

© Рамский Р.С., Пикалюк В.С., Куценко С.Н., 2013

УДК 611:717.4:617-089

АНАТОМО-ТОПОГРАФИЧЕСКОЕ И БИОМЕХАНИЧЕСКОЕ ОБОСНОВАНИЕ УДЛИНЕНИЯ ПЛЕЧА ИМПЛАНТИРУЕМЫМИ ИНТРАМЕДУЛЯРНЫМИ ДИСТРАКЦИОННЫМИ АППАРАТАМИ СИСТЕМЫ БЛИСКУНОВА

Р.С.Рамский, В.С.Пикалюк, С.Н.Куценко

Кафедры нормальной анатомии (зав. – проф. В.С.Пикалюк), травматологии и ортопедии с курсом нейрохирургии (зав. – доц. С.Н.Куценко) Крымского государственного медицинского университета им. С.И.Георгиевского (г. Симферополь)

АНАТОМО-ТОПОГРАФІЧНЕ ТА БІОМЕХАНІЧНЕ ОБГРУНТУВАННЯ ПОДОВЖЕННЯ ПЛЕЧА ІМПЛАНТОВАНИМИ ІНТРАМЕДУЛЯРНИМИ ДИСТРАКЦІЙНИМИ АПАРАТАМИ СИСТЕМИ БЛИСКУНОВА

Резюме. У роботі визначені оптимальні типорозміри дистракційних пристроїв, оптимальний рівень остеотомії плечової кістки з погляду репаративного остеогенезу, формоутворення плеча та біомеханічних умов для роботи м'язів плеча. Експериментально доведена надійність лопаткових вузлів приводу дистракційного апарату. Визначені безпечні операційні доступи для імплантації інтрамедулярного дистракційного пристрою в плечову кістку.

Ключові слова: подовження плеча, інтрамедулярна дистракція, анатомія, біомеханіка.

Лечение дефектов и укорочений верхних конечностей на современном этапе развития травматологии и ортопедии проводится при помощи внеочаговых аппаратов, среди которых доминирующее положение занимает метод Илизарова [1, 2]. Однако метод внеочагового остеосинтеза также не лишен недостатков. Длительность фиксации и громоздкость конструкции приносит немалые страдания больным, снижает качество их жизни в процессе лечения. Длительная фиксация спицами приводит к формированию трансфиксационных контрактур смежных суставов [3]. При прорезывании спицами мягких тканей в процессе дистракции формируются грубые рубцы, а угроза повреждения сосудисто-нервного пучка спицей, вероятность нагноения мягких тканей вокруг спиц в значительной мере ограничивают применение данного вида остеосинтеза. Нерешенной остается проблема нагноения мягких тканей и спицевого остеомиелита [4]. Таким образом, проблема лечения костных дефектов и укорочений плеча требует новых путей её решения, в частности, использования имплантируемых внутрикостных дистракционных устройств [5]. Одним из таких путей решения клинической

проблемы является использование имплантируемых дистракционных аппаратов системы Блискунова [6].

Цель исследования: изучить анатомо-топографические и биомеханические особенности верхней конечности и дать хирургическое обоснование имплантации дистракционного устройства системы Блискунова в плечевую кость (ПК).

Материал и методы. Изучали ПК 30 трупов мужского (17) и женского (13) пола в возрасте от 17 до 80 лет. Проводили рентгенографию ПК с последующей рентгенометрией с помощью компьютерной программы K-PACS версии 2005 г. Рентгенография производилась на аппарате Villa System Medical с использованием дигитайзера с фокусного расстояния 1 м. Прямой остеометрией изучали длину, диаметр верхней, средней и нижней третьей диафиза, определяли соотношение расстояния от проксимального эпифиза до дельтовидной бугристости к длине ПК – эпифизодельтовидный индекс (ЭДИ). Изучали диаметр костно-мозговой полости на тех же уровнях. Для определения уровня остеотомии с целью сохранения оптимального крово-

снабжения фрагментов уточнялось расположение и количество питательных отверстий. Прижизненное проведение рентгеностеометрии связано с определенными трудностями, так как применяемые в клинической практике способы рентгеностеометрии с использованием корректирующих коэффициентов не могут быть унифицированными, поскольку из-за различного развития подкожно-жирового слоя, мышечного массива плеча расстояние от кости до кассеты с рентгенпленкой у каждого индивидуума значительно варьирует, что приводит к искажению полученных результатов. Нами предложен способ рентгеностеометрии с использованием мерной доски собственной конструкции, представляющей собой рентгенконтрастную плоскость с нанесенной на ней рентгенконтрастной разметкой – параллельно натянутыми медными струнами и наличием специального приспособления, позволяющего выносить измерительную плоскость на необходимую высоту. Предложенным нами способом была проведена рентгеностеометрия ПК 30 пациентов от 17 до 25 лет, обратившихся в клинику по поводу травм и заболеваний верхней конечности. Женщин было 17, мужчин – 13. Исследовали те же остеометрические параметры. Восьми пациентам для уточнения диагноза выполнялась компьютерная томография, по которой осуществлялся контроль точности измерений. Статистическая обработка данных проводилась с помощью лицензированной программы Microsoft Excel.

Исследование кровоснабжения ПК проведено на 27 препаратах людей с инъекцией сосудов верхней конечности взвесью сульфата бария по методу Г.А.Оноприенко [7]. В первой группе (9 препаратов) выполняли инъекции через подмышечную артерию с перевязкой ее сразу после отхождения артерий, огибающих ПК; во второй группе (9 препаратов) производили инъекции через плечевую артерию с перевязкой её тотчас после отхождения глубокой артерии плеча; в третьей группе (9 препаратов) контрастное вещество вводили в подмышечную артерию до отхождения передней огибающей плечо артерии, а дистальнее отхождения глубокой артерии плеча плечевую артерию перевязывали. После наполнения сульфатом свинца артериального русла ПК последнюю освобождали от мягких тканей и выполняли рентгенографию в двух проекциях. Изучение сосудисто-нервных пучков верхних конечностей проводили на препаратах 12 трупов (6 женских, 6 мужских) на кафедре нормальной анатомии КГМУ. Использовали ме-

тоды макромикроскопической препаровки и измерения топографических взаимоотношений.

Исследование надежности фиксации лопаточных узлов приводов distractionного аппарата проводили на базе отдела деформирования и разрушения материалов НИИ проблем геодинамики Таврического национального университета им. В.И.Вернадского. Поскольку исследований по изучению distractionных усилий при удлинении плеча в литературе не выявлено, произведено экстраполирование данных по удлинению голени на плечо [8]. Произведен расчет площади сечения мышц голени и плеча, площади сечения большеберцовой, малоберцовой и ПК, distractionных усилий, возникающих при удлинении плеча. После этого экспериментально определены нагрузки, которые необходимо приложить к приводу distractionного устройства для срабатывания храповикового механизма (ХМ). Исследование надежности фиксации лопаточных узлов приводов проводили на 7 препаратах лопатки человека в течение суток с момента удаления последней из трупа. Лопатку жестко закрепляли на металлической балке и попеременно производили циклические нагрузки на передний и задний лопаточный приводы с нагрузкой, необходимой для срабатывания ХМ. Контроль нагрузки осуществляли по величине упругой деформации тарированной пружины.

Результаты исследования и их анализ.

Данные остеометрии показали, что средняя длина правых ПК на 2 мм больше, чем левых (320,8 ± 8 и 318,9 ± 8 мм соответственно). Наибольшее различие между длиной правой и левой ПК составило 13 мм. Во фронтальной плоскости диаметр ПК уменьшается от проксимального к дистальному концу и составляют: в верхней трети – 23,6 мм (минимальный – 18,0 мм, максимальный – 31,0 мм); в средней трети – 21,3 мм (минимальный – 15,5 мм, максимальный – 26,0 мм); в нижней трети – 19,9 мм (минимальный – 15,0 мм, максимальный – 25,5 мм). Сагиттальный размер также уменьшался в дистальном направлении: в верхней трети – 22,9 мм (минимальный – 16,5 мм, максимальный – 31,0 мм); в средней трети – 21,0 мм (минимальный – 15,0 мм, максимальный – 26,5 мм); в нижней трети – 19,0 мм (минимальный – 13,5 мм, максимальный – 25,5 мм). В сагиттальной плоскости средний диаметр ПК в верхней трети диафиза составил 22,9 мм (минимальный – 16,5 мм, максимальный – 31,0 мм), в среднем отделе – 21,0 мм (минимальный – 15,0 мм, максимальный – 26,5 мм), в нижней трети – 19,0 мм (минимальный – 13,5 мм, максимальный – 25,5 мм).

мм). Приведенные данные показывают, что фронтальные размеры ПК на протяжении диафиза преобладают над сагиттальными – наименее эта разница выражена в средней трети – до 3 мм.

Практический интерес представляют размеры костномозговой полости (КМП) как объекта для внутрикостной имплантации. Средняя длина костномозгового канала составила 239 ± 6 мм (75% от длины ПК). Фронтальный размер КМП в верхней трети составил $16,0 \pm 1,3$ мм (минимальный – 13,0 мм, максимальный – 21,0 мм), в средней трети – $12,0 \pm 1,1$ мм (минимальный – 9,0 мм, максимальный – 17,5 мм), в дистальной трети КМП имеет наименьший размер – $10,5 \pm 1,0$ мм (минимальный – 8,5 мм, максимальный – 13,5 мм). В сагиттальной плоскости диаметр КМП в проксимальной трети кости составляет $15,7 \pm 1,45$ мм (минимальный – 11,0 мм, максимальный – 19 мм), в средней трети, в отличие от других уровней, сагиттальный размер преобладает над фронтальным и составляет – $12,5 \pm 1,2$ мм (минимальный – 10 мм, максимальный – 17 мм), в нижней трети диаметр КМП также наименьший – $10,2 \pm 1,1$ мм (минимальный – 8,5 мм, максимальный – 13,5 мм).

Средние показатели, определенные с помощью рентгенометрии, не имели значительных отличий от данных прямой остеометрии, отмечалось незначительное преобладание отдельных показателей (до 5%), что связано с проекционным искажением на экране в результате расхождения рентген-лучей.

Наиболее вариабельным оказалось расположение и количество питательных отверстий на диафизах ПК. В 50% случаев определяли только дистальное питательное отверстие, которое располагалось по передне-внутренней поверхности на расстоянии $189,5 \pm 5$ мм (минимальное – 130 мм, максимальное – 240 мм) от проксимального эпифиза ПК. В 47% костей определяли по два питательных отверстия (проксимальное и дистальное). Первое определялось по задней поверхности ПК на расстоянии 141 ± 3 мм (минимальное – 95 мм, максимальное – 240 мм) от верхнего конца ПК. И только в 3% случаев отмечали изолированное проксимальное питательное отверстие. Таким образом, дистальное питательное отверстие имело место в 97% случаев, проксимальное – только в половине случаев, причем в 10% случаев проксимальное питательное отверстие было более выражено, чем дистальное.

Практическое значение для оптимальной функции мышц плеча при восстановлении длины имеет расположение дельтовидной бугристости,

а именно – сохранение нормального ЭДИ. Среднее расстояние от проксимального эпифиза до дельтовидной бугристости составило 158 ± 14 мм, а расчетный ЭДИ – 0,5.

Данные рентгеноостеометрических исследований пациентов показали, что длина ПК составила $310,2 \pm 20,0$ мм. Фронтальный размер КМП в верхней трети составил $15,0 \pm 1,4$ мм (минимальный – 10,3 мм, максимальный – 19,0 мм), в средней трети – $10,0 \pm 0,9$ мм (минимальный – 8,1 мм, максимальный – 11,3 мм), в дистальной трети КМП имеет наименьший размер – $8,2 \pm 0,8$ мм (минимальный – 7,2 мм, максимальный – 9,2 мм). В сагиттальной плоскости диаметр КМП в проксимальной трети кости составляет $14,4 \pm 1,4$ мм (минимальный – 10,2 мм, максимальный – 18,4 мм), в средней трети, в отличие от других уровней, сагиттальный размер преобладает над фронтальным и составляет $10,2 \pm 1,1$ мм (минимальный – 9,0 \pm 0,9 мм, максимальный – 11,2 мм), в нижней трети диаметр КМП также наименьший – 7,6 мм (минимальный – 5,5 мм, максимальный – 9,5 мм). Компьютерно-томографические показатели подтвердили максимальное соответствие результатов.

Изучив особенности расположения и количество питательных отверстий на ПК, нами была выделена зона риска для проведения остеотомии, при которой возможно повреждение устья питательной артерии, что может лишить ПК диафизарного кровообращения. Наименьшее расстояние до питательного отверстия составило 9,5 см, наибольшее – 24,0 см. Если принять длину ПК за 100%, то безопасной зоной для проведения остеотомии будут проксимальные 29,7% и дистальные 25,0% длины ПК. Данные остеометрии и рентгеноостеометрии позволили определить средние и абсолютные значения размеров КМП ПК, которые позволяют использовать внутрикостные дистракционные устройства с диаметром 11-13 мм в верхней трети, 9-11 мм – в средней, 8-9 мм – в нижней. Длина дистракционного устройства должна соответствовать степени укорочения ПК.

Отмечена закономерность, что при увеличении длины ПК нарастает значение ЭДИ, а при уменьшении длины ПК он соответственно снижается. Так, при длине ПК 36,5 см ЭДИ составил 0,54, а при длине 27,0 см – 0,45. Такая зависимость ЭДИ от длины ПК определена тем, что рост плеча в длину на 80% осуществляется за счет проксимальной метафизарной пластинки, а только на 20% за счет дистальной [9]. Проведение остеотомии дистальнее дельтовидной бугри-

стости приводит к еще большему снижению значения ЭДИ, уменьшению длины рычага дельтовидной мышцы, а общее увеличение длины плеча приводит к увеличению нагрузки на последнюю. При остеотомии ПК проксимальнее дельтовидной бугристости и удлинении плеча ЭДИ приближается к нормальному, создаются оптимальные условия для работы практически всех мышц плеча, поскольку двусуставные двуглавая и трехглавая мышцы плеча удлиняются независимо от выбранного уровня остеотомии, а мышцы плечевого пояса остаются интактными независимо от выбранного уровня остеотомии. Кроме того, от выбора уровня остеотомии зависит формообразование плеча. На рисунке 1 показано, что при выполнении остеотомии дистальнее дельтовидной бугристости происходит относительное укорочение контура дельтовидной мышцы и уменьшение окружности в средней и дистальной третях плеча. При проведении же остеотомии проксимальнее дельтовидной бугристости контур плеча становится приближенным к нормальному профилю.

Исследование кровоснабжения ПК с помощью контрастирования показало, что с точки зрения сохранения кровоснабжения оптимальным уровнем остеотомии является проксимальный метафиз ПК, тотчас ниже межбугорковой борозды. Проведение остеотомии в данной зоне повреждает артерии с наименьшим диаметром, в меньшей степени нарушает кровоснабжение ПК. Данная зона кровоснабжается из бассейнов эпи-

физарного и диафизарного русел за счет анастомозирования между ними. Проведение остеотомии дистальнее указанного уровня приводит к формированию зоны декомпенсации кровоснабжения проксимального фрагмента: чем дистальнее проводить остеотомию, тем больше по протяженности будет данная зона (рис. 2).

Имплантация внутрикостного дистракционного устройства в ПК подразумевает наличие 5 доступов (рис. 3): 1) над головкой ПК – для введения дистракционного устройства в костномозговой канал; 2) в проекции хирургической шейки ПК – для проведения остеотомии и проксимального блокирования дистракционного устройства; 3) в нижней трети плеча – для дистального блокирования дистракционного устройства; 4) над клювовидным отростком – для фиксации переднего лопаточного узла привода; 5) над акромиальным отростком – для фиксации заднего лопаточного узла привода.

Нами уточнены анатомо-топографические особенности сосудистых пучков и нервов в проекции операционных доступов, что с учетом конструктивных особенностей внутрикостного дистракционного устройства и хирургической технологии его имплантации минимизирует риск повреждения важных анатомических образований верхней конечности и обеспечивает безопасность оперативного вмешательства. Для исследования прочности фиксации лопаточных узлов привода аппарата определена зависимость между сжимающими усилиями, которые испытывает



Рис. 1. Компьютерное моделирование удлинения плеча. Рентгенография плеча больного ахондроплазией (А), проведение остеотомии дистальнее (Б) или проксимальнее (В) дельтовидной бугристости; рентгенография плеча здорового сверстника (Г).

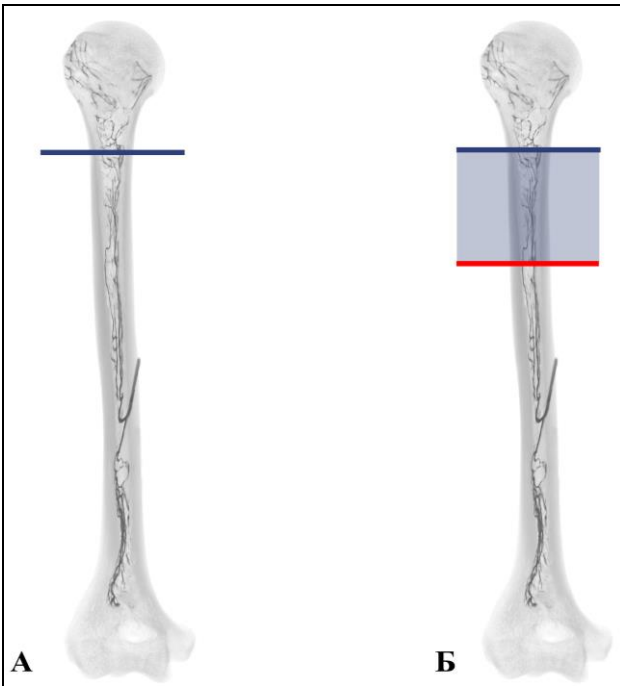


Рис. 2. Схема кровоснабження плечової кістки в залежності від вибраного рівня остеотомії: А – проведення остеотомії на рівні хірургічної шийки плечової кістки не приводить до порушення кровоснабження її фрагментів; Б – проведення остеотомії дистальніше вказаного рівня приводить до порушення кровоснабження проксимального фрагмента (прямокутником вказана область, позбавлена діафізарного кровоснабження при остеотомії плечової кістки в середній третині).

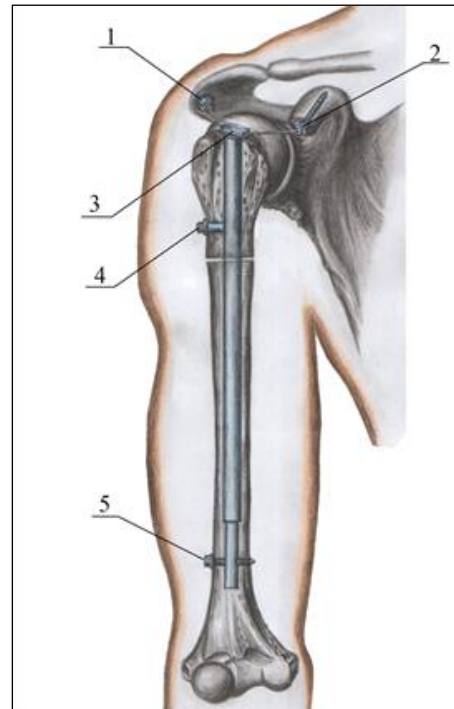


Рис. 3. Схема імплантованого дистракційного пристрою системи Блискунова для удлинєння плеча: 1 – задній лопаточний вузол привода; 2 – передній лопаточний вузол привода; 3 – головка дистракційного апарату; 4 – проксимальний блокуючий елемент; 5 – дистальний блокуючий елемент.

апарат со стороны удлиняемого сегмента, и усилиями, которые необходимо приложить к приводу аппарата для его срабатывания. Экспериментальные данные зависимости сжимающей нагрузки P , действующей на дистракционный аппарат со стороны связочно-мышечного аппарата, дистракционного регенерата, и усилия F воздействия на рычаг ХМ для его срабатывания от текущего времени t нагружения, измеряемого в количестве n точек отсчета ($t=n \cdot \Delta t$) приведены на рисунке 4. Эти зависимости получены при совершении цикла возвратно-вращательных движений рычага ХМ. С учетом того, что к рычагу ХМ был прикреплен датчик усилия, плечо прикладываемого к ХМ усилия составляло 170 мм.

Первоначально была задана нагрузка $P_0=230\text{ N}$; затем был произведен цикл из двадцати четырех возвратно-вращательных движений привода ХМ, обеспечивающих срабатывание дистракционного аппарата. При совершении каждого из возвратно-вращательных движений привода ХМ усилие на нем возрастало до вели-

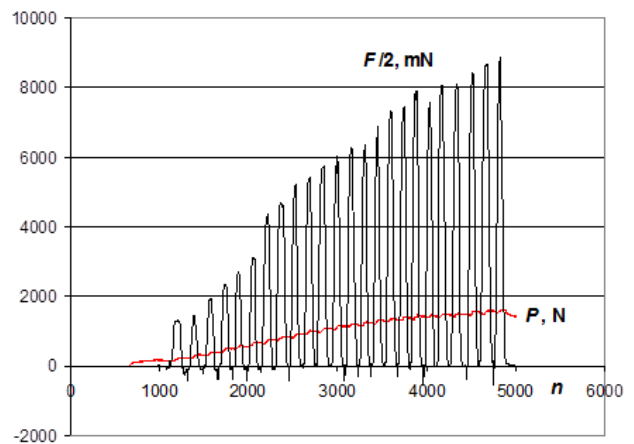


Рис. 4. Зависимости сжимающей нагрузки P (красная линия), действующей на дистракционный аппарат, и усилия F (черная линия) воздействия на рычаг храповикового механизма для его срабатывания от текущего времени t нагружения, измеряемого в количестве n точек отсчета ($t=n \cdot \Delta t$).

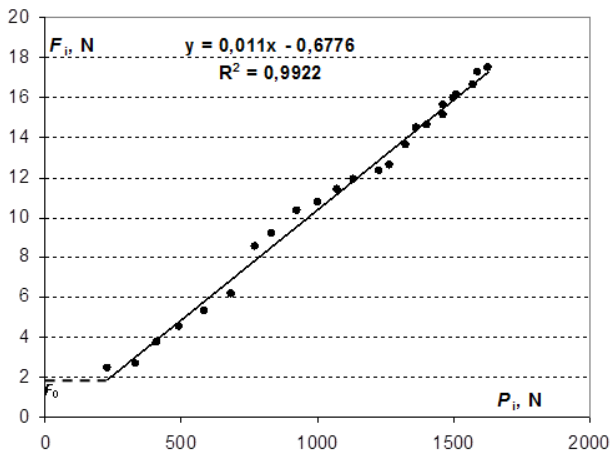


Рис. 5. Экспериментальная зависимость усилия F_1 воздействия на рычаг храповикового механизма для его срабатывания от сжимающей нагрузки P_1 , действующей на дистракционный аппарат для металлоостеосинтеза.

чины F_1 , при которой происходило срабатывание ХМ, после чего усилие на приводе ХМ падало до нуля. Поскольку срабатывание ХМ приводит к повороту ходового винта аппарата, происходит увеличение длины последнего. Это вызывает рост действующей на него нагрузки до значения P_1 . Таким образом, среди данных, приведенных на рисунке 5, имеется взаимно однозначное соответствие между величинами P_1 и F_1 при $i=1, 2...24$. Зависимость усилия F_1 воздействия на рычаг ХМ для его срабатывания от сжимающей нагрузки P_1 , действующей на дистракционный аппарат, представлена на рисунке 5. Здесь представлена также линия тренда для экспериментально определенных точек указанной зависимости и ее уравнение в виде $y=bx+y_0$, где в качестве

у и x следует понимать усилие F воздействия на рычаг ХМ для его срабатывания и сжимающую нагрузку P , действующую на дистракционный аппарат, соответственно, а в качестве b – коэффициент пропорциональности между ними. Величина достоверности аппроксимации R^2 при этом была не менее 0,99. Из этого следует, что в исследуемом диапазоне нагрузок зависимость усилия F воздействия на рычаг ХМ для его срабатывания от сжимающей нагрузки P_1 , действующей на дистракционный аппарат, можно считать линейной.

Исследование прочности фиксации лопаточных узлов привода показало, что после 3900 циклов воздействий на передний и задний лопаточный приводы с нагрузкой, необходимой для срабатывания ХМ дистракционного аппарата, сохранялась абсолютная стабильность в системе «привод-кость», что позволяет нам считать предложенный способ и выбор места фиксации надежным.

Выводы. 1. Проведение остеотомии проксимальнее дельтовидной бугристости ПК целесообразно с точки зрения формообразования плеча и сохранения оптимальных биомеханических условий для работы мышц плеча. 2. Уточненные анатомо-топографические особенности сосудистых пучков и нервов плеча позволили определить безопасные операционные доступы для имплантации интрамедуллярного дистракционного устройства в ПК. 3. Исследована и экспериментально доказана надежность фиксации лопаточных узлов привода при циклических нагрузках, возникающих во время работы дистракционного аппарата.

Список использованной литературы

1. Попков А.В. Удлинение плеч у больных ахондроплазией (обзор литературы) / А.В.Попков, О.В.Климов, А.М.Аранович // *Гений ортопедии*. – 2001. – № 1. – С. 94-98.
2. Шевцов В.И. Оперативное удлинение нижних конечностей / В.И.Шевцов, А.В.Попков. – М.: Медицина, 1998. – 192 с.
3. Противоречия чрескостного остеосинтеза: причины, значения, пути разрешения / Н.В.Корнилов [и др.] // *Травматол. и ортопедия*. – 2003. – № 1. – С. 52-59.
4. Макушин В.Д. Причины неудач и осложнений при возмещении дефектов длинных трубчатых костей методом чрескостного остеосинтеза по Илизарову / В.Д.Макушин, Л.Н.Куфтырев, В.Г.Камерин // *Гений ортопедии*. – 1996. – № 1. – С. 59-61.
5. Hankemeier S. Improved comfort in lower limb lengthening with the intramedullary skeletal kinetic distractor. Principles and preliminary clinical experiences / S.Hankemeier S.Hans-Christoph Pape // *J. Springer*. – 2004. – Vol. 124, № 2. – P. 129-133.
6. Блискунов А.И. Интрамедуллярная дистракция бедренной кости (предварительное сообщение) / А.И.Блискунов // *Ортопед., травматол. и протезир.* – 1983. – № 10. – С. 59-63.
7. Оноприенко Г.А. Вазкуляризация костей при переломах и дефектах / Оноприенко Г.А. – М.: Медицина, 1993. – 224 с.
8. Попков А.В. Биомеханические аспекты адаптационно-восстановительных изменений в дистракционном регенерате кости / А.В.Попков, Д.А.Попков, В.А.Немков // *Гений ортопедии*. – 1996. – № 1. – С. 47-49.
9. Алексина Л.А. О динамике синостозирования длинных трубчатых костей человека / Л.А.Алексина // *Арх. анат.* – 1985. – Т. 89, № 11. – С. 69-74.

АНАТОМО-ТОПОГРАФИЧЕСКОЕ И БИОМЕХАНИЧЕСКОЕ ОБОСНОВАНИЕ УДЛИНЕНИЯ ПЛЕЧА ИМПЛАНТИРУЕМЫМИ ИНТРАМЕДУЛЛЯРНЫМИ ДИСТРАКЦИОННЫМИ АППАРАТАМИ СИСТЕМЫ БЛИСКУНОВА

Резюме. В работе определены оптимальные типоразмеры distractionных устройств, оптимальный уровень остеотомии плечевой кости с точки зрения репаративного остеогенеза, формообразования плеча и биомеханических условий для работы мышц плеча. Экспериментально доказана надежность лопаточных узлов привода distractionного аппарата. Определены безопасные операционные доступы для имплантации интрамедуллярного distractionного устройства в плечевую кость.

Ключевые слова: удлинение плеча, интрамедуллярная distraction, анатомия, биомеханика.

ANATOMOTOPOGRAPHIC AND BIOMECHANICAL SUBSTANTIATION FOR LENGTHENING THE SHOULDER BY MEANS OF IMPLANTED INTRAMEDULLARY DISTRACTION APPARATUS OF BISKUNOV'S SYSTEM

Abstract. The authors have determined in their paper the optimal standard sizes of distraction appliances, the optimal level of osteotomy of the brachial bone from the point of view of reparative osteogenesis, the form-building of the shoulder and biomechanical conditions for the functioning of the brachial muscles. The reliability of the scapular drive points of the distraction apparatus has been corroborated experimentally. Safe operating approaches for implanting the intramedullary distraction device into the brachial bone have been determined.

Key words: shoulder lengthening, intramedullary distraction, anatomy, biomechanics.

Crimean State Medical University Named after S.I.Georgiievskiy (Simferopol)

Надійшла 28.01.2013 р.
Рецензент – проф. В.З.Сікора (Суми)