УДК 531.7:612.76

ОБ УСТРОЙСТВАХ ДЛЯ МОНИТОРИНГА НАГРУЗКИ ПРИ ЛЕЧЕНИИ ДИАФИЗАРНЫХ ПЕРЕЛОМОВ ГОЛЕНИ

Колесников Г.Н., Мельцер Р.И., Тихомиров А.А., Изотов Ю.А.

Петрозаводский государственный университет,
Петрозаводск, e-mail: kolesnikovgn@ya.ru; sasha.82@mail.ru

Цель работы – обзор и анализ особенностей устройств, предназначенных для мониторинга нагрузки при лечении переломов голени. Обоснована целесообразность развития относительно нового направления прикладных исследований, ориентированных на разработку интерактивных устройств, относящихся к определенному классу и предназначенных для мониторинга нагрузки в постоперационной стадии лечения переломов костей нижних конечностей. В таких устройствах количество датчиков может быть относительно небольшим, что позволяет разрабатывать достаточно функциональные устройства «эконом-класса». При обосновании рекомендаций приняты во внимание, в частности, результаты собственных экспериментальных исследований. Эффект от применения предлагаемого устройства выражается в улучшении результатов лечения и в профилактике осложнений. Для этого в устройстве используется блок аналого-цифрового преобразования величины давления по опорной поверхности стопы в величину взаимного давления отломков травмированной кости, а также аудиовизуальная информация, передаваемая пациенту в виде звуковых сигналов и (или) светодиодной индикации. Доклинические испытания одного из устройств выполнены в Больнице скорой медицинской помощи (г. Петрозаводск). Подтверждено, что применение телекоммуникационных технологий и современных датчиков давления по площади контакта стопы с основанием позволяет реализовать новые возможности в профилактике послеоперационных осложнений при лечении диафизарных переломов голени.

Ключевые слова: биомеханика, датчики давления, контакт стопы с основанием, косвенные измерения, стабильность остеосинтеза

ABOUT DEVICES FOR LOAD MONITORING IN THE TREATMENT OF DIAPHYSEAL FRACTURES OF THE TIBIA

Kolesnikov G.N., Meltzer R.I., Tikhomirov A.A., Izotov Y.A.

Petrozavodsk State University, Petrozavodsk, e-mail: kolesnikovgn@ya.ru; sasha.82@mail.ru

Purpose – analysis of the characteristics of devices for load monitoring in the treatment of fractures of the tibia. The expediency of a relatively new field of applied research, focused on the development of interactive devices belonging to a class, and for monitoring the load in the post-operative phase of treatment of fractures of the lower limbs is confirmed. In such devices, the number of sensors may be relatively small, allowing you to develop enough functional units «economy class». When justifying the recommendations is taken into account, in particular, the results of our own experimental research. The effect of the application of the device is expressed in improving treatment outcomes and prevention of complications. To do this, the device uses analog-to-digital conversion of the pressure on the bearing surface of the foot to the value of the mutual pressure of the injured bone fragments, as well as audio-visual information conveyed to the patient in the form of beeps and (or) the LED indicators. Preclinical testing one of the devices are made in the hospital emergency room medical care (Petrozavodsk). Confirmed that the use of telecommunication technologies and modern pressure sensors in the area of contact with the base of the foot allows for new possibilities in the prevention of postoperative complications in the treatment of diaphyseal fractures of the tibia.

Keywords: biomechanics, pressure sensors, foot contact with the base, indirect measurements, osteosynthesis stability

В данной статье рассматриваются биомеханические и технические аспекты обеспечения стабильности остеосинтеза в постоперационной стадии лечения диафизарных переломов большеберцовой кости голени. Диафизарными переломами называют переломы диафиза (т.е. средней части) костей голени. Остеосинтез – хирургическая репозиция костных отломков и осколков и их фиксирование в анатомически правильном положении при помощи различных фиксаторов. В качестве фиксаторов в настоящее время используют, например, стержни, винты, спицы из нержавеющей стали или титана, конструкции из углепластиков и т.д. [12]. В послеоперационном периоде при лечении переломов голени в целях активизации восстановительных процессов заживления перелома необходима дозированная по величине и продолжительности нагрузка на травмированную конечность [4, 5, 11, 12]. По мере консолидации перелома нагрузку постепенно увеличивают. Однако если нагрузка на конечность, а значит и на травмированную кость, окажется избыточно большой, то костный регенерат, образующийся в области контакта отломков травмированной кости будет частично или полностью разрушен. Такое разрушение является причиной осложнений, увеличивает продолжительность лечения и снижает его качество [см., например, 5, 11]. Кроме того,

избыточно большая нагрузка вызывает риск разрушения фиксирующих устройств.

Клиническая практика показывает, что появляющаяся при повседневных движениях пациента нагрузка на травмированную конечность должна находиться в интервале, рекомендованном лечащим врачом. Это особенно важно на ранних стадиях заживления перелома. Очевидно, в процессе лечения переломов необходим мониторинг нагрузки как на отломки травмированной кости, так и на фиксирующее устройство.

Прямые измерения взаимного давления костных отломков в данном случае технически невозможны. Поэтому необходимы устройства, в которых реализовано косвенное измерение указанной выше нагрузки на фрагменты костей. При косвенных измерениях искомая величина непосредственно не измеряется, а вычисляется по результатам измерений других связанных с ней величин. Например, зная нагрузку на голеностопный сустав, можно определить силы контактного взаимодействия костных отломков с учетом особенностей методики остеосинтеза [14].

В свою очередь, для определения нагрузки на голеностопный сустав травмированной конечности могут быть использованы данные о контактном взаимодействии стопы пациента и опорной поверхности. Существует ряд методик и устройств, предназначенных для исследования контактного взаимодействия стопы и опорной поверхности [2, 3, 5, 15]. Данные о давлении по стопе, являясь результатом прямых измерений, могут быть использованы в качестве исходных данных для моделирования контактного взаимодействия костных отломков как друг с другом, так и с элементами фиксирующих устройств. При этом модели скелетно-мышечных систем в виде статически неопределимых конструкций, применение метода перемещений к анализу этих конструкций [6, 9] и оптимизационное уточнение значений сил в сухожильно-мышечных комплексах [1] создают новые возможности для решения известной проблемы избыточности в биомеханике.

На ранних стадиях развития затронутого направления прикладных междисциплинарных исследований для получения количественной оценки допустимой нагрузки на травмированную конечность использовались обычные напольные весы [10]. Развитие и применение информационных и телекоммуникационных технологий, а также появление самоклеющихся пленочных датчиков давления привело к появлению разнообразных устройств, используемых для определения давления по стопе [2, 3, 13]. Эти устройства могут быть классифицированы в зависимости от области применения и особенностей исследования.

Например, в исследованиях характеристик спортивной обуви, где необходим большой объем информации о быстро меняющемся давлении по стопе, применяют специальные стельки, в которых число датчиков может превышать 1000 [15].

Однако особенностью послеоперационной стадии лечения перелома голени являются медленные (как правило) движения пациентов, при этом нагрузка от веса тела передается на основание через анатомически предопределенные участки стопы. Именно на этих участках необходимо определять давление стопы на стельку и далее на основание (рис. 1). Хорошо известно, что в норме центры тяжести этих участков находятся в вершинах и на сторонах треугольника с анатомически и физиологически предопределенными геометрическими характеристиками [14, с. 52–58].

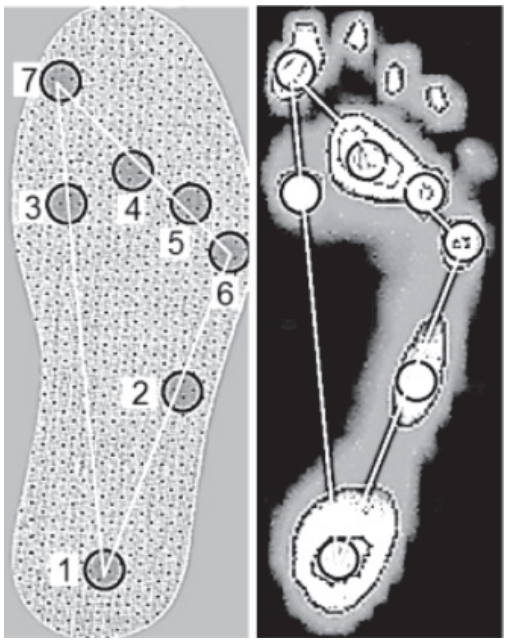

Рис. 1. Датчики1–7 и опорные участки стопы

Учет обозначенных особенностей приводит к обоснованию целесообразности развития относительно нового направления прикладных исследований, ориентированных на разработку интерактивных устройств, относящихся к определенному классу и предназначенных для мониторинга нагрузки в постоперационной стадии лечения переломов костей нижних конечностей [7, 8, 10, 11]. В таких устройствах количество датчиков может быть относительно небольшим, что позволяет разрабатывать достаточно функциональные устройства «эконом-класса».

Рассмотрим одно из таких устройств, в котором могут быть использованы, например, самоклеющиеся пленочные датчики диаметром 15,23 мм, толщиной 0,43 мм (рис. 2) или их аналоги [http://www.conrad.de/ce/de/product/182519/Drucksensor-IEE-CP6-FSR149AS-ca-10-g-10-kg]. Сопротивление датчика уменьшается от ~2000 до ~3 кОм с увеличением силы надавливания от 0,2 до 100 Н. С увеличением силы сверх 100 Н чувствительность датчика уменьшается.

Рис. 2. Датчик

Чему может быть равна сила, действующая на датчик в реальных ситуациях? Отвечая на этот вопрос, примем во внимание, что рассматриваемое устройство предназначено для использования пациентами при медленной ходьбе. Известно, что пиковое значение давления стопы на основание может быть принято равными ~400 кПа [https://www.uni-due.de/~qpd800/PPDetails.html]. Тогда эквивалентная сила, действующая на условный датчик площадью один квадратный сантиметр, равна ~40 Н. Соответственно, если диаметр датчика 15,23 мм, то эквивалентная сила равна ~73 Н, что меньше указанных выше 100 Н. Следовательно, датчики могут быть размещены в точках 1–7 стельки по схеме в соответствии с рис. 1. Для защиты от механических повреждений датчики размещают в среднем слое стельки. Вопросы тарировки датчиков в данной работе не рассматриваются.

Чтобы уменьшить риск перегрузки датчиков, целесообразно использовать большее количество датчиков меньших размеров. В рассматриваемом случае датчики должны быть размещены в точках 1–7 с учетом индивидуальных анатомических особенностей стопы пациента (рис. 1). Касаясь возможной перегрузки датчиков, заметим, что, например, в работе [16] экспериментально определены максимумы давления по подошвенной поверхности стопы футболиста: 440 кПа при резких движениях и 1650 кПа при исполнении пенальти.

Клинический результат от применения предлагаемого устройства [6, 8, 13] выражается в улучшении результатов лечения и в профилактике осложнений. Для этого в устройстве используются блок аналого-цифрового преобразования величины давления по опорной поверхности стопы в величину взаимного давления отломков травмированной кости, а также аудиовизуальная информация, передаваемая пациенту в виде звуковых сигналов и (или) светодиодной индикации (рис. 3).

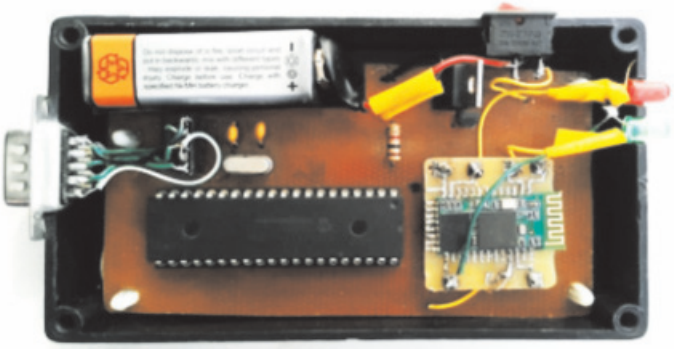

Рис. 3. Фрагмент устройства с микроконтроллером и Bluetooth-модулем

Устройство может комплектоваться программой преобразования величины давления по опорной поверхности стопы в величину взаимного механического давления костных отломков травмированной конечности. В сложных случаях такое преобразование затруднительно. Поэтому в качестве контролируемой величины в каждый момент времени может быть принята сумма отсчетов датчиков 1–7 (рис. 1), что приемлемо в послеоперационной стадии при медленных движениях с дополнительной

опорой [4, 11]. Отвлекаясь от медицинских аспектов, предположим, что суммарная нагрузка на травмированную конечность при осторожной ходьбе с дополнительной опорой не должна превышать 45 Н. Данное значение устанавливается (программируется) в предлагаемом устройстве в качестве предельного. Это значение (45 Н) определяет «красную линию», т.е. границу области высокого риска (рис. 4).

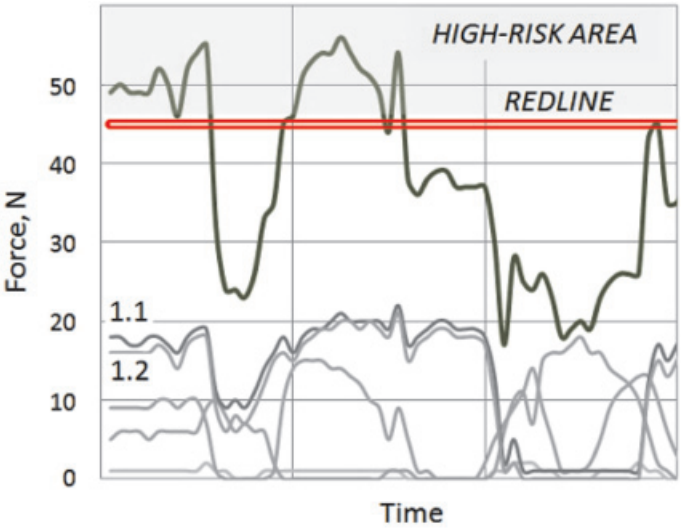

Рис. 4. Показания и сумма показаний датчиков

По мере приближения нагрузки к предельному значению, а также при его достижении пациенту автоматически выдаётся в аудиовизуальной форме соответствующая предостерегающая информация. Тем самым создается объективная основа для формирования стереотипа безопасных движений пациента. Кроме того, названные выше результаты измерений по беспроводному каналу передаются в запоминающее устройство для детального анализа и обоснования рекомендаций по улучшению результатов лечения переломов с учетом индивидуальных особенностей пациента [4, 7, 11].

В нижней части рис. 4 представлены данные датчиков, установленных в областях 1, 3, 5, 7 по рис. 1. В области 1 были установлены два датчика 1.1 и 1.2. Показания этих датчиков (рис. 4) мало отличаются друг от друга, что указывает на возможность использования в ряде случаев взамен двух датчиков в области 1 только одного датчика.

Показания одного из датчиков (рис. 4) мало отличаются от нуля. Это может быть вызвано как особенностями движения пациента, так и некорректной локализацией датчика.

Доклинические испытания устройства выполнены в Больнице скорой медицинской помощи (г. Петрозаводск, http://www.petrsu.ru/news.html?action=single&id=12015). Подтверждено, что применение телекоммуникационных технологий и современных датчиков давления по площади контакта стопы с основанием позволяет реализовать новые возможности в профилактике послеоперационных осложнений при лечении диафизарных переломов голени.

Работа выполнена при поддержке Программы стратегического развития ПетрГУ в рамках реализации комплекса мероприятий по развитию НИР на 2012-2016 гг.

Список литературы

1. Акулич Ю.В., Зинатулин Э.А. Методика определения усилий мышц и реакций в суставах при движении нижней конечности человека в реабилитационном тренажере // Российский журнал биомеханики. – 2011. – Т. 15. – № 2. – С. 7–15.

2. Биомеханика стопы человека: материалы I Международной научно-практической конференции, Гродно, 18–19 июня 2008 г. / ГНУ НИЦПР НАНБ; редколлегия: А.И. Свиридёнок (отв. ред.) и др. – Гродно: ГрГУ, 2008. – 172 с.

3. Василевич С.В., Гайдук А.А., Гольдберг Я.Б. Интерактивная ортопедическая стелька // Патент РФ на полезную модель № 135245. Опубликовано: 20.06.2013.

4. Верховод А.Ю., Баракат М.Ф. Биомеханический анализ причин осложнений остеосинтеза блокируемыми интрамедуллярными стержнями неопорных оскольчатых диафизарных переломов костей голени // Фундаментальные исследования. – 2012. – № 10–2. – С. 236–243.

5. Воронцова А.В., Колчанов С.Н., Лузянин В.Б., Савченко В.И. Филипченков Л.С. Дозированная нагрузка в восстановительном лечении больных с диафизарными переломами костей голени // Вопросы курортологии, физиотерапии и лечебной физической культуры. – 2002. – № 4. – С. 39–41.

6. Колесников Г.Н. Дискретные модели механических и биомеханических систем с односторонними связями // Петрозаводский государственный университет. – Петрозаводск, 2004. http://elibrary.ru/item.asp?id=19489337.

7. Колесников Г.Н., Мельцер Р.И., Тихомиров А.А. Биомеханические аспекты косвенных измерений контактного давления костных отломков при лечении переломов голени // Современные научные исследования и инновации. – 2014. – № 6–3 (38). – С. 18.

8. Колесников Г.Н., Мельцер Р.И., Тихомиров А.А., Верховод А.Ю. Косвенное измерение контактного давления отломков кости при лечении переломов голени с применением остеофиксаторов // Международный журнал прикладных и фундаментальных исследований. – 2014. – № 8–3. – С. 170–171.

9. Колесников Г.Н., Раковская М.И. Энергетический критерий очередности перехода односторонних связей в действительное состояние // Обозрение прикладной и промышленной математики. – 2006. – Т. 13. – С. 652.

10. Колчанов С.Н., Филипченков Л.С., Фадеев М.Ф., Волков А.Ф., Перевалов А.В., Лазаренко И.В. Дозированная тензометрическая нагрузка в восстановительном лечении больных с диафизарными переломами костей голени // Тихоокеанский медицинский журнал. – 2008. – № 4. – С. 26–28.

11. Мельцер Р.И., Иванов Д.В., Лозовик И.П., Верховод А.Ю., Поченты Д.О. Послеоперационное ведение больных с неопорными переломами костей голени в условиях контролируемой осевой нагрузки // Ученые записки Петрозаводского государственного университета. Серия: Естественные и технические науки. – 2013. – № 8 (137). – С. 37–39.

12. Набоков А.Ю. Современный остеосинтез. – М.: Изд-во «Медицинское информационное агентство», 2007. – 400 с.

13. Шелестов А.С., Колесников Г.Н., Мельцер Р. И., Екимов Д.А., Тихомиров А.А., Верховод А.Ю. Устройство для мониторинга нагрузки на фрагменты костей при лечении переломов // Патент РФ на полезную модель № 135245. Опубликовано: 10.12.2013.

14. Янсон Х.А. Биомеханика нижней конечности человека. – Рига, 1975. – 324 с.

15. Hennig E.M. Pressure patterns under the feet of children, adults and overweight persons – the influence of gender // In IVth World Congress of Biomechanics, 4–9 August. Calgary: Omnipress-CD; 2002, CD-5316.pdf https://www.uni-due.de/~qpd800/PPDetails.html.

16. Hennig E.M. Plantar pressure measurements for the evaluation of shoe comfort, overuse injuries and performance in soccer // Footwear Science. – 2014. – Т. 6. – № . 2. – P. 119–127.

References

1. Akulich Yu., Zinatulin E. *Russian Journal of Biomechanics*, 2011, no. 2, pp. 7–15.

2. Biomechanics of Human Foot: *Proceedings of the I International Scientific-Practical Conference*, Grodno, June 18–19, 2008 / A.I. Sviridionok (Chief. Eds.). Grodno, 2008.

3. Vasilevich S.V., Haiduk A.A., Goldberg J.B. // Patent RU 135245. Published: 20.06.2013.

4. Verkhovod A., Barakat M. *Fundamental Research*, 2012, no. 10–2, pp. 236–243.

5. Vorontsov A.V., Kolchanov S.N., Lousianin V.B., Savchenko V.I., Filipchenko L.S. *Questions balneology, physiotherapy and therapeutic physical culture*, 2002, no. 4, pp. 39–41.

6. Kolesnikov G.N. *Discrete models of mechanical and biomechanical systems with unilateral constraints* // Publisher: Petrozavodsk State University. Petrozavodsk, 2004. http://elibrary.ru/item.asp?id=19489337.

7. Kolesnikov G.N., Meltzer R.I., Tikhomirov A.A. *Modern scientific research and innovation*, 2014, no. 6-3 (38), pp. 18.

8. Kolesnikov G.N., Meltzer R.I., Tikhomirov A.A., Verkhovod A. *International Journal of applied and fundamental research*, 2014, no. 8–3, pp. 170–171.

9. Kolesnikov G.N., Rakovskaya M.I. *Review of Industrial and Applied Mathematics*, 2006, vol. 13, pp. 652.

10. Kolchanov S.N., Filipchenko L.S., Fadeev M.F., Volkov A.F., Perevalov A.V., Lazarenko I.V. *Pacific Medical Journal*, 2008, no. 4, pp. 26–28.

11. Meltzer R., Ivanov D., Lozovik I., Verkhovod A., Pochenty D. *Proceedings of Petrozavodsk State University. Series: Natural and Engineering Sciences*, 2013, no. 8, pp. 37–39.

12. Nabokov A.Y. *Modern osteosynthesis* // Publisher: Medical Information Agency. 2007.

13. Shelestov A.S., Kolesnikov G.N., Meltzer R.I., Ekimov D.A., Tikhomirov A.A., Verkhovod A. // Patent RU 135245. Published: 10.12.2013.

14. Yanson H.A. *Biomechanics of the lower limb human.* Riga,1975.

15. Hennig E.M. Pressure patterns under the feet of children, adults and overweight persons – the influence of gender // *In IV-th World Congress of Biomechanics*, 4-9 August. Calgary: Omnipress-CD; 2002, CD-5316.pdf https://www.uni-due.de/~qpd800/PPDetails.html.

16. Hennig E.M. *Footwear Science*, 2014, no. 2, pp. 119–127.

Рецензенты:

Стефанович Г.Б., д.ф.-м.н., профессор, директор Института информационно-телекоммуникационных и нанотехнологий ПетрГУ, г. Петрозаводск;

Григович И.Н., д.м.н., профессор, зав. кафедрой педиатрии и детской хирургии, Медицинский институт ПетрГУ, г. Петрозаводск.

Работа поступила в редакцию 15.09.2014.