

УДК 617.572:616.71-001.5-089.23:616-092.6

© Коллектив авторов, 2013.

КИНЕМАТИКА ПЛЕЧЕВОГО СУСТАВА И ВОЗМОЖНОСТЬ ЕЕ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ ДЛЯ ИНТРАМЕДУЛЛЯРНОЙ ДИСТРАКЦИИ ПЛЕЧА ИМПЛАНТИРУЕМЫМИ АППАРАТАМИ

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

*ГУ «Крымский государственный медицинский университет им. С.И. Георгиевского», кафедра травматологии и ортопедии с курсом нейрохирургии (зав. каф., д.мед.н., доцент С.Н. Куценко), кафедра нормальной анатомии (зав. каф., д.мед.н., профессор В.С. Пикалюк); *Отдел деформирования и разрушения материалов НИИ проблем геодинамики Таврического национального университета имени В.И. Вернадского, г. Симферополь, ул. Гагарина 15, e-mail: rom_gromazeka@mail.ru*

KINEMATICS OF THE SHOULDER JOINT AND POSSIBILITY OF ITS USE FOR INTRAMEDULLARY DISTRACTION OF THE UPPER ARM BY IMPLANTED APPARATUSES

R. S. Ramskiy, S. N. Kutsenko, V. S. Pikalyuk, *I. E. Shipovskiy, E. S. Tsekov, A. S. Rudik

SUMMARY

The investigation is dedicated to the kinematics of the shoulder joint as a source of energy of the function of intramedullary distraction apparatus for the lengthening of the upper arm. We have carried out analysis of computer tomograms of 31 patients. After studying necessary dimensions a tomogram with a mean value of the diameter of the head of the humerus was selected. According to it a three-dimensional model of the shoulder joint was designed. According to the data of the three-dimensional model of the shoulder joint the diameter of the head of the shoulder joint was 50 mm, the distance from the point of fixation of the front unit of the shoulder-blade drive to the front rod of the drive was 35,5 mm, from the point of fixation of the back unit of the drive to the back rod of the drive – 44,5 mm. The changing of spatial location of movable points regarding the fixed ones is the basis of the function of the distraction apparatus thanks to alternately tension of flexible drives of it. While producing motions on 3D model of the shoulder joint they fixed the changing of distance between movable and fixed points of the shoulder joint. As a result of investigation a possibility of use of kinematics of the shoulder joint as a source of energy of intramedullary distraction has been proved. The volume of permissible motions in the shoulder joint that don't lead to the joint unit or uncontrolled distraction effect was established.

КИНЕМАТИКА ПЛЕЧОВОГО СУГЛОБА ТА МОЖЛИВІСТЬ ЇЇ ВИКОРИСТАННЯ ДЛЯ ІНТРАМЕДУЛЛЯРНОЇ ДИСТРАКЦІЇ ПЛЕЧА ІМПЛАНТОВАНИМИ АПАРАТАМИ

Р. С. Рамський, С. М. Куценко, В. С. Пикалюк, * І. Є. Шиповський, Є. С. Цеков, О. С. Рудик

РЕЗЮМЕ

Дослідження присвячене вивченню кінематики плечового суглоба як джерела енергії роботи інтрамедулярного дистракційного апарата для подовження плеча. Нами проведено аналіз комп'ютерних томограм 31 пацієнта. Після вивчення необхідних розмірів була обрана томограма із середнім значенням діаметра головки плечової кістки, по якій і побудували тривимірну модель плечового суглоба. За даними тривимірної моделі плечового суглоба діаметр головки плечової кістки склав 50 мм, відстань від точки фіксації переднього вузла лопаткового приводу до передньої штанги приводу склала 35,5 мм, від точки фіксації заднього вузла приводу до задньої штанги приводу - 44,5 мм. Зміна просторового положення рухливих точок по відношенню до фіксованих лежить в основі роботи дистракційного апарата за рахунок попереминого натягу гнучких приводів останнього. Виконуючи рухи на 3D моделі плечового суглоба фіксували зміну відстані між рухомими та нерухомими точками плечового суглоба. У результаті дослідження доведено можливість використання кінематики плечового суглоба в якості енергії інтрамедулярної дистракції. Визначено обсяг допустимих рухів у плечовому суглобі, які не призводять до блоку суглоба або неконтрольованого дистракційного ефекту.

Ключевые слова: интрамедулярная дистракция, кинематика, плечевой сустав.

Интрамедулярные дистракционные аппараты системы Блискунова для удлинения бедра используют мышечную энергию движения конечности, при этом за счет привода, фиксированного к крылу подвздошной кости, происходит передача усилия на храповой механизм и возникает дистракционный эффект. Созданию данных аппаратов предшество-

вали исследования кинематики тазобедренного сустава, которые позволили решить ряд клинических задач при замещении дефектов и удлинении бедра [1,2]. Для замещения дефектов и удлинения плеча приводы аппаратов, предназначенных для удлинения бедра, ввиду анатомо-физиологических особенностей плечевого сустава не могут быть ис-

пользованы. Изучение анатомических особенностей плечевого сустава, а также трехмерное моделирование плечевого сустава дали основание выделить подвижные и неподвижные точки, которые могли бы быть использованы для функционирования аппарата. Такими точками являются: клювовидный и акромиальный отросток лопатки – фиксированные точки, концы штанг привода distractionного аппарата, находящиеся спереди и сзади от головки distractionного аппарата – подвижные точки. Чтобы эффективно использовать кинематику плечевого сустава возникает необходимость в изучении пространственных взаимодействий подвижных и неподвижных точек плечевого сустава. Изменение пространственного положения подвижных точек (3,4) по отношению к фиксированным (1,2) приводит к поочередному изменению длины гибких приводов, что и будет использоваться в качестве источника энергии для работы distractionного аппарата (рис.1).

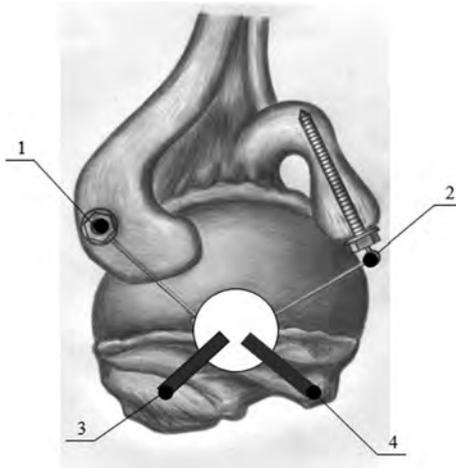


Рис. 1. Схема пространственного взаиморасположения подвижных и неподвижных точек плечевого сустава

1 – задний лопаточный узел привода, 2- передний лопаточный узел привода, 3 – задняя штанга привода, 4- передняя штанга привода.

При создании лопаточного привода distractionного устройства для удлинения плеча необходимо решить двудеиную задачу: обеспечить срабатывание храпового механизма за счет попеременного натяжения гибких приводов во время наружной и внутренней ротации плеча и в наименьшей мере ограничить такие движения, как сгибание-разгибание, отведение-приведение. Гибкие приводы способны изменять свою форму при сохранении постоянной длины, что позволяет им приводить в движение штанги привода при полном натяжении во время ротации и гофрироваться при тех движениях в плече-лопаточном суставе, которые не приводят к срабатыванию храпового механизма.

Для решения первой задачи достаточно зафиксировать гибкие приводы в среднефизиологическом положении в натянутом состоянии, однако, в данном случае их длина может не позволить выполнять другие движения, при которых неизменно происходит изменение их длины. Если же гибкие приводы выполнить слишком длинными, то не будет происходить их попеременного натяжения во время ротации плеча, а следовательно, не возникнет срабатывание храпового механизма и distractionный эффект.

Для исследования изменения пространственных взаимоотношений указанных точек необходимы численные значения расстояний между ними в среднефизиологическом положении, диаметра головки плечевой кости, а так же объема движений в плече-лопаточном суставе. Целью исследования является изучение пространственного взаиморасположения фиксированных и подвижных точек при движениях в плечевом суставе и обоснование использования лопаточного привода distractionного устройства для удлинения плеча.

МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ

Для определения указанных параметров нами произведено исследование компьютерных томограмм 31 пациента. После изучения необходимых размеров была выбрана томограмма со средним значением диаметра головки плечевой кости, по которой и построена трехмерная модель для исследования кинематики подвижных и неподвижных точек плече-лопаточного сустава. Выбор диаметра головки плечевой кости в качестве основного критерия для построения трехмерной модели определяется прямой зависимостью данной константы с изменением расстояний между изучаемыми точками плечевого сустава. После построения трехмерной модели, включающей в себя акромиальный и клювовидный отростки лопатки, головку плечевой кости с её проксимальным отделом, нанесены неподвижные точки – места крепления переднего и заднего лопаточных узлов привода, и подвижные точки – места фиксации мягких приводов к концам передней и задней штанг привода, а также центр вращения головки плечевой кости. Указанным точкам заданы координаты по системе хуз, при этом ось х имела сагитальную направленность, ось у – горизонтальную направленность, а ось z – соответственно, - вертикальную направленность. Изучение кинематики плечевого сустава производилось при помощи лицензированной компьютерной программы Ansys и осуществлялось следующим образом. Определили расстояния между фиксированными и подвижными точками плечевого сустава в среднефизиологическом положении. После этого производили вращение головки плечевой кости вокруг осей координат, каждая из которых соответствовала одному из движений (х-отведение и приведение, у- сгибание и разгибание, z – наружная и внутренняя ротация) и фиксировали расстояния, полученные в результате движения, между указанными точками.

РЕЗУЛЬТАТЫ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ

По данным трехмерной модели плечевого сустава диаметр головки плечевого сустава составил 50 мм, расстояние от точки фиксации переднего узла лопаточного привода до передней штанги привода составил 35,5 мм, от точки фиксации заднего узла привода до задней штанги привода – 44,5 мм. Таким образом, определена длина переднего и заднего гибких приводов в среднефизиологическом

положении и натянутом состоянии. Как следует из таблицы 1, суммарно ротация в плече-лопаточном суставе составляет 96° (рис. 2), для срабатывания же храпового механизма дистракционного устройства необходим поворот (ротация) плеча на 20° в одну сторону и обратный поворот на 20° для возвращения храпового механизма в нейтральное положение, т.е. для безотказной работы аппарата необходим объем движений более 40° [3].

Таблица 1

Объем движений в плече-лопаточном суставе (Charchal, 1954)

Функция	В плече-лопаточном суставе, градусы	Неизбежное вращение (ротация), градусы		В плечелопаточном суставе с участием лопатки, градусы
		Внутрь	Наружу	
Сгибание	70	18		120
Разгибание	37		90	60
Отведение	88		24	120
Приведение	8		1	25
Внутренняя ротация	60			90
Наружная ротация	36			90

С учетом анатомо-физиологических вариаций объема движений в суставах для работы дистракционного устройства будет использоваться 60° ротации плеча. Оставшиеся 36° нужно использовать для увеличения длины гибких приводов (по 18° ротации на каждый привод), что позволит в меньшей степени ограничить другие виды движений. Для определения

максимальной длины гибких приводов выполнена наружная ротация плеча на 18°, при этом фиксировалась длина переднего гибкого привода, которая составила 44,2 мм, а затем внутренняя ротация плеча на 18°, фиксировалась длина заднего привода – 50,4 мм, т.е. передний мягкий привод увеличен на 9 мм, а задний – на 6 мм.

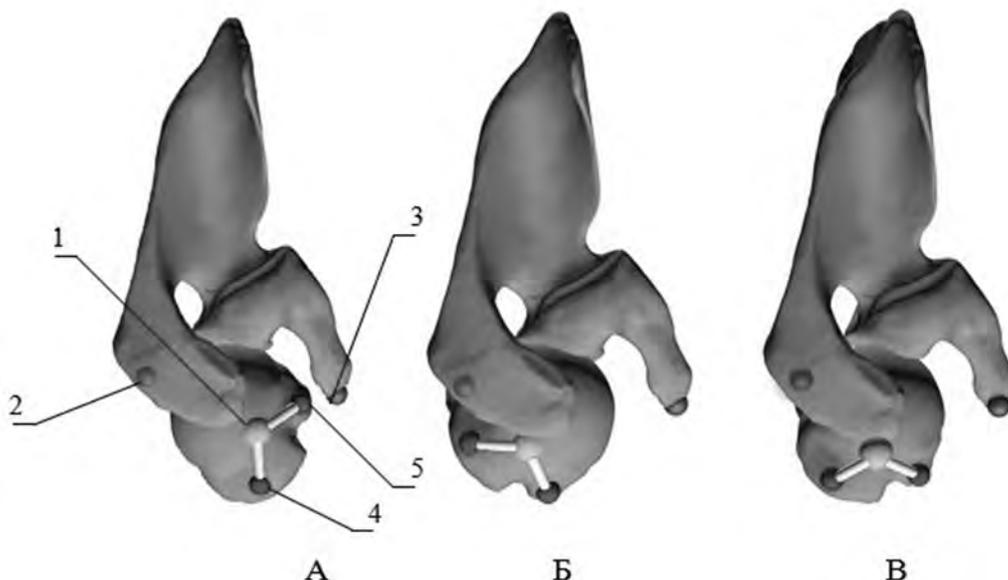


Рис. 2. Схема внутренней (А), наружной (Б) ротации и среднефизиологического положения (В) правой плечевой кости на 3D модели плечевого сустава

1- точка выхода головки дистракционного аппарата, 2 – точка фиксации гибкого привода к заднему лопаточному узлу привода, 3 – точка фиксации гибкого привода к переднему лопаточному узлу привода, 4 – точка фиксации гибкого привода к задней штанге лопаточного привода, 5 – точка фиксации гибкого привода к передней штанге лопаточного привода.

Следовательно, превышение полученных максимальных расстояний между соответствующими фиксированными и подвижными точками при других видах движений будет приводить к блоку сустава либо к неконтролируемому срабатыванию храпового механизма.

При сгибании плеча на 35° , 45° , 70° , которое

происходит содружественно с внутренней ротацией на 18° длина переднего гибкого привода составила 27,6 мм, 30,5 мм, 40,0 мм соответственно, а длина заднего гибкого привода 46,3 мм, 44,5 мм, 44,4 мм (рис. 3). Происходит увеличение длины переднего и уменьшение длины заднего гибких приводов по мере сгибания.

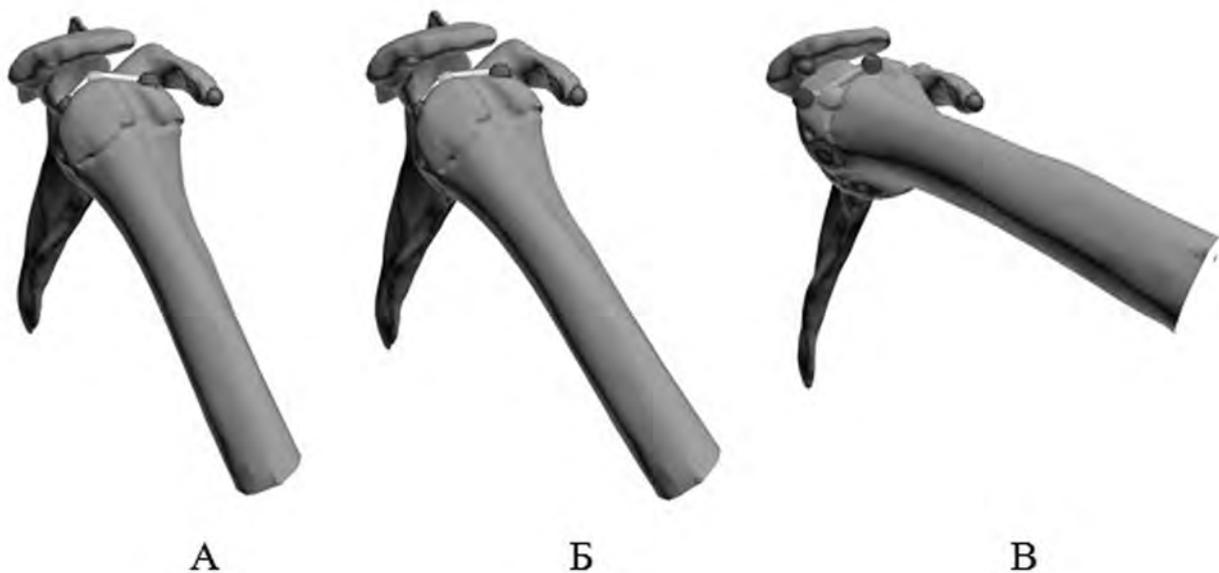


Рис. 3. Схема сгибания правой плечевой кости до 35° (А), 45° (Б) и 70° (В) на 3D модели плечевого сустава.

При разгибании плеча, амплитуда которого составляет 37° и выполняется содружественно с ротацией плеча кнаружи на 90° происходит значительное увеличение длины переднего – 64,3 мм – и уменьшение длины заднего – 32,1 мм – гибких приводов, что приведет к блоку сустава или неконтролируемому срабатыванию храпового механизма (рис. 4).

Поэтому в период distraction разгибание плеча необходимо производить за счет движения лопатки, что обеспечивается движением плеча кзади в среднефизиологическом положении между внутренней и наружной ротацией плеча и возможно до 23° .

При отведении плеча происходит сближение точек фиксации узлов приводов и подвижными точками, что отражается в уменьшении длины переднего гибкого привода до 32 мм, а заднего – до 17 мм (рис. 5).

Приведение плеча, которое возможно лишь на 8° нами не рассматривалось ввиду отсутствия клинической целесообразности.



Рис. 4. Схема разгибания правой плечевой кости на 3D модели плечевого сустава.



Рис. 5. Схема отведения правой плечевой кости на 3D модели плечевого сустава.

ВЫВОДЫ

Объем наружной и внутренней ротации позволяет использовать его для безотказной работы храпового механизма с запасом в 20° и увеличить длину переднего гибкого привода на 9 мм, а заднего – на 6 мм.

Основные виды движения плеча, которые необходимы для самообслуживания пациента в процессе distraction (отведение и сгибание плеча) не приводят к увеличению расстояния между фиксированными и подвижными точками более, чем длина гибких приводов, что позволяет говорить об отсутствии ограничивающего действия привода distractionного устройства на объем движений в плече-лопаточном суставе.

Разгибание плеча необходимо выполнять за счет движения лопатки, которое возможно до 23° , поскольку данный вид движения в плече-лопаточном суставе осуществляется содружественно

с наружной ротацией и может привести к блоку сустава или неконтролируемому срабатыванию храпового механизма из-за превышения расстояния между точками, фиксирующими передний гибкий привод.

ЛИТЕРАТУРА

1. Блискунов А.И. Удлинение бедра управляемыми конструкциями (экспериментально-клиническое исследование): дис... доктора мед. наук: 14.00.22 / Блискунов Александр Иванович. — М., 1983. — 305 с.
2. Куценко С.Н. Хирургическое лечение укорочений и дефектов бедренной кости имплантируемыми distractionными аппаратами системы Блискунова: дис... доктора мед. наук: 14.01.21 / Куценко Сергей Николаевич. — Симферополь, 2010. — 382 с.
3. Chapchal, G. Grundriß der orthopadischen Krankenuntersuchung / G. Chapchal. Stuttgart, 1954. — P. 157.