

РУДОЛЬФ ИОНТЕЛЕВИЧ МЕЛЬЦЕР

доктор медицинских наук, профессор кафедры общей и факультетской хирургии медицинского факультета, заведующий курсом травматологии, ортопедии и военно-полевой хирургии, Петрозаводский государственный университет (Петрозаводск, Российская Федерация)
o-f-surgery@petrsu.ru

ДМИТРИЙ ВАЛЕРЬЕВИЧ ИВАНОВ

кандидат физико-математических наук, доцент кафедры математической упругости и биомеханики, Саратовский государственный университет им. Н. Г. Чернышевского (Саратов, Российская Федерация)
ivanovdv@gmail.com

ИЛЬЯ ПЕТРОВИЧ ЛОЗОВИК

врач травматолог-ортопед травматологического отделения, Республикаанская больница им. В. А. Баранова (Петрозаводск, Российская Федерация)
ilyalozovik@me.com

АЛЕКСЕЙ ЮРЬЕВИЧ ВЕРХОВОД

аспирант кафедры общей и факультетской хирургии медицинского факультета, Петрозаводский государственный университет (Петрозаводск, Российская Федерация)
verhovod3000@mail.ru

ДМИТРИЙ ОЛЕГОВИЧ ПОЧЕНТЫ

клинический ординатор кафедры общей и факультетской хирургии медицинского факультета, Петрозаводский государственный университет (Петрозаводск, Российская Федерация)
pochenty@mail.ru

ПОСЛЕОПЕРАЦИОННОЕ ВЕДЕНИЕ БОЛЬНЫХ С НЕОПОРНЫМИ ПЕРЕЛОМАМИ КОСТЕЙ ГОЛЕНИ В УСЛОВИЯХ КОНТРОЛИРУЕМОЙ ОСЕВОЙ НАГРУЗКИ*

Диафизарная травма голени характеризуется большими сроками реабилитации и временной нетрудоспособности. Контроль осевой нагрузки на поврежденную конечность в послеоперационном и реабилитационном периодах активизирует восстановительный процесс. При использовании любого из методов остеосинтеза в послеоперационном периоде всегда возникает вопрос дозирования нагрузки на оперированную конечность. Предложена система (снабжена блоком для определения давления), которая обеспечивает определение величины давления, распределенного по поверхности контакта одного отломка трубчатой кости на другой.

Ключевые слова: голень, перелом, контролируемая осевая нагрузка, реабилитация

Одной из тенденций современной травматологии является стремление к адекватному совмещению этапов консолидации и реабилитации, которое может быть осуществлено не только за счет создания более стабильных послеоперационных систем «кость – фиксатор», но и с помощью обеспечения более качественного инструментального контроля дозированной нагрузки.

По мнению С. Н. Колчанова с соавт. [3], правильный тензометрический контроль осевой нагрузки на поврежденную конечность в послеоперационном и реабилитационном периодах значительно активизирует восстановительный процесс. Так, по данным В. Н. Крюкова [3], костной регенерации в условиях правильно дозируемой нагрузки способствует более ранняя дифференциация клеточных структур в области перелома.

Известной особенностью диафизарной травмы голени являются достаточно большие сро-

ки временной нетрудоспособности (5–7 месяцев и более) и, соответственно, частое развитие контрактур в смежных сочленениях этого локомоторного звена. Это обуславливает стремление к более ранней функциональной нагрузке, возможность которой реально обеспечивается применением современных методов погружного остеосинтеза и систем внеочаговой фиксации, обеспечивающих достаточную биомеханическую стабильность даже при характерной для последних десятилетий нарастающей частоте многоскользчательных вариантов этой травмы голени [4].

В послеоперационном периоде при использовании любого из методов остеосинтеза в процессе реабилитации всегда возникает вопрос дозирования нагрузки на оперированную конечность. В настоящее время какие-либо простые в эксплуатации и портативные устройства, позволяющие обучить больного дозированию

нагрузки в динамике восстановления процесса ходьбы, а не в статическом вертикальном положении, отсутствуют. Кроме того, в медицинской практике нет устройств, обеспечивающих обратную сигнальную связь, которые позволяли бы больному сразу получить информацию о превышении пороговой нагрузки, разрешенной ему на данном этапе реабилитации.

На практике рекомендации по дозированию нагрузки звучат следующим недостаточно определенным образом: а) ставить ногу на пол; б) слегка приступать на костылях; в) начинать нагружать и т. д.

Несложно сделать вывод, что больной не получает никакой объективной цифровой информации, а это, в свою очередь, может привести к разрушению послеоперационной системы «кость – фиксатор», в которой до образования костной мозоли почти вся нагрузка будет ложиться на имплантат.

По мере формирования костной мозоли вышеуказанная послеоперационная система будет становиться стабильнее, так как частичную нагрузку на себя будет принимать кость, но, поскольку этот процесс растянут во времени на срок от 3 месяцев и более, нагрузку приходится индивидуализировать с учетом всех параметров, влияющих на стабильность сегмента, в частности, в зависимости от характера перелома и степени его оскольчатости [1].

Для определения стресс-нагрузки, согласно рекомендациям В. Б. Лузянина, В. И. Савченко, С. Н. Колчанова [3], возможно использование напольных весов. Сущность способа заключается в надавливании оперированной конечностью на весы до появления болевых ощущений в зоне перелома. Этот показатель, по мнению авторов, являлся начальной стресс-нагрузкой, определяющей стабильность выполненного остеосинтеза. На основании сравнительного наблюдения, а также клинической и рентгенологической интерпретации стабильности выполненного остеосинтеза авторы статьи пришли к выводу, что стабильным можно считать остеосинтез, который выдерживает стресс-нагрузку 20% массы тела больного и более. Соответственно такой пациент может проходить функционально более активную реабилитацию.

Более осторожным является использование стартовой нагрузки, равной 10% массы тела больного. Больным рекомендуется ежедневная, по хроносхеме через 3–4 часа дозированная нагрузка установленной массой по 15–20 минут, чередуя надавливания в течение 1–2 минут с прекращением давления на 30–40 секунд. Клиническим критерием оптимальной рабочей массы является отсутствие усиления болей и отека в зоне перелома. Ежедневно с 5–7-х суток после операции до 21-го дня пациент увеличивает нагрузку на 1 кг, а с 4-й недели – на 2 кг. Эта усредненная схема нагрузки рассчитана таким образом,

чтобы поэтапно к 8–10-й неделе пациент достиг полной осевой нагрузки, ее принцип заключается в гармонизации требований к фиксации перелома и условий его консолидации. В этот период больные перемещаются на костылях и находятся под периодическим наблюдением оперировавшего хирурга, отслеживающего динамику процесса восстановления. Клиническим критерием консолидации является тест, при котором больные на оперированной конечности могут простоять в течение 5–7 минут без болевых ощущений в зоне перелома. Предложенный В. Б. Лузяниным с соавт. [3] вариант использования алгической стресс-нагрузки с последующим ее дозированием по показаниям напольных весов дает возможность лишь статического контроля обучения навыкам ходьбы. Использование напольных весов, предназначенных для решения немного более простых задач, является недостаточно корректным при дозировании нагрузки в динамическом режиме послеоперационного восстановления ходьбы, а иногда и обучения ей в изменившихся после тяжелой травмы условиях, так как устройство это не мобильно. Отсутствует перекат с пятки на передний отдел стопы, это мешает объективному измерению нагрузки. Кроме того, отсутствует какой-либо вариант обратной связи, который позволял бы больному осуществлять динамический контроль в ходе восстановления естественного алгоритма ходьбы.

В настоящее время реабилитационная фаза лечебного процесса в большинстве практических лечебных учреждений не обеспечена какой-либо измерительной инструментальной базой. Окончательной целью лечения является, как известно, не пребывание больного в статическом (взвешиваемом) положении, а именно восстановление навыка ходьбы, что возможно только в условиях динамизации обучения и последующего контроля.

В предложенной нами системе технический результат состоит в обеспечении возможности определения величины давления (в том числе максимального), распределенного по поверхности контакта одного отломка трубчатой кости травмированной конечности на другой в послеоперационном периоде, что необходимо для улучшения результатов лечения переломов за счет ограничения (дозирования) величины, цикличности и продолжительности нагрузки на нижнюю конечность пациента в послеоперационном периоде при лечении переломов трубчатых костей бедра и (или) голени, а также для профилактики ортопедических осложнений травм бедра и голени.

Указанный технический результат достигается тем, что предлагаемая система снабжена блоком (модулем) для определения давления (в том числе максимального), распределенного по поверхности контакта одного отломка трубчатой кости травмированного сегмента на другой (см. рисунок).

Указанное давление определяется в интерактивном режиме с использованием данных о взаимном положении отломков кости до и после остеосинтеза по результатам обработки рентгенограмм травмированной кости. Кроме того, в качестве исходных данных используются результаты определения центра давления каждой стопы на поверхность опоры и результаты анализа распределения нагрузок по поверхности контакта подстопного устройства с использованием аналогово-цифрового преобразователя и IBM PC-совместимого компьютера. Для определения взаимного давления отломков и нагрузки на конечность результаты измерений обрабатываются в предлагаемом блоке с применением методов биомеханики и механики твердого деформируемого тела. Все устройство крепится к стопе, ортезу или жесткой фиксирующей повязке с помощью ленточных липучек. Дозирующее устройство соединено в единую цепь с зуммером.

Данное устройство может быть использовано для контролируемого процесса обучения больного ходьбе с дозированной нагрузкой перед выпи-



Прототип устройства для дозирования нагрузки в послеоперационном периоде

ской на амбулаторный этап лечения. В амбулаторных (поликлинических) центрах реабилитации нагрузка меняется в соответствии с этапом и ходом (по данным рентгенограмм) формирования костной мозоли, то есть будут устанавливаться очередные цифровые значения. В результате больной получает возможность поддерживать необходимый стереотип ходьбы с требуемой нагрузкой в динамике всего процесса лечения.

* Работа выполнена при поддержке Программы стратегического развития ПетрГУ в рамках реализации комплекса мероприятий по развитию научно-исследовательской деятельности на 2012–2016 гг.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Акулич Ю. В., Акулич А. Ю. Контролируемое восстановление кортикальной костной ткани после лечения в аппаратах внешней фиксации // Известия Саратовского университета. Новая серия. Сер.: «Математика. Механика. Информатика». 2011. Т. 11. № 1. С. 50–59.
2. Крюков В. Н. Судебная медицина. М., 1998. Изд. 4-е. 462 с.
3. Лузянин В. Б., Савченко В. И., Колчанов С. Н. и др. Дозированная нагрузка в восстановительном лечении больных с диафизарными переломами костей голени // Вопросы курортологии, физиотерапии и лечебной физической культуры: Двухмесячный научно-практический журнал. 2002. № 4. С. 39–41.
4. Ред'ко К. Г., Соломин Л. Н., Закутнев Ю. С. и др. Результаты лечения больных с закрытыми диафизарными переломами большеберцовой кости методом чрескостного остеосинтеза // Травматология и ортопедия России. 2007. № 1. С. 21–25.

Mel'tzer R. I., Petrozavodsk State University (Petrozavodsk, Russian Federation)

Ivanov D. V., Saratov State University named after N. G. Chernyshevsky (Saratov, Russian Federation)

Lozovik I. P., Karelian Republican hospital named after V. A. Baranov (Petrozavodsk, Russian Federation)

Verkhovod A. Yu., Petrozavodsk State University (Petrozavodsk, Russian Federation)

Pochenty D. O., Petrozavodsk State University (Petrozavodsk, Russian Federation)

POSTOPERATIVE MANAGEMENT OF PATIENTS WITH NON-REFERENCE TIBIAL FRACTURES UNDER CONTROLLED AXIAL LOAD

Diaphyseal tibia fractures are characterized by prolonged periods of temporary disability and rehabilitation. Axial load control on the injured limbs in postoperative and rehabilitation periods promotes regenerative processes. In the postoperative period, reasonable dose load on the operated limb is always an issue. We developed a system (provided with a unit for determining pressure), that measures pressure distributed over the contact surface of the one bone fragment to the other.

Key words: tibia, fracture, controlled axial load, rehabilitation

REFERENCES

1. Акулич Ю. В., Акулич А. Ю. Controlled restoration of cortical bone tissue after treatment in the external fixing devices [Kontroliruemoe vosstanovlenie kortikal'noy kostnoy tkani posle lecheniya v apparatakh vneshej fiksatsii]. *Izvestiya Saratovskogo universiteta. Novaya seriya. Ser. "Matematika. Mekhanika. Informatika"*. 2011. № 1. P. 50–59.
2. Крюков В. Н. *Sudebnaya meditsina* [Forensic medicine]. Moscow, 1998. 462 p.
3. Лузянин В. Б., Савченко В. И., Колчанов С. Н. Dosed load in recovery treatment of patients with diaphyseal tibia fractures [Dozirovannaya nagruzka v vosstanovitel'nom lechenii bol'nykh s diafizarnymi perelomami kostey goleni]. *Voprosy kurortologii, fizioterapii i lechebnoy fizicheskoy kul'tury* [Questions in Health Resort, physical therapy and medical physical culture]. 2002. № 4. P. 39–41.
4. Ред'ко К. Г., Соломин Л. Н., Закутнев Ю. С. и др. Treatment results of the patients with diaphyseal tibia fractures with external fixator [Resul'taty lecheniya bol'nykh s zakrytymi perelomami bol'shebertsovoy kosti metodom chreskostnogo osteosinteza]. *Travmatologiya i ortopediya Rossii* [Traumatology and orthopedics of Russia]. 2007. № 1. P. 21–25.

Поступила в редакцию 28.05.2013