

## МЕХАНИКО-МАТЕМАТИЧЕСКОЕ ОБОСНОВАНИЕ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ ЛОПАТОЧНОГО ПРИВОДА ДИСТРАКЦИОННОГО УСТРОЙСТВА СИСТЕМЫ БЛИСКУНОВА ПРИ УДЛИНЕНИИ ПЛЕЧА

Р.С. Рамский, С.Н. Куценко, В.С. Пикалюк, \* Ю.А. Костандов, Е.С. Цеков, А.С. Рудик

ГУ «Крымский государственный медицинский университет им. С.П. Георгиевского»; \*Отдел деформирования и разрушения материалов НИИ проблем геодинамики Таврического национального университета имени В.И. Вернадского

**Рамский Р.С., Куценко С.Н., Пикалюк В.С., Костандов Ю.А., Цеков Е.С., Рудик А.С.** Механико-математическое обоснование использования лопаточного привода distractionного устройства системы блискунова при удлинении плеча // Украинський морфологічний альманах. – 2013. – Том 11, № 3. – С. 32-41.

На современном этапе развития ортопедии для решения проблемы эффективного лечения укорочений и дефектов конечностей все большее распространение получают имплантируемые distractionные устройства. Одним из таких методов для замещения дефектов и удлинения плеча может стать применение distractionного устройства системы Блискунова. Использование такого высокотехнологического метода требует точного расчета надежности работы внутрикостного аппарата в условиях его имплантации в плечевую кость и неразрывной связи с анатомическими и биомеханическими особенностями плечевого пояса. Для решения поставленной задачи нами выполнено исследование напряженно-деформированного состояния distractionного остеосинтеза плечевой кости и надежности фиксации лопаточных узлов привода аппарата. На основании литературных данных и собственных исследований нами установлено, что distractionные усилия, возникающие в тканях плеча на высоте удлинения не превышают 500 N. Экспериментально определена зависимость между сжимающими нагрузками на distractionный аппарат и моментом усилия, который необходимо приложить к приводу устройства для возникновения distractionного эффекта. Момент усилия срабатывания храпового механизма составил 0,816 N·м. Определение надежности лопаточных узлов привода distractionного аппарата производили на стенде, состоящим из силозадающего устройства, соединенного посредством тарированного упругого элемента поочередно с передним и задним лопаточным узлами привода при жестко фиксированной лопатке. Таким образом, проведенные исследования показали, что передний, и задний лопаточные узлы привода distractionного устройства выдержали по 3900 циклов нагружения и разгрузки при амплитудном значении момента усилия 0,816 N·м. Из этого следует вывод о надежности фиксации переднего и заднего лопаточных узлов привода внутрикостного distractionного устройства.

**Ключевые слова:** distractionный остеосинтез, плечо, напряженно-деформированное состояние.

**Рамский Р.С., Куценко С.Н., Пикалюк В.С., Костандов Ю.А., Цеков Е.С., Рудик А.С.** Механико-математичне обґрунтування використання лопаткового приводу distractionного пристрою системи блискунова при подовженні плеча // Український морфологічний альманах. – 2013. – Том 11, № 3. – С. 32-41.

На сучасному етапі розвитку ортопедії для вирішення проблем ефективного лікування укорочень та дефектів кінцівок все більше розповсюдження отримують distractionні пристрої, що імплантуються. Одним із таких методів для заміщення дефектів та подовження плеча може стати використання distractionного пристрою системи Блискунова. Використання такого високотехнологічного методу потребує точних розрахунків надійності роботи внутрикостного апарату в умовах його імплантації у плечову кістку і нерозривного зв'язку з анатомічними та біомеханічними особливостями плечевого поясу. Для вирішення поставленого завдання нами виконано дослідження напружено-деформованого стану distractionного остеосинтезу плечової кістки та надійності фіксації лопаткових вузлів приводу апарату. На основі літературних даних та власних досліджень нами встановлено, що distractionні зусилля, які виникають у м'яких тканинах плеча на висоті подовження, не перевищують 500 N. Експериментально визначена залежність між стискаючими навантаженнями на distractionний апарат і моментом зусилля, який необхідно прикласти до приводу пристрою для виникнення distractionного ефекту. Момент зусилля срабатывания храпового механизма склав 0,816 N·м. Визначення надійності фіксації лопаткових вузлів приводу distractionного апарату проводили на стенді, який складався з силозадавального пристрою, з'єданого за допомогою тарованого пружного елемента по черзі з переднім і заднім лопатковими вузлами приводу при жорстко фіксованій лопатці. Таким чином, проведені дослідження показали, що передній і задній лопаткові вузли приводу distractionного пристрою витримали по 3900 циклів навантаження та розвантаження при амплітудному значенні моменту зусилля 0,816 N·м. З цього випливає висновок про надійність фіксації переднього і заднього лопаткових вузлів приводу внутрикостного distractionного пристрою.

**Ключові слова:** distractionний остеосинтез, плече, напружено-деформований стан.

**Ramskyi R.S., Kutsenko S.N., Pykalyuk V.S., Kostandov Y.A., Tsekov E.S., Rudyk A.S.** Mechanical and mathematical justify the use of scapular distraction device gear of bliskunov's system in shoulder lengthening // Український морфологічний альманах. – 2013. – Том 11, № 3. – С. 32-41.

At the present stage of development of orthopedics solutions to the problem of effective treatment of shortening and limb defects implantable distraction devices are becoming increasingly popular. One of these methods for defect replacement and lengthening of the shoulder can be the use of Bliskunov's system distraction devices. The use of such high-tech method requires an accurate calculation of the reliability of intraosseous device in terms of its implantation in the humerus and close relationship with the anatomical and biomechanical features of the shoulder girdle. To solve the problem we used to study the stress-strain state of distraction osteosynthesis of humerus and reliability of fixing of the scapular distraction device gear. Based on the literature and our own researches we have found that distraction forces occurring in the tissues of the shoulder at a height of lengthening does not exceed 500 N. The experimentally determined relationship between the compressive loads on the distraction apparatus and moment of force, which should be attached to the drive unit for the emergence of the distraction effect. The moment of actuation force ratchet up 0,816 N·m. Determining the reliability of scapular distraction device gear of the distraction apparatus made on the stand, consisting of force-giving device connected via a torque elastic element alternately with front and rear scapular units of the distraction device gear with a hard fixed scapula. Thus, studies have shown that the front and rear scapular units of gear of the distraction device stood for 3,900 cycles of loading and unloading at the peak value of the moment of force 0,816 N·m. We concluded the reliability of fixation front and rear scapular gear units of the intraosseous distraction device.

**Key words:** distraction osteosynthesis, shoulder, stress-strain state.

**Введение.** Проблема дефектов и укорочений плеча на современном этапе развития ортопедии представляет собой сложную и актуальную задачу [1-5]. Ряд существующих недостатков внеочагового distractionного остеосинтеза заставляет искать новые пути решения данной проблемы [1-3].

Перспективным направлением в решении задачи замещения дефектов и удлинения плеча является применение distractionных устройств системы Блискунова. Использование такого высокотехнологического метода, как внутрикостный distractionный остеосинтез требует точного расчета

надежности работы distractionного аппарата в условиях его имплантации в плечевую кость и неразрывной связи с анатомическими и биомеханическими особенностями плечевого пояса. Поэтому возникает необходимость механико-математического исследования системы distractionного остеосинтеза.

**Цель.** Механико-математическое обоснование использования distractionного устройства системы Блискунова для удлинения плеча и исследование надежности фиксации лопаточных узлов привода при циклических нагрузках.

#### Задачи

1. Определить зависимость между усилиями, которые необходимо приложить к приводу distractionного аппарата для срабатывания храпового механизма и сжимающей нагрузки, действующей по оси кости.

2. Определить силы, действующие на передний и задний лопаточные узлы привода внутрикостного distractionного устройства при максимальном удлинении.

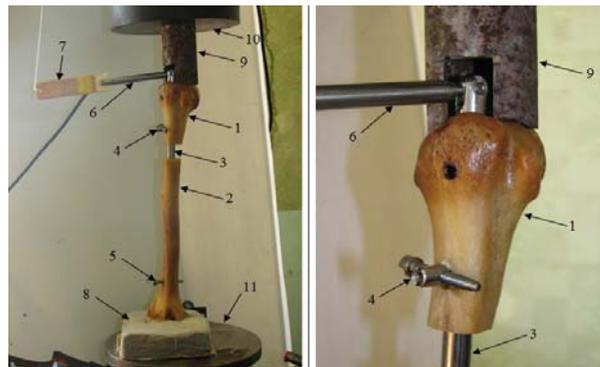
3. Исследовать надежность системы «дистрактор-кость» переднего и заднего лопаточного узлов привода distractionного аппарата при циклических нагрузках.

**Материал и методы.** Механико-математическое исследование системы distractionного металлоостеосинтеза было выполнено на базе отдела деформирования и разрушения материалов НИИ проблем геодинамики Таврического национального университета имени В.И. Вернадского в рамках договора № 796 от 25.11.2010 г. о сотрудничестве между Таврическим национальным университетом им. В.И. Вернадского и Крымским государственным медицинским университетом им. С.И. Георгиевского.

Distraction в аппарате производится за счет вращения ходового винта, осуществляемого приводом храпового механизма. Храповый механизм предназначен для преобразования возвратно-вращательного движения головки аппарата в линейное перемещение внутреннего корпуса аппарата относительно наружного. Таким образом, применение в конструкции аппарата храпового механизма с рычагом позволяет возвратно-вращательным движением головки аппарата задавать дискретно-дозированную distraction удлиняемой конечности. Однако, использование храпового механизма предполагает необходимость преодоления возникающих между зубьями храповых колес сил трения покоя и скольжения, которые зависят от многих факторов (качества обработки контактирующих поверхностей, величин сил, действующих по нормали к ним, наличия и вида смазки и т.д.) и трудно поддаются учету [6]. Кроме того, в связи со сложностью физико-химических процессов, протекающих в зоне фрикционного взаимодействия, процессы трения принципиально не поддаются описанию с помощью методов классической механики. В связи с этим построение математической модели distractionного аппарата с заданием distraction при помощи храпового механизма с приводом не представляется возможным. В свою очередь, это делает невоз-

можным применение численных методов для определения усилий, прилагаемых к храповому механизму системы distractionного остеосинтеза. Поэтому предлагается решение задачи определения усилий, прилагаемых к приводу храпового механизма для задания требуемой distraction методом натурального эксперимента. Методика исследования состоит в нагружении продольной сжимающей нагрузкой ( $P$ ) distractionного аппарата, фиксированного в плечевой кости, на которой была выполнена остеотомия, и определении при этом усилия ( $F$ ), которое требуется приложить к приводу храпового механизма для его срабатывания. Для реализации этой методики нижнюю часть плечевой кости фиксировали в вертикальном состоянии в параллелепипеде из песчано-цементного раствора (ПЦР) путем помещения ее в разборную кювету, заполненную свежеприготовленным ПЦР. Distractionный аппарат закреплялся с помощью блокирующих винтов в верхнем и нижнем фрагментах плечевой кости. Параллелепипед (8) с закрепленным в нем нижним фрагментом (2) кости, аппаратом (3) и верхним фрагментом (1) кости размещался на нижней плите (11) испытательной машины УМЭ-10М, как показано на рис.1. Между верхним фрагментом (1) кости и верхней плитой (10) испытательной машины устанавливался стальной цилиндр (9) с пазом, вырезанным для возможности осуществления возвратно-вращательного движения рычага (6) храпового механизма. К приводу храпового механизма был прикреплен датчик усилия (7).

Методика экспериментального определения усилий, прилагаемых к приводу храпового механизма distractionного аппарата для задания требуемой distraction, состоит в определении текущей сжимающей нагрузки на него и соответствующего ей усилия воздействия на привод храпового механизма для его срабатывания, т.е. задания одношаговой distraction.



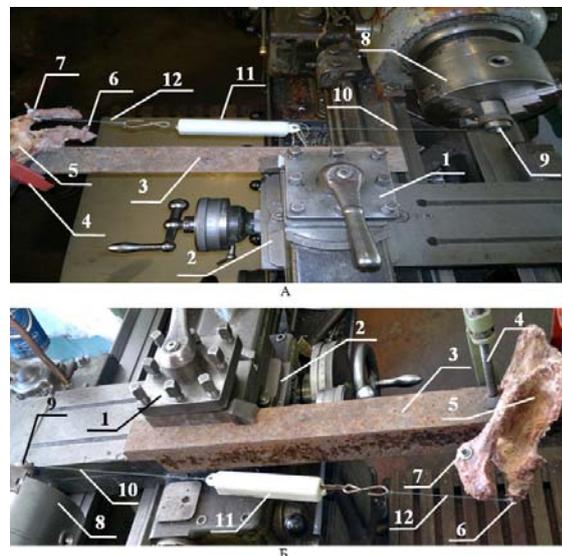
**Рис. 1.** Стенд для реализации экспериментальной методики определения усилий, прилагаемых к храповому механизму для задания определенной distraction: 1 и 2 – верхняя и нижняя части плечевой кости; 3 – distractionный аппарат; 4 и 5 – верхний и нижний блокирующие винты; 6 – привод храпового механизма; 7 – датчик усилия, прикладываемого к храповому механизму; 8 – параллелепипед из ПЦР; 9 – стальной цилиндр с пазом; 10 и 11 – верхняя и нижняя плиты испытательной машины.

Регистрация сжимающей нагрузки на distractionный аппарат и усилия воздействия на привод храпового механизма проводилась с по-

мощью аппаратно-программного модуля (АПМ). Этот модуль предусматривает использование тензодатчиков, электрический сигнал от которых подавался на трехканальный дифференциальный усилитель, затем - на аналогово-цифровой преобразователь (АЦП) и в компьютер. Тарировка (проверка показаний) методики определения текущей сжимающей нагрузки на distractionный аппарат для остеосинтеза состояла в тарировке тензодатчика нагрузки испытательной машины УМЭ-10М с помощью пресса УП-7. Тарировка методики определения усилия воздействия на привод храпового механизма для его срабатывания, т.е. задания одношаговой distraction, состояла в тарировке датчика усилия, прикладываемого к храповому механизму, с помощью тарировочного устройства, набора гирь и разновесов. Использование описанной выше методики и аппаратуры обеспечивало чувствительность измерений по сжимающей нагрузке на distractionный аппарат и усилия воздействия на привод храпового механизма для его срабатывания до  $5,0 \text{ N}$  и  $10^{-2} \text{ N}$  соответственно. Дискретность преобразования при регистрации величин нагрузки составляла  $\Delta t = 16,5 \cdot 10^{-3} \text{ с}$ . Для определения сил, действующих на передний и задний лопаточные узлы привода, необходимо исследование напряженно-деформированного состояния (НДС) системы distractionного остеосинтеза. При этом используются аналитические или численные расчеты, проводятся натурные или модельные эксперименты. Аналитические расчеты базируются на математических методах решения краевых задач, которые обычно сложны и трудоемки, а потому ограничены достаточно простыми геометрическими формами тел, граничными условиями и схемами нагружения. Численные методы исследования НДС конструкций не ограничены ни формой ее элементов, ни способом приложения нагрузки, и позволяют варьировать в широких пределах физико-механические свойства элементов конструкций. С распространением и совершенствованием вычислительной техники все вышеперечисленное способствует их широкому применению для решения широкого спектра задач механики твердого деформируемого тела. Однако их использование ограничивается отсутствием во многих случаях данных относительно физико-механических свойств (модуля упругости, коэффициента Пуассона, релаксационных характеристик и т.д.) тканей человеческого организма в процессе их нагружения и деформирования. Сложность конструкции системы остеосинтеза, требующая рассмотрения поставленной задачи в трехмерной постановке, и значительное различие физико-механических свойств ее элементов делают проведение модельных экспериментов чрезвычайно сложным и дорогостоящим, а адекватность результатов исследования НДС, полученных на моделях, реальным значениям в натуре – весьма сомнительной. Проведение натуральных экспериментов, требующих применения тех или иных датчиков нагрузки или деформации, в случае distractionного металло-остеосинтеза, выполняемого в живом организме, чрезвычайно затруднительно, но остается единст-

венным методом адекватного определения параметров НДС при этом. К сожалению, литературных данных о distractionных усилиях, возникающих при удлинении плеча нами не было обнаружено. Значение distractionных усилий, возникающих на высоте distraction при удлинении голени определены и составляют –  $500-600 \text{ N}$  [7]. Для того, чтобы можно было экстраполировать данные, полученные при удлинении голени на плечо проведено исследование площадей сечения мышц и костей голени (32 пациент) и плеча (31 пациент), а также отношение площадей сечения кости к мышцам для голени и плеча.

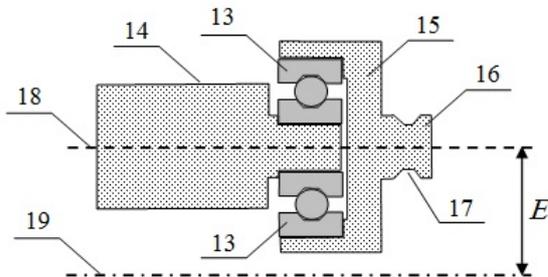
Для определения надежности фиксации лопаточных узлов приводов была разработана соответствующая методика. Она основывалась на использовании силозадающего устройства, как показано на рис. 2, и состояла в следующем. В резцедержателе (1) суппорта (2) токарного станка, жестко закреплялся стальной равнобокий уголок (3) длиной 600 мм с шириной полок 50 мм и их высотой 5 мм. На этом уголке с помощью струбцин (4) закреплялась в нужном положении лопатка (5) с имплантированными в нее передним (6) и задним (7) лопаточными узлами привода. В кулачковом патроне (8) токарного станка с эксцентриситетом  $\Delta$  закреплялось силозадающее устройство (9), к которому крепился мягкий привод (10), через который задавалось деформирование упругого элемента (11). В свою очередь упругий элемент (11) через мягкий привод (12) воздействовал силой  $F$  поочередно на передний (6) или задний (7) лопаточные узлы привода distractionного устройства.



**Рис. 2.** Стенд для реализации циклического нагружения заднего (А) и переднего (Б) лопаточных узлов привода distractionного устройства с помощью токарного станка ТВ-320. 1 – резцедержатель токарного станка; 2 – суппорт токарного станка; 3 – стальной равнобокий уголок; 4 – струбцины; 5 – лопатка; 6 – передний лопаточный узел привода distractionного устройства; 7 – задний лопаточный узел привода distractionного устройства; 8 – кулачковый патрон токарного станка; 9 – силозадающее устройство; 10, 12 – мягкие приводы; 11 – упругий элемент;

Силозадающее устройство (9), показанное на рис.3, представляло собой подшипник (13), размещенный между внутренней (14) и наружной (15) стальными обоймами. Внутренняя обойма (14)

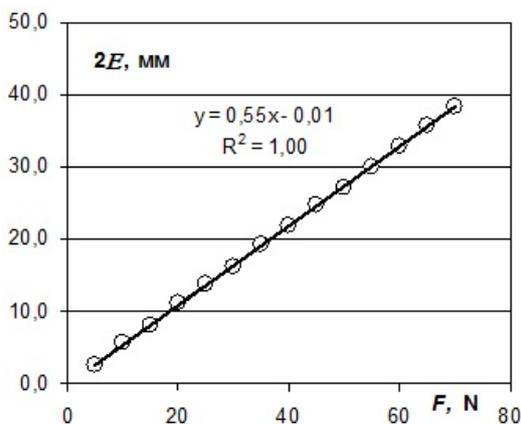
закреплялась в кулачковом патроне (8) токарного станка с эксцентриситетом ( $E$ ), а на наружной обойме (15) был выполнен цилиндрический выступ (16) с кольцевой проточкой (17) для крепления в ней мягкого привода (10). Наличие в устройстве (9) подшипника (13) позволило устранить трение скольжения между устройством (9) и мягким приводом (10).



**Рис. 3.** Схема силозадающего устройства. 13 – подшипник; 14 – внутренняя обойма; 15 – наружная обойма; 16 – выступ; 17 – кольцевая проточка; 18 – ось вращения подшипника с наружной обоймой; 19 – ось вращения кулачкового патрона токарного станка.

Величина эксцентриситета ( $E$ ), равного расстоянию между осями вращения подшипника с наружной обоймой (18) и кулачкового патрона токарного станка (19), задавалась такой, чтобы через мягкий привод (10) обеспечить деформирование упругого элемента (11) на величину ( $2E$ ), приводящее к воздействию через мягкий привод (12) силой ( $F$ ) на передний (6) или задний (7) лопаточные узлы привода distractionного устройства.

Результаты тарировки упругого элемента (11), то есть установления зависимости его деформирования (удлинения) ( $2E$ ) от приложенной к нему силы ( $F$ ), приведены на рис.4. Здесь также представлена линия тренда для экспериментально определенных точек указанной зависимости и ее уравнение в виде  $y=bx+y_0$ , где в качестве  $y$  и  $x$  следует понимать удлинение ( $2E$ ) упругого элемента (11) (см. рис.2) и приложенную к нему силу ( $F$ ), соответственно, а в качестве  $b$  - коэффициент пропорциональности между ними.



**Рис. 4** График зависимости удлинения ( $2F$ ) упругого элемента (11) (см. рис.2) от приложенной к нему силы ( $F$ )

Величина достоверности аппроксимации ( $R^2$ ) при этом была не хуже 1,00. Из этого следует, что в исследуемом диапазоне нагрузок зависимость удлинения ( $2E$ ) упругого элемента (11) от приложенной к нему силы ( $F$ ) можно считать линейной (см. рис.2). Поэтому с достаточной высокой точностью можно записать:

$$E=0,27 \cdot F. \quad (1)$$

Согласно (2), значение силы ( $F_1$ ) натяжения мягкого привода (5) (см. рис. 3), действующей на передний лопаточный узел привода distractionного устройства при наружной ротации плеча  $F_1=48,0N$ .

$$F_1 = \frac{M_d}{l} \cdot \frac{1}{\sin \alpha} = \frac{0,816 \text{ Н}\cdot\text{м}}{17 \cdot 10^{-3} \text{ м}} \cdot \frac{1}{\sin 90^\circ} = 48,0 \text{ Н} \cdot (2)$$

Поэтому эксцентриситет, с которым силозадающее устройство устанавливалось в кулачковый патрон токарного станка, равен

$$E = 0,27 \cdot F_1 = 0,27 \frac{\text{мм}}{\text{Н}} \cdot 48,0 \text{ Н} = 13,0 \text{ мм} \cdot (3)$$

В свете сформулированных задач нами проведено экспериментальное исследование надежности фиксации переднего и заднего лопаточного узлов привода при циклических нагрузках. Исследование состоит в экспериментальном установлении способности элементов внутрикостного distractionного устройства сохранить их целостность при неизменности их формы в результате необходимого для distraction количества циклов их нагружения и разгрузки. В качестве объектов исследования были выбраны такие наиболее ответственные и, вместе с тем, уязвимые элементы внутрикостного distractionного устройства, как клювовидный отросток лопатки с имплантированным в него передним лопаточным узлом привода и акромиальный отросток лопатки с имплантированным в него задним лопаточным узлом привода.

Производили ориентацию лопатки, закрепленной на стальном уголке и содержащей имплантированные в нее передний и задний лопаточные узлы привода distractionного устройства, относительно силозадающего устройства. Это осуществлялось с помощью продольного и поперечного перемещений суппорта и резцедержателя токарного станка. Силовое устройство соединялось мягким приводом с упругим элементом, который, в свою очередь, соединялся мягким приводом с передним (или задним) лопаточным узлом привода distractionного устройства. После этого включалось вращение кулачкового патрона токарного станка со скоростью  $\omega = 65$  об/мин, за счет чего происходило циклическое нагружение переднего (или заднего) лопаточного узлов привода distractionного устройства. Время  $T_c$ , в течение которого лопаточные узлы привода distractionного устройства должны были сохранить свою целостность при неизменности их формы, определялось по формуле  $T_c=n/\omega$ , где  $n$  - необходимое для distraction количество циклов нагру-

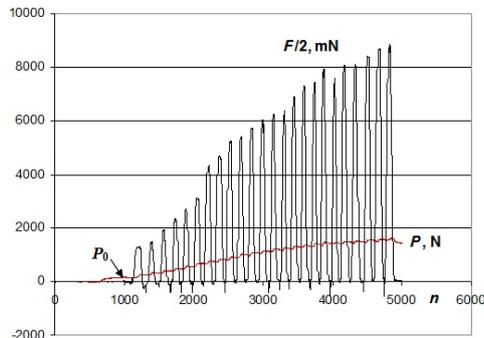
жения и разгрузки. Так  $T_c = 60$  мин при  $n = 3900$ , которое более, чем в 2 раза превосходит необходимое на практике для distraction количество циклов  $n_c = 1850$  нагружения и разгрузки.

**Результаты и их обсуждение.** Задача экспериментального определения зависимости усилий, которые необходимо приложить к приводу distractionного устройства для срабатывания храпового механизма от сжимающей нагрузки на внутрикостный аппарат была решена следующим образом.

Экспериментальные зависимости сжимающей нагрузки ( $P$ ), действующей на distractionный аппарат, и усилия ( $F$ ) воздействия на привод храпового механизма для его срабатывания от текущего времени ( $t$ ) нагружения, измеряемого в количестве  $n$  точек отсчета ( $t=n*\Delta t$ ) приведены на рис. 5. Эти зависимости получены при совершении цикла возвратно-вращательных движений рычага храпового механизма. С учетом того, что к рычагу храпового механизма был прикреплен датчик усилия, плечо прикладываемого к храповому механизму усилия составляло 170 мм.

Эксперимент проводился следующим образом:

- 1) первоначально была задана нагрузка  $P_0=230N$ ;
- 2) затем был произведен цикл из двадцати четырех возвратно-вращательных движений рычага храпового механизма, обеспечивающих его срабатывание, что привело к разрушению плечевой кости в результате ее деформации на 1,36 мм.

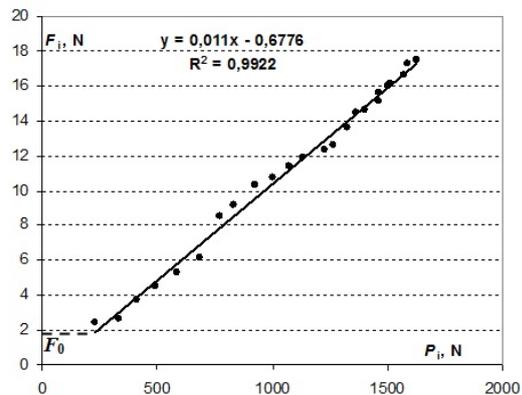


**Рис. 5.** График экспериментальной зависимости сжимающей нагрузки  $P$  (красная линия), действующей на distractionный аппарат, и усилия  $F$  (черная линия) воздействия на привод храпового механизма для его срабатывания от текущего времени  $t$  нагружения, измеряемого в количестве  $n$  точек отсчета ( $t=n*\Delta t$ ).

При совершении каждого из возвратно-вращательных движений рычага храпового механизма усилие на нем возрастало до величины ( $F_i$ ), при котором происходило срабатывание храпового механизма, после чего усилие на рычаге храпового механизма снижалось до нуля. Поскольку срабатывание храпового механизма приводит к повороту ходового винта distractionного аппарата, происходит увеличение его длины. Последнее вызывает рост действующей на него нагрузки до значения ( $P$ ). Таким образом, среди данных, приведенных на рис.5, имеется взаимно однозначное соответствие между величинами ( $P_i$ ) и ( $F_i$ )

при  $i=1,2...24$ . Зависимость усилия ( $F_i$ ) воздействия на привод храпового механизма для его срабатывания от сжимающей нагрузки ( $P_i$ ), действующей на distractionный аппарат (см. рис.5).

На рис.6 представлена также линия тренда для экспериментально определенных точек указанной зависимости  $y$  и  $x$  следует понимать усилие ( $F$ ) воздействия на привод храпового механизма для его срабатывания и сжимающую нагрузку ( $P$ ), действующую на distractionный 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 привод храпового механизма для его срабатывания от сжимающей нагрузки ( $P$ ), действующей на distractionный аппарат, можно считать линейной.



**Рис. 6** График экспериментальной зависимости усилия ( $F_i$ ) воздействия на привод храпового механизма для его срабатывания от сжимающей нагрузки ( $P$ ), действующей на distractionный аппарат

Следует отметить, что учет величины  $y_0 = -0,6776$  в уравнении линии тренда при выполнении расчетов значения  $F$  в зависимости от величины  $P$  требует особого пояснения. Величина  $y_0$  является лишь постоянной составляющей в уравнении линии тренда и физический смысл ее состоит в значении величины  $F$  при  $P=0$ . Однако ясно, что при  $P=0$ , т.е. при отсутствии сжимающей нагрузки, действующей на distractionный аппарат, величина усилия ( $F$ ) воздействия на привод храпового механизма для его срабатывания не может быть меньше некоторого значения ( $F_0$ ), определенного экспериментально, что отражено пунктирной линией на рис. 6. Поэтому, следует принять, что:

$$F = 1,8N \quad (4)$$

при  $P \leq 200N$  и

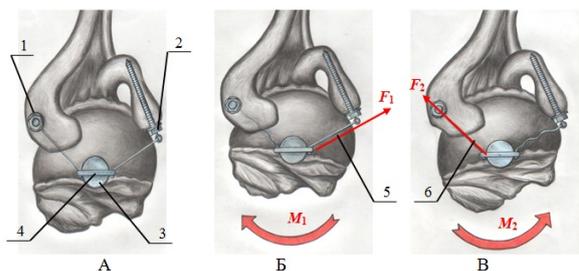
$$F = 0,011P - 0,6776 \quad (5)$$

при  $P > 200N$ .

Таким образом, зависимость между сжимающей нагрузкой на аппарат и усилиями, которые необходимо приложить к приводу устройства для срабатывания храпового механизма является линейной после значения  $P$  более 200 N. При значении  $P$  менее 200 N усилие для срабатывания храпового механизма является постоянным и составляет 1,8 N.

Для определения сил, действующих на передний и задний лопаточные узлы привода внутрикостного дистракционного устройства для удлинения плечевой кости необходимо рассмотреть некоторые детали принципа работы привода внутрикостного дистракционного устройства в плечевой кости, который показан на рис.7.

При наружной ротации плеча (рис.7 Б) происходит натяжение силой ( $F_1$ ) мягкого привода (5) между передним лопаточным узлом привода (2) и пластиной (4) головки внутрикостного дистракционного устройства (3), что задает головке внутрикостного дистракционного устройства (3) крутящий момент ( $M_1$ ) и вызывает срабатывание храпового механизма и дистракционный эффект. Длина пластины (4) составляет  $L=2l=34$  мм.



**Рис. 7.** Схема имплантации и принцип работы привода дистракционного устройства (вид сверху, правое плечо). А – среднее (нейтральное) положение дистракционного устройства между наружной и внутренней ротациями плеча; Б – наружная ротация плеча; В – внутренняя ротация плеча. 1 – задний лопаточный узел привода; 2 – передний лопаточный узел привода; 3 – головка внутрикостного дистракционного устройства с пластиной 4; 5 и 6 – мягкие приводы, которые могут изменять свою форму при их неизменной длине.

Во время внутренней ротации плеча (рис.7В) натягивается силой ( $F_2$ ) мягкий привод (5) между задним лопаточным узлом привода (1) и пластиной (4) головки внутрикостного дистракционного устройства (3), что задает головке внутрикостного дистракционного устройства (3) крутящий момент ( $M_2$ ), и храповый механизм возвращается в нейтральное положение (рис.7А).

Для установления значений сил ( $F_1$ ) и ( $F_2$ ) согласно формулам (4) или (5) необходимо знать значение сжимающей нагрузки ( $P_d$ ), действующей на внутрикостное дистракционное устройство вдоль его оси. Определение значения сжимающей нагрузки ( $P_d$ ) требует изучения НДС системы остеосинтеза, которая представляет собой достаточно сложную механическую конструкцию. Дистракционные усилия, которые приходится преодолевать дистракционному аппарату складываются из сопротивления растяжению мышечно-фасциального футляра и дистракционного костного регенерата, причем к концу периода дистракции удельный вес дистракционных усилий со стороны последнего преобладает [7]. Из вышесказанного следует, что значение сжимающей нагрузки на дистракционный аппарат зависит от площади сечения удлиняемого сегмента, а точнее от площадей сечения мышц и дистракционного регенерата. Результаты определения средних значений площадей сечений костей и мышц голени по компьютерным томограммам тридцати двух пациентов приведены в таблице 1.

**Таблица 1.** Значения площади сечений костей и мышц голени, N=32

Определяемая величина	Среднее значение, М	Среднеквадратичное отклонение, m
Площадь сечения большеберцовой кости, см <sup>2</sup>	4,8	0,8
Площадь сечения малоберцовой кости, см <sup>2</sup>	1,4	0,3
Суммарная площадь сечений большой и малой берцовых костей, см <sup>2</sup>	6,2	0,9
Площадь сечения мышц голени, см <sup>2</sup>	100,2	12,5
Отношение площади сечения костей голени к площади сечения мышц	0,06	

Из таблицы 1 следует, что средние значения площади сечений костей и мышц голени составляют  $S_{кз}=6,2$  см<sup>2</sup> и  $S_{ме}=100,2$  см<sup>2</sup>, соответственно.

По формуле, предложенной Neumysfield S.B. [8], определена площадь сечения мышц плеча в средней трети, которая на данном уровне определяется двуглавой и трехглавой мышцами.

$$ПСП=[27,4-3,1416x1,1]^2/4x3,1416-10 = 35,5 \text{ см}^2,$$

где ПМП – площадь сечения мышц плеча, ОП – окружность плеча в средней трети, КЖСТ – толщина кожной складки над трицепсом [9].

Однако при проведении остеотомии выше дельтовидной бугристости и дистракции плеча растягиваются еще и мышцы верхней трети плеча – дельтовидная и клювоплечевая мышцы. Из анализа результатов компьютерных томограмм тридцати одного пациента следует, что площади сечения кости и мышц для плеча не

превышают  $S_{кп \text{ max}}=4$  см<sup>2</sup> (при среднем значении  $S_{кп}=2,5$  см<sup>2</sup>) и  $S_{мн}=76$  см<sup>2</sup>, соответственно (таблица 2).

Поскольку в плече площади сечений кости и мышц меньше, чем в голени, то и величина сжимающей нагрузки, действующей на внутрикостное дистракционное устройство в плече, также меньше.

В связи с тем, что отношение площади сечения кости к площади сечения мышц в голени в два раза превышает такое соотношение в плече (0,06 и 0,03 соответственно), и отсутствия данных об удельном весе дистракционных усилий со стороны дистракционного регенерата и мышечно-фасциального футляра, то и определить во сколько раз эти усилия при удлинении плеча меньше, чем при удлинении голени, не представляется возможным. Можно лишь утверждать, что сжимающие усилия со стороны мышц и дистракционного регенерата при удли-

нении плеча не превышают таковые при удлинении голени, поэтому для дальнейших расчетов примем его завышенное значение, равное  $P_d = 500 \text{ N}$ .

Таблица 2. Значения площадей сечений костей и мышц плеча,  $N=31$

Определяемая величина	Среднее значение, М	Среднеквадратичное отклонение, м
Площадь сечения плечевой кости, $\text{см}^2$	2,5	0,65
Суммарная площадь сечений двуглавой и трехглавой мышц плеча, $\text{см}^2$	35,5	-
Площадь сечения дельтовидной мышцы, $\text{см}^2$	35,9	5,5
Площадь сечения клювоплечевой мышцы, $\text{см}^2$	4,5	1,2
Суммарная площадь сечения мышц плеча, $\text{см}^2$	75,9	-
Отношение площади сечения плечевой кости к площади сечения мышц плеча	0,03	-

Как было установлено ранее (см. рис.6), в соответствие формулы (5.1), этому значению  $P_d = 500 \text{ N}$  соответствовало значение усилия срабатывания храпового механизма  $F_d = 4,8 \text{ N}$ . При этом усилии ( $F_d$ ) прикладывалось к рычагу (6) храпового механизма (рис.5.1) под углом  $\alpha = 90^\circ$ , а плечо прикладываемого к храповому механизму усилия ( $F_d$ ) составляло 170 мм. Следовательно, момент усилия срабатывания храпового механизма составлял  $M_d = 4,8 \text{ N} \cdot 170 \text{ мм} = 0,816 \text{ N}\cdot\text{м}$ .

При использовании внутрикостного distractionного устройства в плечевой кости наружная ротация плеча (см. рис.7 Б) требует, как указано выше, задания головке внутрикостного distractionного устройства (3) крутящего момента ( $M_f$ ). Из рис. 8 следует, что  $M_f = F_1 l \sin \alpha$ , где  $\alpha$  - угол между направлениями действия силы ( $F_1$ ) и линией, проходящей через ось (7) головки внутрикостного distractionного устройства (3) и точку крепления мягкого привода (5) к пластине (4) головки distractionного устройства.

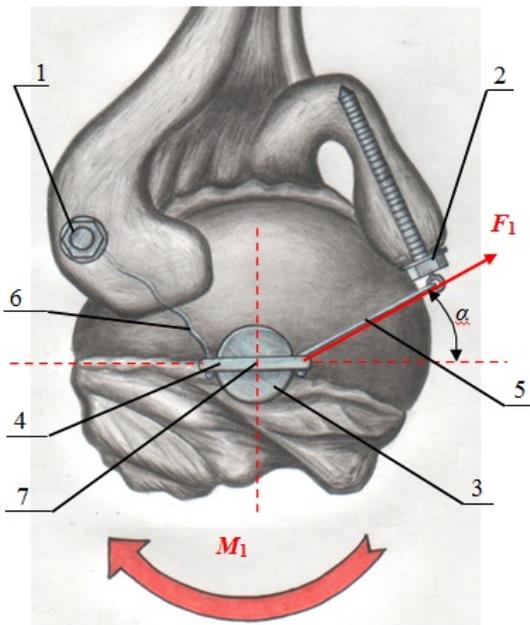


Рис. 8 Схема работы distractionного устройства при наружной ротации плеча (вид сверху, правое плечо)/ 1 – задний лопаточный узел привода; 2 – передний лопаточный узел привода; 3 – головка внутрикостного distractionного устройства с пластиной 4; 5 и 6 – мягкие приводы; 7 – ось головки distractionного устройства.

Для срабатывания храпового механизма внутрикостного distractionного устройства в

данном случае необходимо выполнение равенства

$$M_1 = F_1 l \sin \alpha = M_d, \quad (6)$$

из которого можно определить значение силы  $F_1$ :

$$F_1 = \frac{M_d}{l} \cdot \frac{1}{\sin \alpha}. \quad (7)$$

Отсюда следует значительная зависимость величины  $F_1$  от угла  $\alpha$ . График зависимости величины  $1/\sin \alpha$  от угла  $\alpha$  приведен на рис.9.

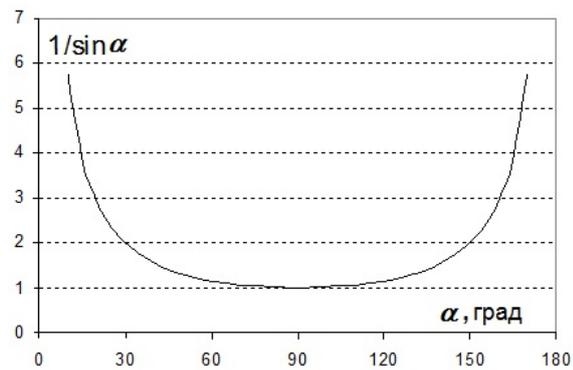


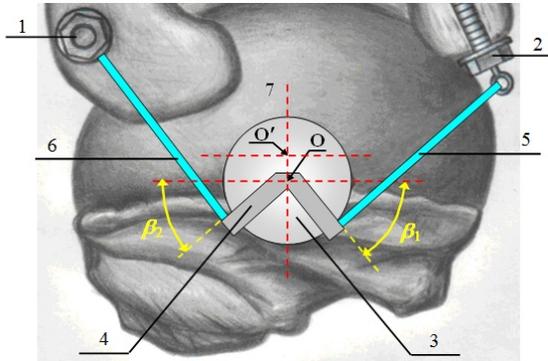
Рис. 9 График зависимости от угла  $\alpha$  величины  $1/\sin \alpha$

Из формулы (7) и приведенного на рис.9 графика следует, что минимальное значение силы ( $F_1$ ) натяжения мягкого привода 5 при наружной ротации плеча обеспечивается при  $\alpha = 90^\circ$ . Вместе с тем следует отметить, что уменьшение или увеличение угла  $\alpha$  на  $20^\circ$  приводит, как это следует из зависимости величины  $1/\sin \alpha$  от угла  $\alpha$  и ее графика, приведенного на рис.9, к увеличению силы ( $F_1$ ) всего на 6%.

Рассуждая аналогичным образом, можно показать, что минимальное значение силы ( $F_2$ ) натяжения мягкого привода (6) при внутренней ротации плеча обеспечивается при  $\alpha = 90^\circ$ . При этом в данном случае  $\alpha$  - угол между направлениями действия силы ( $F_2$ ) и линией, проходящей через ось (7) головки внутрикостного distractionного устройства (3) и точку крепления мягкого привода (6) к пластине (4) головки distractionного устройства.

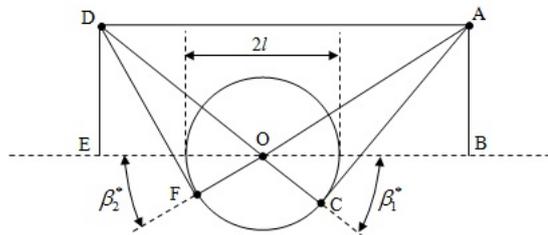
Из приведенных рассуждений следует, что для минимизации величин натяжения ( $F_1$ ) и ( $F_2$ ) мягких приводов (5) и (6), а следовательно и усилий воздействия на задний (1) и передний (2) лопаточные узлы привода distractionного

устройства, соответственно, целесообразно использовать пластину (4) головки внутрикостного дистракционного устройства (3) не прямой, а изогнутой (Г-образной) формы, как это показано на рис.10, характеризуемой углами  $\beta_1$  и  $\beta_2$ .



**Рис. 10.** Схема работы дистракционного устройства (нейтральное положение, вид сверху, правое плечо). 1 – задний лопаточный узел привода; 2 – передний лопаточный узел привода; 3 – головка внутрикостного дистракционного устройства с пластиной 4 изогнутой формы; 5 и 6 – мягкие приводы; 7 – головка плечевой кости; O – ось головки 3 дистракционного устройства; O' – ось головки плечевой кости.

Определение углов  $\beta_1$  и  $\beta_2$  выполним в два этапа. На первом этапе для определения углов, характеризующих форму пластины (4), воспользуемся схемой, представленной на рис. 11. Горизонтальная пунктирная линия соответствует продольной оси пластины (4) (см. рис.7) в нейтральном положении дистракционного устройства.



**Рис. 11** Схема для определения углов  $\beta_1^*$  и  $\beta_2^*$  (объяснение в тексте)

Точка O соответствует оси головки дистракционного устройства (см. рис.8 и 10); точка A – точке крепления мягкого привода (5) (см. рис.10) к переднему лопаточному узлу привода (2); точка D – точке крепления мягкого привода (6) к

**Таблица 3.**Значения геометрических величин

Величина	Среднее значение, М	Среднеквадратичное отклонение, m
$l_1$ , мм	42,4	4,9
$l_2$ , мм	39,8	5,3
$l_3$ , мм	51,8	4,1

В каждом случае значения этих величин будут, строго говоря, отличны от приведенных в табл.3. Но эти отличия будут не настолько велики, что приведут к изменениям значений углов  $\beta_1^*$  и  $\beta_2^*$  более, чем на  $20^\circ$ , что, как было пока-

зандему лопаточному узлу привода (1); точка C – точке крепления мягкого привода (5) к пластине (4) изогнутой формы; точка F – точке крепления мягкого привода (6) к пластине (4) измененной формы.  $\angle COB = \beta_1^*$ ,  $\angle FOB = \beta_2^*$ ,  $\angle AOB = \psi_1$ ,  $\angle DOE = \psi_2$ .  $\angle OCA = \angle OFD = \angle ABO = \angle DEO = 90^\circ$ . Обозначим длины отрезков OA через  $l_1$ , OD – через  $l_2$ , DA – через  $l_3$ , AB и DE – через  $H$  и отметим, что длины отрезков OC и OF равны  $l$ .

Заметим, что величины  $l_1$ ,  $l_2$ ,  $l_3$  и  $l$  полностью определяют задачу нахождения углов  $\beta_1^*$  и  $\beta_2^*$ .

Из рассмотрения прямоугольных треугольников OAB и OCA следует:

$$\angle AOC = \angle COB + \angle AOB = \beta_1^* + \psi_1 = \arccos \frac{l}{l_1} \quad (8)$$

$$\text{И } \angle AOB = \psi_1 = \arcsin \frac{H}{l_1}. \quad (9)$$

Вычитая (9) из (8), получим

$$\beta_1^* = \arccos \frac{l}{l_1} - \arcsin \frac{H}{l_1}. \quad (10)$$

Из рассмотрения прямоугольных треугольников ODE и OFD следует:

$$\angle DOF = \angle FOE + \angle DOE = \beta_2^* + \psi_2 = \arccos \frac{l}{l_2} \quad (11)$$

$$\text{И } \angle DOE = \psi_2 = \arcsin \frac{H}{l_2}. \quad (12)$$

Вычитая (12) из (11), получим

$$\beta_2^* = \arccos \frac{l}{l_2} - \arcsin \frac{H}{l_2}. \quad (13)$$

Значение  $H$  находится по формуле

$$H = l_1 \cdot \sin \arccos \frac{l_1^2 + l_3^2 - l_2^2}{2l_1 l_3} \quad (14)$$

Таким образом, зная величины  $l_1$ ,  $l_2$ ,  $l_3$  и  $l$ , можно рассчитать значения  $H$  и углов  $\beta_1^*$  и  $\beta_2^*$ .

Результаты определения средних значений геометрических величин  $l_1$ ,  $l_2$  и  $l_3$  по компьютерным томограммам двадцати двух пациентов приведены в табл.3.

зано выше, увеличивает значения сил натяжения мягких приводов всего на 6 %.

Принимая, что  $l_1 = 42,4$  мм,  $l_2 = 39,8$  мм,  $l_3 = 51,8$  мм и  $l = 17$  мм, расчет величины  $H$  и углов  $\beta_1^*$  и  $\beta_2^*$  по формулам (10), (13) и (14) приводит

к значениям  $H = 31,9$  мм,  $\beta_1^* = 18^\circ$  и  $\beta_2^* = 12^\circ$ .

Из рассмотрения прямоугольных треугольников ОАС и ОDF (см. рис.12) можно также рассчитать значения длин  $L_1$  и  $L_2$  мягких приводов СА и FD, соответственно:  $L_1 = \sqrt{l_1^2 - l^2} = 38,8$  мм и  $L_2 = \sqrt{l_2^2 - l^2} = 36,0$  мм.

Второй этап определения углов  $\beta_1$  и  $\beta_2$ , характеризующих форму пластины (4) (см. рис.11), состоит в учете несовпадения осей О головки 3 distractionного устройства и О' головки 7 плечевой кости, как показано на рис.11. Для этого воспользуемся схемой, представленной на рис.12.

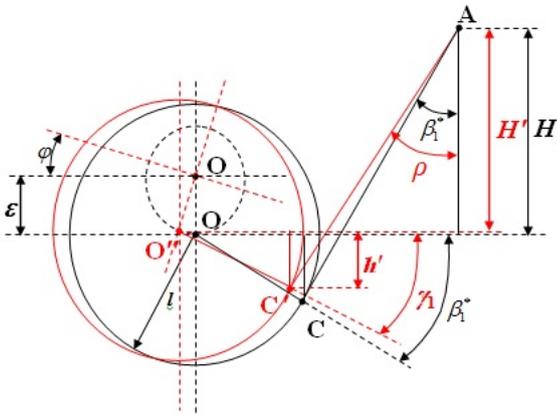


Рис. 12. Схема для определения углов  $\beta_1$  и  $\beta_2$  при наружной ротации плеча (вид сверху, правое плечо)

На рис. 12 точка О соответствует оси головки distractionного устройства в его нейтральном положении (см. рис.8 и 10); точка О' – оси головки плечевой кости (см. рис.10), расположенной на расстоянии  $\epsilon$  выше точки О; точка А – точке крепления мягкого привода (5) (рис.10) к переднему лопаточному узлу привода (2); точка С – точке крепления мягкого привода (5) к пластине (4) изогнутой формы; точки О'' и С' – новым положениям точек О и С, соответственно, после наружной ротации плеча на соответствующий разовой distraction на  $0,05$  мм угол  $\varphi = 360^\circ/m$ , где  $m$  – число зубцов храпового механизма. Указанное изменение положений точек О и С после наружной ротации плеча обусловлено несовпадением осей О и О' головок distractionного устройства и плечевой кости, соответственно, что показано на рис.10.

Следует обратить внимание на то, что наружной ротации плеча длины отрезков ОС и О''С' равны  $l$ , а АС и АС' – длине  $L_1$  мягкого привода (5) (см. рис.10 и 11);  $\angle ОСА = 90^\circ$ , а  $\angle О''С'А > 90^\circ$ .

Для установления углов  $\beta_1$  и  $\beta_2$ , характеризующих форму пластины 4 (см. рис.10), необходимо определить, на какую величину  $\Delta\beta_1^*$  изменится угол  $\beta_1^*$  при наружной ротации плеча. Из рис. 12 следует, что

$$\Delta\beta_1^* = \beta_1^* - \gamma_1. \quad (15)$$

Таким образом, требуется определить значение угла  $\gamma_1$

Из рассмотрения геометрических фигур, изображенных на рис. 12. следует следующая система уравнений:

$$h' = l \cdot \sin \gamma_1, \quad (16)$$

$$H' = H - \epsilon \cdot (1 - \cos \varphi), \quad (17)$$

$$\frac{H'}{\cos \rho} + \frac{h'}{\cos \rho} = L_1, \quad (18)$$

$$l \cdot \cos \gamma_1 + (H' + h') \cdot \operatorname{tg} \rho = H \cdot \operatorname{tg} \beta_1^* + \frac{l}{\cos \beta_1^*} + \epsilon \cdot \sin \varphi. \quad (19)$$

Обозначив правую часть уравнения (19), в которую входят только известные величины ( $H$ ,  $l$ ,  $\epsilon$ ,  $\beta_1^*$ , и  $\varphi$ ), через

$$Q = H \cdot \operatorname{tg} \beta_1^* + \frac{l}{\cos \beta_1^*} + \epsilon \cdot \sin \varphi$$

и используя уравнение (18), перепишем уравнение (5.16) в виде

$$l \cdot \cos \gamma_1 + L_1 \cdot \sin \arccos \frac{H' + h'}{L_1} = Q. \quad (20)$$

Подставив в него  $H'$  и  $h'$  из уравнений (16) и (17), соответственно, получим уравнение, из которого можно определить значение угла  $\gamma_1$ :

$$l \cdot \cos \gamma_1 + L_1 \cdot \sin \arccos \frac{H - \epsilon \cdot (1 - \cos \varphi) + l \cdot \sin \gamma_1}{L_1} = Q. \quad (21)$$

Уравнение (21) не может быть разрешено относительно  $\gamma_1$  в аналитическом виде, поэтому оно решалось численным методом (методом итераций).

При решении уравнения (21) было принято, что:

- во-первых, поскольку число зубцов храпового механизма  $m = 20$ , то  $\varphi = 360^\circ/m = 360^\circ/20 = 18^\circ$ ;

- во-вторых,  $\epsilon = 7,3$  мм, что соответствовало среднему значению величины  $\epsilon$  (при среднеквадратичном отклонении в 1,9 мм), определенному по тем же компьютерным томограммам двадцати двух пациентов, по которым определялись средние значения геометрических величин  $l_1$ ,  $l_2$  и  $l_3$ , приведенные в таблице 3.

Итак, принимая  $H = 31,9$  мм,  $l = 17$  мм,  $l_1 = 38,8$  мм,  $\epsilon = 7,3$  мм,  $\beta_1^* = 18^\circ$ , и  $\varphi = 18^\circ$ , получаем из решения уравнения (5.18), что  $\gamma_1 = 15,7^\circ$ . Поэтому, согласно выражению (15),  $\Delta\beta_1^* = \beta_1^* - \gamma_1 = 2,3^\circ$ . Это означает, что при наружной ротации плеча угол  $\beta_1^*$  уменьшается на величину  $\Delta\beta_1^* = 2,3^\circ$  и именно настолько увеличится угол  $\alpha$ .

Поэтому для минимизации величины натяжения  $F_1$  мягкого привода (5) (см. рис.10), а следовательно и усилий воздействия на передний лопаточный узел (2) привода distractionного

устройства, нужно увеличить угол  $\beta_1^*$  на  $\Delta\beta_1^*$ . В результате получаем, что  $\beta_1 = \beta_1^* + \Delta\beta_1^* = 18^\circ + 2,3^\circ = 20,3^\circ$ .

Теперь по формуле (7) для  $\alpha = 90^\circ$  можно определить значение силы  $F_1$  натяжения мягкого привода (5) (см. рис.11) при наружной ротации плеча:

Что касается значения силы  $F_2$  натяжения мягкого привода (6) (см. рис.8 и 10) при внутренней ротации плеча, то следует отметить, что из экспериментально установленной зависимости от текущего времени  $t$  усилия воздействия на привод храпового механизма (см. рис.5) следует падение до нуля усилия на приводе храпового механизма после его срабатывания и возврата в начальное положение. То есть можно принять, что и в случае использования внутрикостного дистракционного устройства в плечевой кости сила натяжения мягкого привода (6) (см. рис.8 и 10)  $F_2 \approx 0$ . Тем не менее, для ее минимизации целесообразно использовать пластину (4) изогнутой формы, как показано на рис.10, характеризуемую не только углом  $\beta_1$  но и углом  $\beta_2$ . Учитывая, что уменьшение или увеличение угла  $\alpha$  на  $20^\circ$  приводит, как это следует из зависимости величины  $1/\sin \alpha$  от угла  $\alpha$  и ее графика, приведенного на рис.9, к увеличению силы  $F$  всего на 6%, а  $F_2 \approx 0$ , будем считать, что  $\beta_2 \cong \beta_2^* = 12^\circ$ .

После того, как был определен момент усилия, необходимый для срабатывания храпового механизма при максимальном удлинении плеча, произведено экспериментальное исследование надежности фиксации переднего и заднего лопаточных узлов привода при циклических нагрузках.

В результате проведения экспериментов оказалось, что и передний, и задний лопаточные узлы привода дистракционного устройства выдержали по 3900 циклов нагружения и разгрузки при амплитудном значении действующей на них силы, момент усилия которой составил 0,816 Н·м. Нами не отмечено появления нестабильности в системах «металл-кость» как заднего, так и переднего лопаточных узлов привода.

#### Выводы:

1. Установлена зависимость между нагрузкой, которую испытывает дистракционное устройство в процессе удлинения со стороны удлиняемой конечности и усилием, которое необходимо преодолеть приводе аппарата для срабатывания храпового механизма и возникновения дистракционного эффекта. Данная зависимость является линейной.

2. Определены усилия, которые необходимо преодолевать приводе дистракционного устройства для срабатывания храпового механизма при максимальном удлинении. Момент усилия

срабатывания храпового механизма составил 0,816 Н·м.

3. Экспериментально подтверждена надежность фиксации лопаточных узлов привода дистракционного устройства при циклических нагрузках с усилием 0,816 Н·м по 3900 циклов на каждый узел.

#### СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ:

1. Калякина, В. И. Удлинение плеча по Илизарову : дис... д-ра мед. наук / В. И. Калякина. — Курган, 1989. — 475 с.
2. Попков А.В. Ошибки и осложнения при удлинении плеча у больных ахондроплазией / А.В. Попков, О.В. Климов // Гений ортопедии. — 1997. — № 4. — С. 32–34.
3. Климов О.В. Оперативное удлинение плеча у детей и подростков, больных ахондроплазией : автореф. дис. на соискание уч. степени канд. мед. наук / О. В. Климов ; РИД «ВТО» им. акад. Г. А. Елизарова. — Курган, 1999. — 23 с.
4. Результаты лечения больных ахондроплазией / А.В. Попков [и др.] // Проблемы семьи 2000 года: материалы III междунаро. конф. — Пермь: Хугарда, 1999. — С. 170-171.
5. Попков А.В. Ахондроплазия: руководство для врачей / А.В. Попков, В.И. Шевцов. — М.: Медицина, 2001. — 352 с.
6. Артоболевский И. И. Теория механизмов и машин: учеб. для вузов. — 4-е изд., перераб. и доп. — М.: Наука. Гл. ред. физ.-мат. лит., 1988. — 640 с.
7. 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.
8. Anthropometric measurement of muscle mass: Revised equations for calculating bone-free arm muscle area // S.B. Heymsfield. [et al.] // Am J Clin Nutr. — 1982. — Vol.36. — P. 680-690.
9. Frisancho A.R. New standards of weight and body composition by frame size and height for assessment of nutritional status of adults and the elderly/ A.R. Frisancho// Am J Clin Nutr. — 1984. — Vol. 40. — P. 808-819.

Надійшла 19. 05.2013 р.

Рецензент: доц. В.М.Волошин