



УДК 616.833-001-089.844; 617.572/.574

БИОМЕХАНИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ СКОЛЬЖЕНИЯ НЕРВОВ ВЕРХНЕЙ КОНЕЧНОСТИ

А.В. Козлов¹, С.Б. Медведев^{2, 3}, Т.С. Ратью^{3, 4}, В.А. Садовничий⁵

¹ Кафедра хирургии факультета повышения квалификации и профессиональной переподготовки врачей Новосибирского государственного медицинского университета, Россия, 630091, Новосибирск, Красный проспект, 52, e-mail: microhand@mail.ru

² Лаборатория вычислительных технологий института вычислительных технологий Сибирского отделения Российской академии наук, Россия, 630090, Новосибирск, проспект акад. Лаврентьева, 6, e-mail: medvedev@ict.nsc.ru

³ Лаборатория Бернулли института математических исследований сложных систем, Московского государственного университета имени М.В. Ломоносова, Россия, 119991, Москва, Ленинские горы, e-mail: danielis.bernoulli@gmail.com

⁴ Section de Mathematiques and Bernoulli Center, Ecole Polytechnique Federale de Lausanne, Switzerland, 1015, Lausanne, e-mail: tudor.ratiu@epfl.ch

Кафедра математики и Центр Бернулли, Лозаннская федеральная политехническая школа, Швейцария, 1015, Лозанна, e-mail: tudor.ratiu@epfl.ch

⁵ Институт математических исследований сложных систем Московского государственного университета имени М.В. Ломоносова, Россия, 119991, Москва, Ленинские горы, e-mail: info@rector.msu.ru

Аннотация. На основе данных анатомических и клинических исследований сформированы основные положения математической модели перемещения нервов (срединного, локтевого, лучевого) в каждой фиксированной точке вдоль верхней конечности. Учет механизма скольжения нерва является одним из существенных моментов современной концепции лечения больных с повреждениями периферических нервов, потому что нерв обладает значительной подвижностью как по отношению к окружающим тканям, так и имеется подвижность нервного ствола в пределах эпинеурия, и кровеносные сосуды вступают в нерв по его нижней поверхности через мезоневрий, т. е. длина сосудистой ножки нерва определяет подвижность нерва на данном участке. Анатомическая часть работы была выполнена на 60 анатомических препаратах (30 трупов мужчин, умерших в возрасте от 17 до 70 лет). Измеряли длину сосудистой ножки перфорант плечевой, локтевой и лучевой артерий. Использована механическая модель сустава в виде цилиндрического шарнира с двумя характерными радиусами. Нервы рассматривались как упругие пружины с закрепленными концами. Найдены формулы для относительного смещения срединного, лучевого и локтевого нервов в результате сгибания-разгибания. Персонализированные параметры модели могут быть измерены непосредственно или с использованием рентгенографии. Определена длина сосудистой ножки локута, которая позволяет выполнить реваскуляризацию (улучшение кровообращения в зоне повреждения нерва) с сохранением возможности возвратно-поступательных движений нерва. Для демонстрации использования предложенной методики расчетов длин сосудистых ножек приведен пример по реконструкции срединного, лучевого и локтевого нервов при их полном разрыве.

Ключевые слова: биомеханическая модель, скольжение нервов, математическое моделирование движения структур человека, срединный нерв, локтевой нерв, лучевой нерв.

© Козлов А.В., Медведев С.Б., Ратью Т.С., Садовничий В.А., 2013

Козлов Андрей Викторович, д.м.н., доцент кафедры хирургии, Новосибирск

Медведев Сергей Борисович, д.ф.-м.н., старший научный сотрудник лаборатории вычислительных технологий, Новосибирск

Ратью Теодор Стефан, профессор, директор Центра Бернулли, Лозанна

Садовничий Виктор Антонович, академик, ректор Московского государственного университета имени М.В. Ломоносова, Москва

ВВЕДЕНИЕ

Одним из существенных моментов современной концепции лечения больных с повреждениями периферических нервов является, на наш взгляд, внимание к такому немаловажному аспекту как механизм скольжения нерва [3]. В литературе данная проблема освещается довольно скупо [1, 2]. Хотя следует отметить, что, несмотря на это, выявлено несколько важных положений [5]. Первое: нерв обладает значительной подвижностью по отношению к окружающим тканям, так и имеется подвижность нервного ствола в пределах эпинеурия. Второе: кровеносные сосуды вступают в нерв по его нижней поверхности через мезоневрий, т.е. длина сосудистой ножки нерва определяет подвижность нерва на данном участке. Именно наличие данного механизма позволяет сохранить подвижность нерва и кровообращение на определенном участке при изменении положения в суставах конечности. В литературе [3] отмечается, что неправильно выбранная длина вставки при пластике нерва существенно снижает кровообращение вследствие потери механизма скольжения нерва. Авторы допускают, что определенная подвижность нерва имеется и на уровне внутренних структур нерва, а именно пучков. Известно, что при анализе топографической анатомии нервных стволов было выявлено, что положение конечности играет существенную роль в механизмах сближения концов нерва [3]. Выделены зоны с «суставным» типом сближения концов нерва, когда положение конечности играет существенную роль в сближении концов нерва и «диафизарные», когда данный аспект существенного значения не имеет.

При проведенном топографо-анатомическом исследовании авторы выявили закономерность, что в зонах с «суставным» типом сближения концов поврежденного нерва имеется следующие особенности кровотока нервов [5]:

- наличие выраженной брыжейки нервных стволов;
- длина сосудистой ножки кровоснабжающих нерв сосудов позволяет выполнять полный объем поступательных движений нерва;
- кровообращение нерва в «суставных» зонах из-за наличия значительной степени подвижности имеет II–III тип (данные типы кровообращения характеризуются наличием 1–2 доминантных артерий).

Цель данной работы состояла в разработке простой математической модели скольжения нервов верхней конечности, которая позволяет найти величину перемещения нервов (срединного, локтевого, лучевого) в каждой фиксированной точке вдоль верхней конечности.

АНАТОМИЧЕСКИЕ ИЗМЕРЕНИЯ

С целью определения степени подвижности нерва в различных зонах возможного повреждения авторы провели следующее исследование.

Анатомическая часть работы была выполнена на 60 анатомических препаратах (30 трупов мужчин, умерших в возрасте от 17 до 70 лет). Измеряли длину сосудистой ножки перфорант плечевой, локтевой и лучевой артерий. Изучали вариабельность этих перфорант, возможность использования для реваскуляризации различных отделов поврежденных нервов, исследовали технические аспекты формирования фасциальных лоскутов, их размеры. Изучали возможность использования для направленной реваскуляризации лоскутов с автономным кровотоком, «осевым» сосудом которых является: тыльная локтевая артерия, передняя межкостная артерия, артерия тенара, гипотенара, возвратная лучевая, возвратная локтевая, нисходящая локтевая верхняя и нижняя, задняя артерия плеча, коллатеральная лучевая, задняя межкостная. С целью установления границ кровоснабжения отдельных аксиальных лоскутов применяли

наливку артериальной системы мелкодисперсным водорастворимым красителем (тушь, метиленовый синий). Сопоставляли размеры фасциального лоскута с размерами кожной части.

После выполнения макро- и микропрепаровки нервных стволов в зонах проксимальной дистальной, средней трети плеча и предплечья брильянтовым зеленым делали метки на нервном стволе и проводили фиксацию инъекционной иглой зоны маркировки к кости в положении максимального сгибания, а второй иглой в положении максимального разгибания в ближайших суставах.

Проведенное исследование показало, что наибольшую степень подвижности имеет локтевой и срединный нервы на уровне дистальной трети предплечья (см. таблицу).

Таким образом, можно сделать выводы о том, что при выполнении направленной реваскуляризации, обертывании зоны повреждения нерва после шва различными видами лоскутов с автономным кровотоком, необходимо учитывать степень подвижности, различия в биомеханике нерва в определенных зонах для сохранения механизмов его скольжения. Однако следует отметить, что длина сосудистой ножки лоскута должна позволять выполнение поступательных движений нерва без нарушения кровотока по последней. Данный технический аспект крайне важен.

МАТЕМАТИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ

Для вычисления величины скольжения нервов D вследствие растяжения при сгибании и разгибании в локтевом суставе в определенной точке будем рассматривать механическую модель сустава в виде цилиндрического шарнира с двумя характерными радиусами r и R [4]. Меньший радиус r соответствует радиусу блока плечевой кости или блоковой вырезки локтевой кости, больший радиус R есть внешний радиус локтевой кости [6]. Все конкретные значения r и R определялись по рентгенографии.

Для любого угла μ сгиба локтевого сустава длина срединного нерва S равна сумме трёх длин

$$S = A + B + C(\mu),$$

где A – длина нерва вдоль плечевой кости (проксимальная точка отсчета – акромиально-ключичное сочленение, дистальная – внутренний мыщелок плечевой кости), B – длина вдоль локтевой кости (дистальная точка – шиловидный отросток локтевой кости, проксимальная – внутренний мыщелок плечевой кости), $C(\mu)$ – длина вдоль окружности локтевого сустава (рис. 1), которая зависит от величины угла μ . Длины A и B в процессе сгибания и разгибания не меняются. Для длины участка нерва, лежащего на локтевом суставе, можно написать приближенное выражение, используя радиус сустава r и угол сгиба в локтевом суставе μ . В максимально согнутом положении угол сгиба μ равен минимальному углу α , который имеет приближенное значение $\alpha = 30^\circ$. Длина C для минимального угла равна нулю $C(\alpha) = 0$. В распрямленном положении угол μ равен максимальному углу $\beta = 180^\circ$.

Для сгиба с произвольным углом μ из допустимого интервала $\alpha \leq \mu \leq \beta$ выражение для $C(\mu)$ принимает вид

$$C(\mu) = \frac{(\mu - \alpha)\pi r}{180}.$$

Степень подвижности периферических нервов

| Зоны исследования | Степень подвижности нервов (см) $M \pm m$ | | |
|--------------------------------|---|--------------|--------------|
| | Срединный | Локтевой | Лучевой |
| Проксимальная треть плеча | *0,63 ± 0,09 | *0,66 ± 0,09 | *0,80 ± 0,16 |
| Средняя треть плеча | 1,56 ± 0,38 | 1,36 ± 0,17 | 2,40 ± 0,14 |
| Дистальная треть плеча | 2,66 ± 0,20 | 2,56 ± 0,22 | 5,20 ± 0,16 |
| Проксимальная треть предплечья | 2,30 ± 0,31 | 2,16 ± 0,18 | – |
| Средняя треть предплечья | 1,46 ± 0,15 | 1,66 ± 0,32 | – |
| Дистальная треть предплечья | *0,46 ± 0,15 | *0,53 ± 0,09 | – |

Примечание: * – зоны с минимальной степенью подвижности.

В выпрямленном положении угол $\mu = \beta = 180^\circ$ и длина C имеет максимальное значение $C(\beta)$, для которого можно написать выражение

$$C(\beta) = \frac{(180 - 30)\pi r}{180} = \frac{5\pi r}{6}.$$

Теперь вычислим относительное смещение точек срединного нерва в результате распрямления. Обозначим через X расстояние от запястья до заданной точки на нерве в максимально согнутом положении. Расстояние от запястья до этой точки в выпрямленном (растянутом) положении обозначим через Y . Поскольку нерв можно считать упругой пружиной с закрепленными концами, то величины X и Y связаны соотношением

$$\frac{Y}{X} = \frac{A + B + C(\beta)}{A + B}.$$

Таким образом, абсолютное смещение фиксированной точки в результате выпрямления относительно неподвижного канала равно

$$D = Y - X = \frac{XC(\beta)}{A + B} = \frac{5\pi r X}{6(A + B)}. \quad (1)$$

Из формулы (1) следует, что относительное смещение D линейно растет при удалении от запястья и достигает максимального значения $\frac{5\pi r B}{6(A + B)}$ в области локтевого сустава. Аналогичная зависимость имеет место для относительного смещения вдоль плечевой кости. При этом точкой отсчета для величин X и Y будет плечевой сустав (акромиально-ключичное сочленение).

Для лучевого нерва модель несколько изменяется, поскольку общая длина нерва $S = A + C$ образуется из двух отрезков. Длина A первого отрезка отсчитывается от плечевого до локтевого сустава. При этом наличие спирального канала влияет только на общую длину. Длина второго отрезка C совпадает с аналогичной величиной для срединного нерва. Для вычисления относительного сдвига D можно использовать общую формулу (1) при $B = 0$:

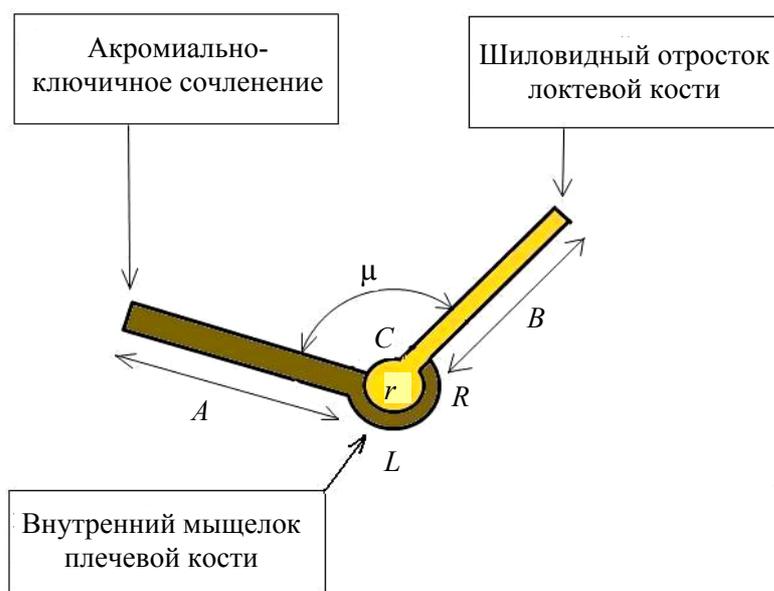


Рис. 1. Математическая модель измерения подвижности нерва при изменении положения в суставе

$$D = Y - X = \frac{XC(\beta)}{A} = \frac{5\pi rX}{6A}, \quad (2)$$

где расстояния X и Y отсчитываются от плечевого сустава.

Для вычисления растяжения локтевого нерва в результате сгибания–разгибания нужно учесть, что нерв проходит по внешнему радиусу локтевого сустава, поэтому длина локтевого нерва минимальна в распрямленном положении и максимальна в максимально согнутом положении.

Общая длина локтевого нерва S задается аналогично в виде суммы трех длин

$$S = A + B + L(\mu),$$

где для произвольного угла сгиба μ длина $L(\mu)$ вдоль локтевого сустава дается формулой

$$L(\mu) = \frac{(360 - \mu)\pi R}{180}.$$

Используя эту формулу, получаем, что минимальное значение L достигается для угла β и равно $L(\beta) = \pi R$. Максимальное значение L достигается для угла α и равно $L(\alpha) = 11\pi R/6$. Обозначим через X расстояние от запястья до заданной точки на нерве в максимально разогнутом положении. Тогда аналогично получим формулу для смещения в этой точке

$$D = Y - X = \frac{X(L(\alpha) - L(\beta))}{A + B + L(\beta)} = \frac{5\pi R X}{6(A + B + \pi R)}. \quad (3)$$

Для грубой оценки величин смещения нервом можно считать, что радиусы r и R совпадают. Чтобы получить среднее значение, достаточно механическим способом измерить диаметр локтевого сустава. Для получения более точных результатов при использовании полученных формул необходимо принимать во внимание анатомическую форму локтевого сустава. При вычислении смещения локтевого нерва

нужно учесть, что внешний радиус R локтевого сустава имеет большее значение по сравнению со значением для внутреннего радиуса r , поскольку расположение в локтевом канале увеличивает внешний радиус. Наиболее простой способ получения точных значений r и R состоит в использовании рентгенографии.

Проведя сопоставление данных анатомического исследования и по предложенной математической модели, значимых различий выявлено не было.

СОСУДИСТАЯ НОЖКА

При хирургическом вмешательстве критерием выбора длины сосудистой ножки, которая способствует сохранению возвратно-поступательных движений нерва и не ухудшает кровоток по артерии и сопутствующим венам, служили следующие условия [5]:

- 1) сохранение доминирующего кровотока сегмента;
- 2) забор лоскута должен быть как можно менее ущербным для донорской зоны;
- 3) планирование лоскутов зависит от вариантов строения сосудистой системы;
- 4) длина сосудистой ножки должна быть адаптирована к механизму скольжения нерва в зоне повреждения.

Математическая модель перемещения нервов позволяет определить длину перемещения D для произвольной точки на стволе нерва. По величине D перемещения точки на нерве можно определить минимальную длину сосудистой ножки L . Очевидно, что минимальная длина L должна превосходить половину длины D перемещения точки крепления.

Анатомические исследования показали, что для хирургической практики наиболее подходящей является длина сосудистой ножки, равная длине перемещения $L = D$. Такая длина позволяет избежать излома сосудистой ножки.

Таким образом, математическая модель перемещения нервов и практическая рекомендация для определения оптимальной длины сосудистой ножки позволяют планировать выбор подходящего лоскута до начала операции.

КЛИНИЧЕСКИЙ ПРИМЕР

Для демонстрации использования предложенной методики расчетов длин сосудистых ножек приведем пример по реконструкции нервов.

В примере методика применялась для расчетов длин сосудистых ножек для восстановления срединного, лучевого и локтевого нервов при их полном разрыве. Методика позволила оперативно определить необходимую длину ножек и выбрать оптимальный (наименее травматичный для пациента) лоскут для ревааскуляризации нервов.

Описание. Пациент Т., 17 лет, госпитализирован в клинику с диагнозом: полный, тракционный отрыв левой верхней конечности на уровне средней трети левого плеча (рис. 2). Травматический шок III степени, острая кровопотеря.

Анамнез заболевания: травма производственная во время практики, за 1,5 часа до госпитализации затянуло руку в ленточный конвейер.

Использование математической модели и предложенной методики состояло из следующих действий:

По здоровой руке были определены основные параметры, фигурирующие в формулах (1)–(3): длины костей запястья оказались одинаковыми $A = B = 31$ см, для радиусов локтевого сустава r и R использовали приближенное одинаковое значение $r = R = 2$ см.



Рис. 2. Вид конечности перед операцией



Рис. 3. Вид конечности после операции

1. По травмированной руке определили расстояние $X = 15$ см от плечевого сустава (акромиально-ключичное сочленение) до места разрыва, где необходимо накладывать лоскут.

2. По формулам (1)–(3) были найдены максимальные смещения D нервов в точке разрыва: для срединного нерва $D = 1,27$ см, для лучевого нерва $D = 2,53$ см, для локтевого нерва $D = 1,15$ см.

3. По величинам смещения нервов D были определены требуемые длины L сосудистых ножек для соответствующих нервов по общей формуле $L = D$.

4. На основе данных о требуемых длинах сосудистых ножек было принято решение для ревазуляризации использовать боковой грудной лоскут, медиальный лоскут плеча, лоскут на возвратной локтевой артерии.

Выполнена операция – реплантация левой верхней конечности на уровне плеча. После операции ощущение наличия сегмента появилось у пациента к седьмому дню, первые признаки восстановления чувствительности в зоне всех трёх нервов – к концу второго месяца, а двигательная активность пальцев – после трёх месяцев (рис. 3).

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Предложенная математическая модель и методика выбора длины сосудистой ножки позволяет до операции персонифицировать выбор вида лоскутной пластики в зависимости от длины сосудистой ножки аутотрансплантата, которая однозначно определяется своим местом положения и геометрическими размерами локтевого сустава, длиной локтевой и плечевой костей.

БЛАГОДАРНОСТИ

Работа выполнена при поддержке гранта Правительства Российской Федерации для господдержки научных исследований, проводимых под руководством ведущих ученых, в Московском государственном университете имени М.В. Ломоносова по договору № 11.G34.31.0054.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Афанасьев Л.М. Хирургическая тактика в лечении больных с открытыми сочетанными повреждениями верхней конечности и их последствиями: дис. ... д-ра мед. наук. – Ленинск-Кузнецкий, 1999. – 409 с.
2. Белоусов А.Е. Пластическая, реконструктивная и эстетическая хирургия. – СПб.: Гиппократ, 1998. – 743 с.
3. Борода Ю.И. Хирургия дефектов нервных стволов конечностей (тактика, техника операций, исходы): автореф. дис. ... д-ра мед. наук. – СПб., 2000. – 41 с.
4. Зациорский В.М. Аруин А.С. Селуянов В.Н. Биомеханика двигательного аппарата человека. – М.: Физкультура и спорт, 1981. – 145 с.
5. Козлов А.В. Хирургическая коррекция трофических и функциональных нарушений при травме верхней конечности: дис. ... д-ра мед. наук. – Новосибирск, 2011. – 271 с.
6. Привес М.Г., Лысенков Н.К. Анатомия человека. – 9-е изд., перераб. и доп. – М.: Медицина, 1985. – 672 с.

BIOMECHANICAL MODELLING OF NERVE RECIPROCATION IN UPPER EXTREMITIES

A.V. Kozlov, S.B. Medvedev (Novosibirsk, Russia), T.S. Ratiu (Lausanne, Switzerland), V.A. Sadovnichy (Moscow, Russia)

This paper based on the anatomical and clinical research data formulates the key provisions of a mathematical model describing nerve (medial, ulnar and radial) reciprocation at every fixed point of the upper limb. Nerve reciprocation is one of the key elements in the modern concept of treating patients with peripheral nerve lesions because, firstly, a nerve has a significant mobility and moves relative to the surrounding tissues as well as the nerve trunk that moves within the epineurium, secondly, the blood vessels enter a nerve along its lower surface through the mesoneurium, so the length of the nerve's vascular pedicle determine its mobility for a given section. The anatomical measurements were performed on 60 preparations (30 corpses of men in the age of from 17 to 70 years). The parameters measured included vascular pedicle's length of perforants of the medial, ulnar and radial arteries. A mechanical model of the joint that is a cylindrical joint with the two typical radiuses was considered. A nerve can be compared with an elastic spring with the ends fixed. Formulas for the displacement of medial, ulnar and radial nerves are found. The personalized parameters for the model can be measured directly or with an application of X-ray radiography.

This will allow one to determine the length of the flap's vascular pedicle for revascularization that improves a blood flow in the area of nerve injury and makes nerve reciprocation possible. The suggested method was applied to reconstruct the medial, radial and ulnar nerves after their complete rupture. This example demonstrates the effectiveness and simplicity of the method in clinical practice.

Key words: biomechanical model, nerve reciprocation, mathematical modelling of movement patterns in humans, median nerve, ulnar nerve, radial nerve.

Получено 17 сентября 2013