

6. Bogduk N., Guirk B. Medical management of acute and chronic low back pain. Amsterdam: Elsevier, 2012. - 224 p.
7. Bhagia S.M., Slipman C.W., Nirschl M., et al. Side effects and complications after percutaneous disc decompression using coblation technology // Am. J. Phys. Med. 2013. - Vol. 85. - P. 6-13.
8. Chosa, E. A biomechanical study of lumbar spondylolysis based on a three-dimensional finite element method Text. / E. Chosa, K. Totoribe, N.A. Tajima // J.Orthop.Res. 2015. - Vol. 22, № 1. - P.158-163.
9. Chen Y.C., Lee S.H., Chen D. Intradiscal pressure study of percutaneous disc decompression with nucleoplasty in human cadavers // Spine. -2013.-Vol. 28.-N7.-P. 661-665.
10. Christensen, F.B. Lumbar spinal fusion. Outcome in relation to surgical methods, choice of implant and postoperative rehabilitation Text. / F.B.Christensen // Acta Orthop.Scand. Suppl. 2014. - Vol.75, № 313. - P.2-43.
11. Fischgrund, J.S. The argument for instrumented decompressive posterolateral fusion for patients with degenerative spondylolisthesis and stenosis / J.S. Fischgrund // Spine. 2015. - Vol. 29, № 2. - P. 173-174.
12. Hopf, C. Indication, biomechanics and results of arteficial disk replacement Text. / C. Hopf, H. Heeckt, C. Beske // Z. Orthop. Ihre. Grenzgeb.- 2014. Bd. 142, H.2. - S. 153-158.

УДК 616.717.49-617-7

А. Ю. Сухин, П. В. Данилов, Ю. В. Сухин, Ю. Ю. Павлычко

УСТРОЙСТВО ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ДОЗИРОВАННОЙ НАГРУЗКИ НА НИЖНЮЮ КОНЕЧНОСТЬ

Одесский национальный медицинский университет

Summary. Sukhin A. Yu., Danilov P. V., Sukhin Yu. V., Pavlychko Yu. Yu. **DEVICE FOR DETERMINATION OF GRADUATED WEIGHT BEARING ON THE LOWER LIMB.** - Odessa National Medical University, Odessa, Ukraine. – *e-mail: profpat@ukr.net* The device which allows patients with injuries of the lower extremities to stick to the optimal load in the rehabilitation period, avoiding excessive or weak load on the injured limb has been developed. The device keeps the load statistics and sends it to the server, so that the patient and his physician can monitor the rehabilitation process. The device reduces the risk of damage to the lock, to optimize bone formation in the fracture zone, promotes fracture healing and shorten the rehabilitation

Key words: trauma of a low limb, graduated weight bearing, rehabilitation.

Реферат. Сухин А. Ю., Данилов П. В., Сухин Ю. В., Павлычко Ю. Ю. **УСТРОЙСТВО ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ДОЗИРОВАННОЙ НАГРУЗКИ НА НИЖНЮЮ КОНЕЧНОСТЬ.** Разработано устройство, позволяющее пациентам с травмами нижних конечностей придерживаться оптимальной нагрузке в период реабилитации, избегая чрезмерной и слабой нагрузки на ногу. Устройство ведет статистику нагрузки и передает ее на сервер, благодаря чему пациент и его лечащий врач могут контролировать процесс реабилитации. Устройство снижает риск повреждения фиксатора,

позволяет оптимизировать остеогенез в зоне перелома, способствует сращению перелома и сокращению сроков реабилитации.

Ключевые слова: травма нижней конечности, дозированная физическая нагрузка, реабилитация.

Реферат. Сухін А. Ю., Данилов П. В., Сухін Ю. В., Павличко Ю. Ю. ПРИСТРІЙ ДЛЯ ВИЗНАЧЕННЯ ДОЗОВАНОГО НАВАНТАЖЕННЯ НА НИЖНІ КІНЦІВКИ.

Розроблений пристрій, що дозволяє пацієнтам з травмами нижніх кінцівок дотримуватися оптимального навантаження в період реабілітації, уникаючи надмірної і слабкого навантаження на ногу. Пристрій веде статистику навантаження і передає її на сервер, завдяки чому пацієнт і його лікуючий лікар можуть контролювати процес реабілітації. Пристрій знижує ризик пошкодження фіксатора, дозволяє оптимізувати остеогенез в зоні перелому, сприяє зрощенню перелому і скорочення термінів реабілітації

Ключові слова: травма нижньої кінцівки, дозоване фізичне навантаження, реабілітація.

ВВЕДЕНИЕ. При создании оптимальных условий для сращения перелома требуется не только точность репозиции отломков, стабильная фиксация, малотравматичность техники операции, но и оптимальная нагрузка на конечность [1]. По данным литературы оптимальной нагрузкой считается нагрузка 20% от массы тела больного [2, 3]. Избыточная нагрузка может привести к повреждению фиксатора и повторному смещению костных отломков, а недостаточная нагрузка не будет способствовать адекватному остеогенезу [4, 5].

При этом важно, чтобы контроль нагрузки был постоянным. Для пациента крайне сложно следить за нагрузкой на свою ногу в период реабилитации. Иногда для этого используют бытовые весы, а потом, «запоминая» усилие, соответствующее необходимой нагрузке, стараются его выдерживать. Такой метод крайне неточен и мало кто из пациентов им пользуется ввиду его сложности.

ЦЕЛЬ РАБОТЫ. Разработка устройства, для определения величины нагрузки на нижнюю конечность при ходьбе в реальном времени с контролем и сигнализацией чрезмерной и недостаточной нагрузки.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ. Для решения этой проблемы, нами было разработано устройство, которое позволяет в реальном времени определять величину нагрузки на ногу пациента, а также сигнализировать о чрезмерной или слабой нагрузке на ногу. Для увеличения эффективности реабилитации устройство позволяет сохранять и передавать на сервер статистику ходьбы пациента

Разработанное устройство состоит из электронной платы, на которой расположен микропроцессор с программным обеспечением и энергонезависимой памятью для сохранения статистики, модуль Wi-Fi для передачи статистики на сервер и программирования параметров, вибромотор и пьезоизлучатель для сигнализации о чрезмерной или слабой нагрузке, контроллер заряда аккумулятора, аккумулятор, универсальный порт для подключения датчика веса, подзарядки аккумулятора и программирования параметров устройства. Измерительный модуль состоит из стельки и сенсора веса. Программирование параметров устройства производится с помощью блока программирования. Подзарядка аккумулятора производится при помощи блока питания (рис.1).

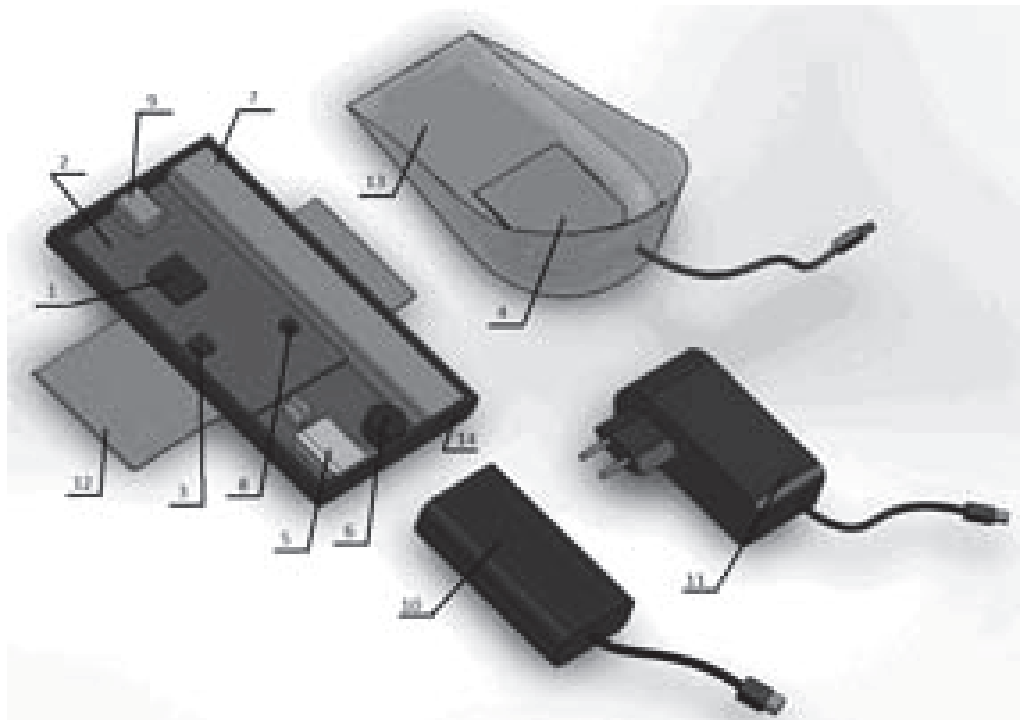


Рис.1. Устройство для определения нагрузки на ногу.

1 – микропроцессор; 2 – электронная плата; 3 – модуль Wi-Fi; 4 – датчик веса; 5 – вибромотор; 6 – пьезоизлучатель; 7 – аккумулятор; 8 – контроллер зарядки аккумулятора; 9 – универсальный порт; 10 – блок программирования; 11 – блок питания; 12 – элемент крепления; 13 – стелька; 14 – корпус.

Устройство реализуется следующим образом. Сенсорный блок со стелькой и датчиком располагается в обуви под пяткой пациента, а основной блок крепится на голень при помощи ремня (рис.2.).



Рис.2. Расположение датчика веса и крепление основного блока.

После включения устройства в программу микроконтроллера загружается значение веса пациента. После этого в реальном времени регистрируется текущее значение нагрузки на ногу. Если текущее значение превышает заданное значение в 20% от веса пациента, то срабатывает устройство звуковой сигнализации для оповещения пациента о чрезмерной нагрузке на ногу. Если значение веса с датчика близко к критическому значению, но меньше его, то устройство начинает вибрировать для оповещения пациента о приближении к критической нагрузке. Полученные данные записываются в энергонезависимую память. Если пациент при настройке ввел параметры своей домашней Wi-Fi сети, то после каждого сеанса реабилитации устройство будет отсылать статистику на сервер (рис.3.).



Рис.3. Вид главной страницы сервера статистики

На сервере, в любой момент, пациент или его лечащий врач могут посмотреть статистику нагрузки на ногу. В случае, если пациент сильно или слабо нагружает ногу продолжительный период система уведомит об этом пациента или врача электронным письмом. Данные с сервера могут использоваться для принятия решения об изменении методики реабилитации.

РЕЗУЛЬТАТЫ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ. Анализ лечения больных после накостного остеосинтеза с применением разработанного устройства проведен нами у 42 больных, которые находились на стационарном лечении в центре травматологии и ортопедии г. Одессы в период от 3 до 12 месяцев. Больных мужского пола было 28, женского 14. Возраст больных составлял от 38 до 64 лет. У 15 пациентов производился накостный остеосинтез по поводу косоугольного перелома бедренной кости в средней трети. У 21 больного произведен накостный остеосинтез при косоугольном переломе обеих костей голени в средней трети. У 6 больных была установлена пластина при поперечном переломе средней трети бедренной кости. Больным разрешалась дозированная нагрузка на конечность через 3 недели со дня операции. Нагрузка составляла до 20% от общего веса больного. У всех больных отметили удовлетворительный результат. Во время обследования основное внимание уделяли на жалобы и объем движений в поврежденных суставах. Используя разработанное устройство дозированной нагрузки и ранней разработки движений в суставах, удалось сократить срок сращения переломов на 12-15% и избежать такого осложнения как контрактура сустава и несращение перелома.

ВЫВОДЫ. Разработанное устройство позволяет пациентам с травмами нижних конечностей придерживаться оптимальной нагрузке в период реабилитации, избегая чрезмерной и слабой нагрузки на ногу. Устройство ведет статистику нагрузки и передает ее на сервер, благодаря чему пациент и его лечащий врач могут контролировать процесс реабилитации.

Устройство снижает риск повреждения фиксатора, позволяет оптимизировать остеогенез в зоне перелома, способствует сращению перелома и сокращению сроков реабилитации

Литература:

1. Лузянин В. Б. Дозированная тензометрическая нагрузка в восстановительном лечении больных с диафизарными переломами костей голени / Лузянин В. Б., Колчанов С. Н. Филиппченко В. Л. С. Фадеев М. Ф. Волков А. Ф. // Тихоокеанский медицинский журнал - 2003. – Вып. 13, № 3. - С. 11-14.
2. Muller M. E., Algower M., Schneider R., Willenger H. Manual der Osteosynthese. – Berlin, 1992. – 234 с.
3. Шапошников Ю. Г. Травматология и ортопедия: Руководство. – М.: Медицина, 1997. – 456 с.
4. Анкин Л. Н., Левицкий В. Б. Принципы стабильно-функционального остеосинтеза. – Киев: Здоровье, 1994. – 123 с.
5. Muller M.E., Algower M., Schneider R., Willenger H. Manual der Osteosynthese. – Berlin, 1992. – 111 p.

References:

1. Lusianin V. B. Graduated tensometric weight bearing in rehabilitative treatment of the crus shaft fracture patients // The Pacific Ocean Medical J - 2003. – Iss. 13, № 3. - P. 11-14. (Rus.)
2. Muller M. E., Algower M., Schneider R., Willenger H. Manual der Osteosynthese. – Berlin, 1992. – 234 p.
3. Shapooshnikov Yu. G. Traumatology and orphopedics: Guiide-line. – Moscow: Medicine, 1997. – 456 p. (Rus.)
4. Ankin L. N., et al. Principles of stable-functiona; osteosynthesis . – Kiev: Zdorovie, 1994. – 123 p. (Rus.)
5. Muller M.E., Algower M., Schneider R., Willenger H. Manual der Osteosynthese. – Berlin, 1992. – 111 p.

УДК 616.717.49-617-7

Ю. В. Сухин, В. А. Логай, А. И. Бодня, Ю. Ю. Павличко¹, А. В. Гуриенко²

УСТРОЙСТВО ДЛЯ ИНТРАОПЕРАЦИОННОГО ПОЗИЦИОНИРОВАНИЯ И ВИЗУАЛИЗАЦИИ ПЛЕЧЕВОЙ КОСТИ ПРИ МАЛОИНВАЗИВНОМ ЛЕЧЕНИИ ПРИВЫЧНОГО ВЫВИХА ПЛЕЧА

¹ Одесский национальный медицинский университет,
кафедра травматологии и ортопедии

² Городская клиническая больница №11 г. Одессы

Summary. Sukhin Y. V., Logay V. A., Bodnya A. I., Pavlichko Y. Y., Gurienko A. V. **DEVICE FOR INTRAOPERATIVE POSITIONING AND VISUALIZATION OF SHOULDER BONE BY THE LESS-INVASIVE TREATMENT OF RECURRENT SHOULDER DISLOCATION.** Development of computer-based navigation system for the proposed treatment of recurrent shoulder dislocation is the first step towards the introduction of computer and engineering systems in surgical practice. Thanks to developed computer-hardware complex was possible to carry out surgical treatment of recurrent shoulder dislocation minimally