что повышает эффективность удара, облегчает работу хирурга с молотком и уменьшает риски по травмированию.

Введение

При выполнении многих травматолого-ортопедических операций требуется использование хирургом медицинского молотка, который применяется как для различных манипуляций с костью (остеотомия, остеоклазия, остеоперфорация, разработка интрамедуллярного канала рашпилем и т. д.), так и для введения имплантатов (установка компонентов эндопротезов суставов, введение интрамедуллярных штифтов).

С одной стороны, медицинский молоток должен обеспечивать максимальную эффективность удара, а с другой – использование молотка должно быть безопасным как для пациента, так и для хирурга. С этой целью к выпускаемым молоткам предъявляются требования эргономичности, обеспечивающие удобство хирурга при работе: молоток должен быть сбалансированным по массе выполняемой манипуляции, иметь удобную нескользкую ручку, не вибрировать при отскоке после удара и быть достаточно прочным, чтобы не происходило механического разрушения молотка, особенно в месте перехода ручки в ударную часть.

Все существующие молотки отличаются друг от друга как раз по этим эргономическим параметрам. Минимолотки и легкие молотки имеют массу от 113 до 400 г (молотки Lucas, Hajek, Partsch, Cottle, Collin, Gerzog, Cloward, Crane и т. д.). Ударная часть этих молотков изготавливается целиком из стали, может иметь свинцовый сердечник, иногда ударная поверхность

имеет нейлоновую накладку. Ручка может быть стальной или из полимерных пластмасс. Существуют легкие молотки, изготовленные целиком из пластмассы.

Средние молотки имеют массу более 400 г (молотки Bergman, Kirk), ударная часть может быть как утяжеленной (заполненной свинцом), так и облегченной (заполненной латунью у молотка Kirk). Эргономичная ручка у этих молотков может быть как металлической, так и полимерной.

Тяжелые молотки имеют массу более 700 г (молотки Ombredanne, Heath, He-Man и т. д.), и именно эти молотки чаще всего используются хирургами при выполнении операций эндопротезирования, поскольку разработка интрамедуллярного канала рашпилем под форму имплантата требует значительных физических усилий.

Вопрос увеличения эффективности удара в таком случае решается простым путем увеличения массы молотка, однако увеличение массы молотка приводит к физической усталости хирурга и увеличению числа ошибок. В частности, уставший при работе тяжелым молотком хирург может не только промахиваться, но и совершать удары с отклонением от нужной оси, что может привести к нежелательному травмированию. Для минимизации риска ошибки хирурга еще в 1927 году Horace C. Pitkin предложил специальный пневматический молоток [1], несомненными минусами которого являются высокая цена и ненадежность.

Материалы и методы

В рассматриваемой работе при проведении операций эндопротезирования коленного и тазобедренного суставов использовали стандартный медицинский молоток и предлагаемый нами малоинерционный медицинский молоток Кавалерского-Семенова [2].

Конструкция малоинерционного медицинского молотка (рис. 1) состоит из основной части 2 (длиной H и диаметром D), выполненной из нержавеющей стали или соответствующего сплава, в которой имеется внутренняя полость. Во внутреннюю полость помещают стальные шарики 4 диаметром 2 мм через отверстие, в котором с помощью сварки 3 крепится ручка.

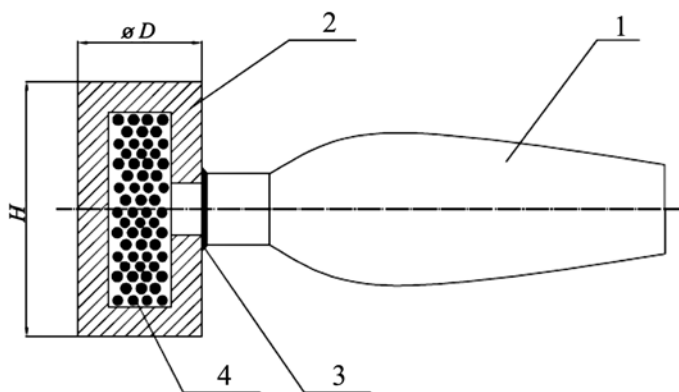


Рис. 1. Малоинерционный медицинский молоток: 1 – ручка; 2 – основная часть; 3 – сварка; 4 – стальные шарики

Общая масса малоинерционного медицинского молотка составляет 630 г, в том числе: масса шариков – 45 г; масса основной части молотка – 365 г; масса ручки – 220 г. Уменьшение массы молотка переводит его в класс средних молотков, при этом по эффективности удара он соответствует классу тяжелых молотков.

Предлагаемый малоинерционный медицинский молоток работает следующим образом. При ударе основной части 2 стальные шарики 4 будут двигаться внутри основной части 2 в сторону движения основной части молотка. По окончании удара стальные шарики продолжают давить в ту же сторону, тем самым замедляя отскок основной части молотка и увеличивая время взаимодействия с ударяемой поверхностью, что приводит к повышению эффективности удара.

Общая масса стандартного медицинского молотка составляет также 630 г.

Для исследования особенностей процесса удара при операциях эндопротезирования проводили высокоскоростную видеосъемку удара стандартным медицинским молотком (рис. 2) и малоинерционным медицинским молотком Кавалерского-Семенова (рис. 3).

Таблица 1

Технические параметры высокоскоростной цифровой видеокамеры «FastVideo-250»

Технология матрицы	КМОП-матрица 1/2", монохромная
Размер сенсора, мм	6,3 x 4,7
Размер пиксела, мкм	9,9 x 9,9
Разрядность АЦП, бит	10
Максимальное разрешение, пикселей	640 x 480
Синхронизация	По внешнему сигналу
Частота кадров / разрешение, кадр/с / пикселей	250 / 640 x 480 1600 / 240 x 180 3000 / 150 x 120 10900 / 80 x 60 28800 / 40 x 30
Отношение сигнал/шум, дБ, не ниже	61
Тип интерфейса видеоконтроллера	PCI-Expressx1 фрейм-граббер с интерфейсом «Camera Link»

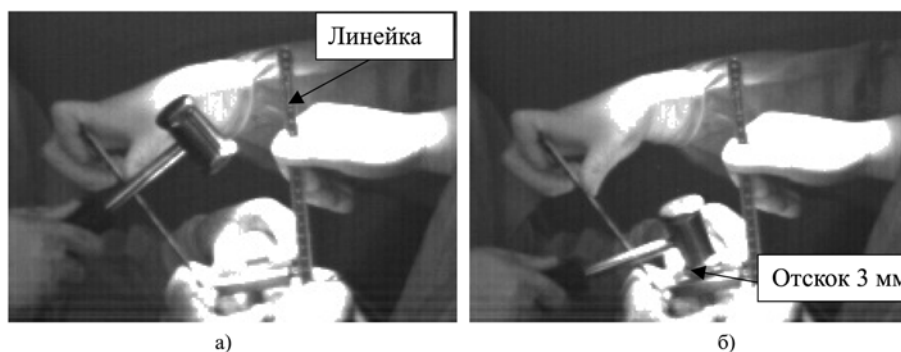


Рис. 2. Кадры скоростной видеосъемки операции эндопротезирования коленного сустава с применением стандартного медицинского молотка: а) начальный этап удара; б) ударное взаимодействие молотка с ударяемой поверхностью рашпиля с отскоком 3 мм

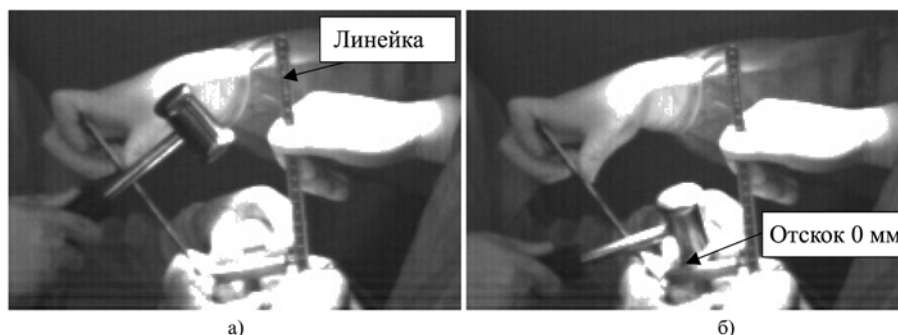


Рис. 3. Кадры скоростной видеосъемки операции эндопротезирования коленного сустава с применением малоинерционного медицинского молотка: а) начальный этап удара; б) ударное взаимодействие молотка с ударяемой поверхностью рашпиля без отскока

Видеосъемку проводили с помощью высокоскоростной цифровой видеокамеры «FastVideo-250». При этом все данные в непрерывном режиме со скоростью 660 Мбит/с поступали через внешний переходник (фреймграббер) в оперативную память компьютера. Некоторые технические параметры видеокамеры «FastVideo-250» приведены в *табл. 1*.

Съемку проводили с частотой 1500 кадр/с. При этом продолжительность одного кадра $t_{\text{кадр}} = 1 / 1500 = 6,67 \cdot 10^{-4}$ с, а размер получаемого видеоизображения составлял 248 x 191 пикселей.

Также были приняты следующие параметры настройки камеры: автокалибровка, уровень черного – 70 (26,3 %), экспозиция – 328 мкс. Запись данных в AVI-видеофайл проводили со скоростью 10 кадр/с.

В ходе операций, не меняя условия применения молотка, три раза хирургом было проведено поочередно 3 удара стандартным и малоинерционным медицинскими молотками. Для определения положения молотка относительно ударяемой поверхности в зоне соударения была установлена линейка (*рис. 2, 3*).

По завершении каждого исследуемого процесса видеосъемку останавливали и проводили обработку полученных видеоизображений в формате AVI, с помощью базового программного обеспечения V500, которое позволяет определять координаты объекта на исследуемом видеоизображении.

Результаты

Проведенный анализ полученных видеоизображений позволил определить некоторые параметры удара: время ударного взаимодействия основной части молотка с ударяемой поверхностью и величину отскока молотка (*табл. 2*).

Таблица 2

Некоторые параметры удара при использовании стандартного и малоинерционного медицинских молотков

Номер удара	Малоинерционный молоток		Стандартный молоток	
	Время ударного взаимодействия, с	Отскок, мм	Время ударного взаимодействия, с	Отскок, мм
1	0,045	0	0,003	3
2	0,084	0	0,008	3
3	0,18	0	0,02	3

Установлено, что при ударе малоинерционным медицинским молотком происходит увеличение времени ударного взаимодействия основной части молотка с ударяемой поверхностью рашпиля (от 9 до 17 раз) и отсутствует отскок молотка по сравнению с ударом стандартным молотком, что повышает эффективность удара. Однако увеличение времени ударного взаимодействия основной части молотка с поверхностью рашпиля не оказывает существенного влияния на общее время удара от начала поднятия молотка и до завершения удара.

Также было установлено, что при ударе стандартным медицинским молотком в момент касания молотка происходит разворот молотка от оси удара (*рис. 4*), что приводит к неправильному распределению вектора удара, нежелательному трав-

мированию кости, к потере энергии удара и соответственно к снижению эффективности удара.

Заключение

Предлагаемый малоинерционный медицинский молоток Кавалерского-Семенова уменьшает отскок основной части молотка, увеличивает время взаимодействия основной части молотка с обрабатываемой поверхностью и увеличивает соосность вектора удара, что повышает эффективность удара, облегчает работу хирурга с молотком и уменьшает риски по травмированию за счет отклонения от оси удара.

Список литературы:

1. Pitkin H.C. A Pneumatic Hammer for Bone Surgery // J. Bone Joint Surg. Am. 1927. Jul. Vol. 9 (3). PP. 505-514.
2. Кавалерский Г.М., Семенов Е.И., Семенов И.Е., Феофанова А.Е. Молоток / Патент на полезную модель № 129376. 2013. Бюл. № 18.

Геннадий Михайлович Кавалерский,
д-р мед. наук, профессор,
директор клиники травматологии,
ортопедии и патологии суставов,
Первый московский государственный
медицинский университет им. И.М. Сеченова,
Евгений Иванович Семенов,
д-р техн. наук, профессор,
кафедра «Машины и технология
обработки металлов давлением»,
ФГБОУ ВПО «Московский государственный
индустриальный университет»,
Андрей Петрович Середа,
канд. мед. наук,
зам. директора по научной и инновационной работе,
клиника травматологии, ортопедии
и патологии суставов,
Алексей Владимирович Лычагин,
канд. мед. наук, доцент,
кафедра травматологии, ортопедии
и хирургии катастроф,
Первый московский государственный
медицинский университет им. И.М. Сеченова,
Владислав Юрьевич Лавриненко,
канд. техн. наук, доцент,
кафедра «Машины и технология
обработки металлов давлением»,
Армен Саакович Айрапетян,
канд. техн. наук, доцент,
кафедра «Естественные и технические науки»,
ФГБОУ ВПО «Московский государственный
индустриальный университет»,
г. Москва,
e-mail: travmaorto@gmail.com



Рис. 4. Разворот стандартного медицинского молотка при ударе: а) момент касания молотком ударяемой поверхности; б) разворот молотка от оси удара