

БИОМЕХАНИЧЕСКОЕ ИЗУЧЕНИЕ ОСОБЕННОСТЕЙ РАСПРЕДЕЛЕНИЯ НАГРУЗОК В ГОЛОВКЕ И ШЕЙКЕ ЛУЧЕВОЙ КОСТИ

И. В. Бойко¹, В. Б. Макаров², Д. Е. Щербаков³, О. С. Раджабов⁴

¹ Государственное управление делами Президента Украины
ГНУ "НПЦ ПКМ", центр малоинвазивной хирургии, г. Киев

² ГУ Специализированная медико-санитарная часть № 6, г. Днепропетровск, Украина

³ Отделенческая больница на ст. Кривой Рог Главный, Украина

⁴ Частное конструкторское бюро, г. Харьков, Украина

BIOMECHANICAL STUDY OF LOAD DISTRIBUTION FEATURES IN THE HEAD AND NECK OF RADIUS

I. V. Boyko, V. B. Makarov, D. E. Scherbakov, O. S. Radzhabov

For determination of the features of the stress distribution in the head and neck of the radius, as well as features of the articular surfaces in contact brachioradialis and radioulnar joints the geometric model of the elbow has been created. On the basis of finite-element model and it has been revealed that under stress distribution on the contact surfaces of the radial head has no strictly fixed radius during movement relative to head of the humerus at different angles of pronation-supination. Owing to the above mentioned features of the contact radius with humerus while considering the choice of implant for replacement of the radial head, it is recommended modular unipolar endoprostheses with the "floating head".

Key words: head of the radius, the stress-strain state, finite-element mesh.

БИОМЕХАНІЧНЕ ВИВЧЕННЯ ОСОБЛИВОСТЕЙ РОЗПОДІЛУ НАВАНТАЖЕНЬ У ГОЛОВЦІ ТА ШИЙЦІ ПРОМЕНЕВОЇ КІСТКИ

І. В. Бойко, В. Б. Макаров, Д. Є. Щербаков, О. С. Раджабов

Для визначення особливостей розподілу напружень у головці та шийці променевої кістки, а також особливостей контакту суглобових поверхонь у плечопроменевому і променево-ліктьовому суглобах у нормі була побудована геометрична модель ліктьового суглоба. На основі кінцево-елементної моделі виконаний чисельний експеримент. Установлено, що згідно з розподілом напружень на контактних поверхнях головка променевої кістки не має суворо фіксованого радіуса переміщення щодо головочки плечової кістки при різних кутах "пронації-супінації". Виходячи з вищезазначених особливостей контакту променевої кістки з головочкою плечової кістки, при розгляді питання про вибір імплантата для заміщення головки променевої кістки, необхідно надавати перевагу модульним уніполярним ендопротезам з "плаваючою головкою".

Ключові слова: головка променевої кістки, напружено-деформований стан, кінцево-елементна сітка.

Введение

Переломы головки и шейки лучевой кости являются частой травмой и составляют 1,7–5,4% всех повреждений костей скелета человека и около 30% повреждений в области локтевого сустава [7]. Более 80% повреждений головки и шейки лучевой кости наблюдается у пациентов в возрасте от 20 до 60 лет [7, 9]. В соответствии с современными принципами лечения данного вида поврежденной основной целью лечения являются:

- 1) восстановление стабильности локтевого сустава;
- 2) максимально раннее восстановление движений в локтевом суставе;
- 3) восстановление длины лучевой кости [7, 9, 10].

В зависимости от вида повреждения головки лучевой кости согласно классификации Мазона [5] достижение

вышеуказанных целей может быть достигнуто либо консервативным, либо оперативным методами лечения. К оперативным методам лечения относятся:

1) открытая репозиция и фиксация минипластиной и/или минивинтами;

2) резекция головки лучевой кости без замещения или с замещением искусственным имплантатом [5, 7, 9, 10].

В настоящее время существует целый ряд эндопротезов головки лучевой кости, отличающихся как по конструктивным особенностям, так и по материалу, из которого они изготовлены [3–5, 8]. Остается дискуссионным вопрос о том, какой тип эндопротеза — моноблочный или модульный с "плавающей" головкой, максимально отвечает требованиям восстановления кинематики локтевого сустава после имплантации. Таким образом, изучение особенностей распределения нагрузок в головке

и шейке лучевой кости, а также перемещение в нормальном локтевом суставе позволит более четко определиться с выбором типа эндопротеза головки лучевой кости.

Цель исследования — определить особенности распределения напряжений в головке и шейке лучевой кости, а также особенности контакта суставных поверхностей в плечелучевом и лучелоктевом суставах при перемещениях в норме.

Материалы и методы

На основе данных, предоставленных компанией Visual Human (США), с помощью программного комплекса FEMAP построена необходимая, максимально точная, геометрическая модель (на основе Spline-поверхностей), отвечающая достаточным требованиям для проведения анализа (рис. 1). В состав модели входят три кости, сочленяющиеся в локтевом суставе. Расчетная часть лучевой кости включает в себя головку, шейку и часть диафиза лучевой кости. Части плечевой и локтевой костей включают в себя участки, содержащие контактные поверхности, входящие во взаимодействие с лучевой костью. Из-за того, что современные расчетные технологии не имеют возможности совместного расчета контакта между Solid-телами и Shell-оболочками, моделирование связок и оценка их влияния на общую картину напряженно-деформированного состояния локтевого сустава не представляется возможным. С другой стороны, при наличии результатов деформированного состояния, а также обладая информацией о расположении связок, мы можем оценить общее напряженное состояние аналитически.

Для определения положения лучевой кости в трех расчетных позициях были взяты геометрические параметры лучевой и локтевой кости препарата Visual Human. Радиус конуса вращения — 12 мм, образующая конуса вращения — 200 мм (рис. 2).

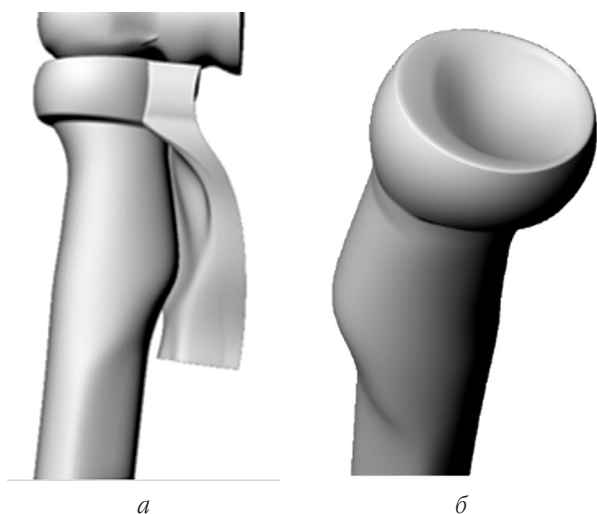


Рис. 1. Модель локтевого сустава:
а — геометрическая модель лучелоктевого и плечелоктевого суставов; б — геометрическая модель головки и шейки лучевой кости

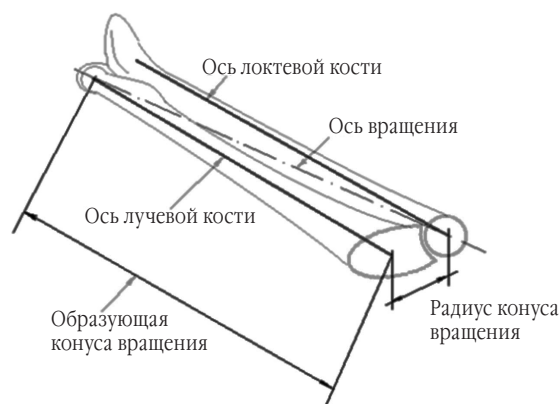


Рис. 2. Схема осей и радиусов предплечья

В программной среде ANSYS на основе построенной геометрической модели для проведения численного анализа создана расчетная модель (рис. 3), состоящая из конечно-элементной сетки, которая отражает геометрию и физические характеристики тел; контактные элементы (рис. 4), позволяющие средствами нелинейного расчета отразить динамическое взаимодействие различных тел между собой; нагрузки и закрепления, уточняющие физическую картину работы расчетной модели. Количество элементов — 32 860. Тип элементов: линейный тетраэдр (SOLID45), контактные линейные элементы (CONTA173/TARGE170). Так как анализ данной задачи подразумевает расчет модели при различных углах поворота лучевой кости в локтевом суставе при “пронации–супинации” при фиксированном угле сгибания в локтевом суставе в 90°, то, чтобы учесть взаимное влияние разных тел, входящих в модель, каждая задача ставилась как контактная, с учетом возможности возникновения контакта между отдельными участками контактирующих тел.

Расчет включал в себя анализ напряженно-деформированного состояния системы в трех различных углах поворота “пронации–супинации”: максимальная

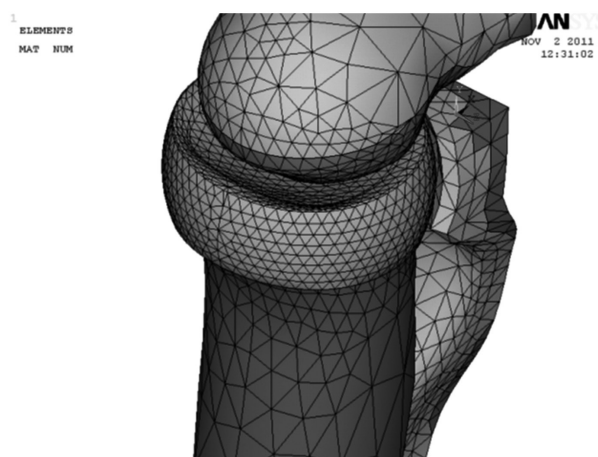


Рис. 3. Конечно-элементная сетка исследуемой модели лучелоктевого и плечелоктевого суставов

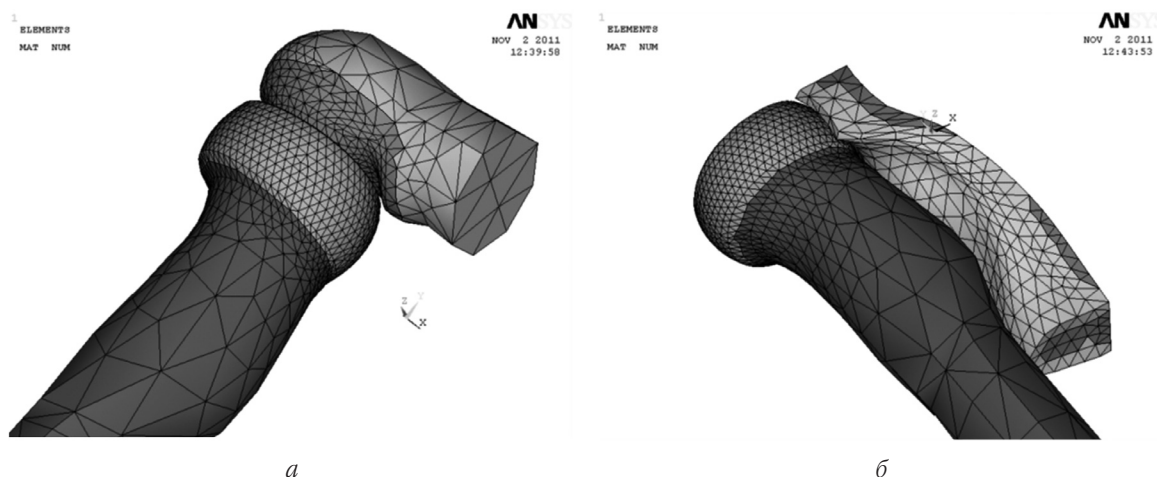


Рис. 4. Модель локтевого сустава: *а* — контакт между лучевой и плечевой костями; *б* — контакт между лучевой и локтевой костями

супинация, среднее положение между пронацией и супинацией, максимальная пронация. Было выбрано фиксированное положение сгибания в локтевом суставе — 90°.

Свойства материалов, а также характер нагружения модели для всех расчетов были приняты постоянными и одинаковыми (табл. 1, 2) [1, 2]. Величина коэффициента Пуассона для всех материалов была принята равной 0,3.

Учитывая данные табл. 1 и 2, можно сделать вывод, что величина модуля Юнга для хрящевых тканей значительно ниже соответствующей величины костных тканей и составляет порядка 0.1...3 МПа. Чтобы учесть снижение уровня модуля Юнга на контактных поверхностных слоях соприкасающихся тел, использовалось среднее значение.

Для максимального приближения физических характеристик расчетной модели к реальным мы попытались учесть влияние хрящей, расположенных на поверхностях контакта в локтевом суставе, задав для них

собственное (относительно низкое) значение модуля упругости. Как следует ожидать, большая податливость поверхностного слоя на соприкасающихся участках расчетной модели снизит эффект скачкообразного повышения напряжения в местах контакта, за счет его перераспределения в “мягких” хрящевых слоях. Эта особенность позволила дополнительно повысить достоверность получаемых результатов расчетов.

Учитывая, что предметом анализа является только лучевая кость, мы допустили, что положение локтевой и плечевой костей при “пронации–супинации” остается неизменным. Чтобы сохранить обратное влияние на лучевую кость со стороны контактирующих участков зафиксированных костей, фиксация была выполнена в узлах конечно-элементной сетки, наиболее удаленных от мест контакта с лучевой костью. Так как предполагается анализ результатов расчетов статических задач уравновешенных моделей при различных углах поворота лучевой кости в локтевом суставе, то каждый расчет подразумевает наличие уравновешивающей системы сил, действующую на модель. Нагружение лучевой кости предполагает получение уравновешенного состояния за счет осевого давления на диафизарную часть с одной стороны, и реакции опоры со стороны головки плечевой кости.

Учитывая геометрические особенности суставных поверхностей со стороны головок лучевой и плечевой костей, а именно их сферичность, и относительно большой радиус головки лучевой кости, можно считать, что до определенного уровня нагружения результирующая сил реакции опоры на суставных поверхностях не позволит головке лучевой кости выйти из контакта с плечевой костью. Таким образом, задавая осевую нагрузку на лучевую кость в направлении локтевого сустава, зафиксировав при этом положение плечевой и локтевой костей, мы получим установившееся статическое положение системы (рис. 5).

Для оценки осевой нагрузки на лучевую кость примем, что эта нагрузка появляется вследствие отжимания на руках. Так как более удобным способом представления этой нагрузки в расчетной модели является не сила, а давление,

Таблица 1

Прочностные свойства костей в зависимости от характера нагружения модели

Локализация нагружения	Модуль Юнга, ГПа	Прочность, МПа	
		на сжатие	на растяжение
Плечевая кость	17,2	132	30
Лучевая кость	18,6	114	149
Локтевая кость	18,0	117	148

Таблица 2

Модуль Юнга хрящей суставных поверхностей

Локализация суставного хряща	Модуль Юнга, ГПа
На головке плечевой кости	9,6
На головке лучевой кости	9,3
Со стороны локтевой кости	9,0

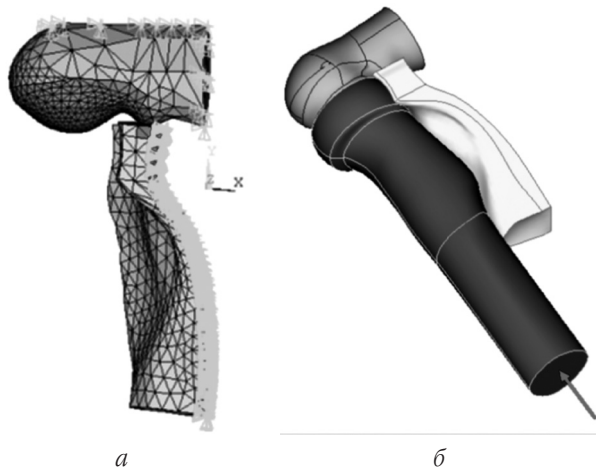


Рис. 5. Модель локтевого сустава: схемы закрєплення (а) и нагруження (б) модели

то приняв вес тела человека за 70 кг, и равномерное распределение напряжения между костями предплечья, получим величину 1,43 МПа. Следует заметить, что если величина осевой нагрузки на лучевую кость приведет к достаточно большим напряжениям в головке или шейке лучевой кости, то на практике это вызовет ее разрушение. Результаты расчета не смогут показать разрушение как таковое. Но причины, приводящие к дальнейшему разрушению, могут быть обнаружены. Если до наступления критических напряжений в головке или шейке лучевой кости, в контактных поверхностях произойдут достаточно большие перемещения, то это автоматически приведет к неуравновешенности системы сил и реакций опоры и как следствие — к выходу головки лучевой кости из стабильного соединения с плечевой костью.

Результаты и их обсуждение

В результате анализа при максимальной супинации предплечья величина максимальных напряжений

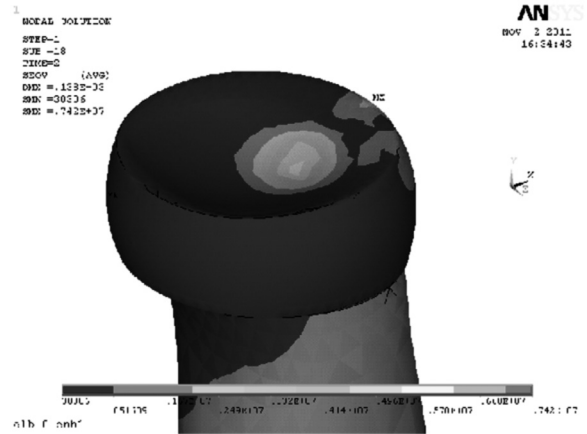


Рис. 6. Область контактных напряжений головки лучевой кости при максимальной супинации

составляет 5,56 МПа, которые локализованы в головке лучевой кости в точке контакта с плечевой костью, а также в теле головки лучевой и головочке плечевой костей. Напряжения в контактной области суставной поверхности головки лучевой кости составляют 5,56 Мпа (рис. 6). Напряжения в шейке головки лучевой кости не превышают 2 МПа.

В среднем положении между пронацией и супинацией величина максимальных напряжений составляет 5,84 Мпа (рис. 7), которые локализованы в теле головки лучевой кости. Напряжения в шейке головки лучевой кости не превышают 4 МПа.

При максимальной пронации величина максимальной напряжений составляет 5,67 Мпа (рис. 8), которые также локализованы в теле головки лучевой кости. Напряжения в шейке головки лучевой кости не превышают 3,78 МПа.

Характер перемещения головки лучевой кости в устойчивое положение для всех расчетных значений угла поворота “пронации–супинации” демонстрирует

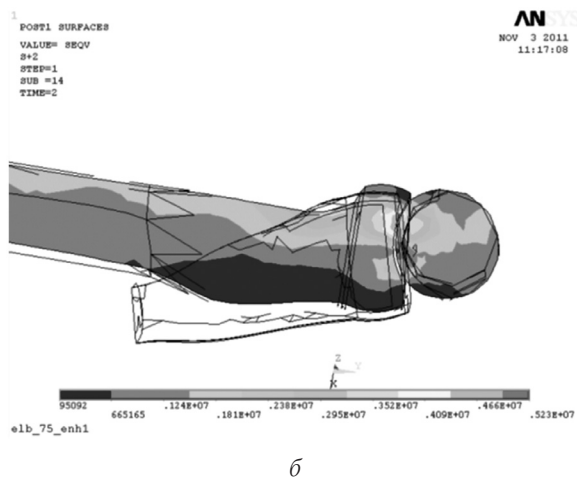
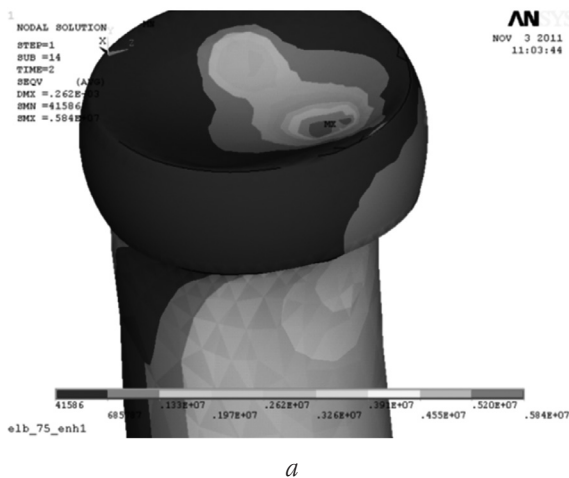


Рис. 7. Область контактных напряжений головки лучевой кости при среднефизиологическом положении между пронацией и супинацией

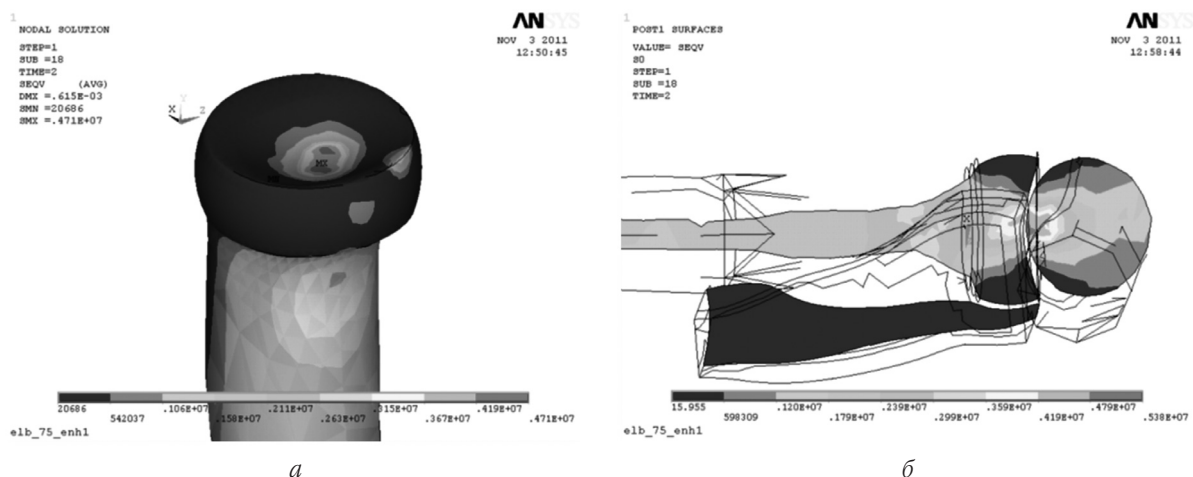


Рис. 8. Область контактных напряжений головки лучевой кости при максимальной пронации

тенденции сокращения расстояния между контактными поверхностями лучевой кости как по отношению к плечевой, так и к локтевой костям. Исходя из этого, можно предположить, что при данном нагружении связки, охватывающие локтевой сустав, испытывать какие-либо дополнительные нагрузки не будут. Во всех расчетных значениях угла поворота лучевой кости при “пронации–супинации” максимальные значения напряжений были локализованы на поверхности контакта головки лучевой кости с плечевой костью и не превышали значения 5,84 МПа, что во много раз меньше предельно допустимого значения прочностной характеристики для костных тканей (табл. 3).

Данный факт можно объяснить сложностью геометрии поверхности контакта между головкой лучевой кости и головочкой плечевой кости, позволяющей головке лучевой кости “плавать” на головочке плечевой кости, переходя с одного радиуса на другой. Если бы поверхность контакта была строго сферической (т. е. одного радиуса), то наблюдались бы или значительные всплески локальных напряжений в головке лучевой кости, или значительные перемещения головки, стремящиеся уменьшить расстояние между областью контакта и осью вращения лучевой кости при “пронации–супинации”.

Выводы

1. Во всех расчетных случаях при различных углах “супинации–пронации” максимальные значения напряжений на поверхности контакта головки лучевой кости во много раз меньше предельно допустимого значения характеристики прочности и их локализация не совпадала с осью диафиза лучевой кости, причем, чем больше угол поворота в сторону пронации, тем большим было удаление пятна контакта от оси диафиза лучевой кости.
2. Головка лучевой кости не имеет строго фиксированного радиуса перемещения относительно головочки плечевой кости при различных углах “пронации–супинации”.
3. Исходя из вышеуказанных особенностей контакта лучевой кости с головочкой плечевой кости, при рассмотрении вопроса о выборе имплантата для замещения головки лучевой кости необходимо отдавать предпочтение модульным униполярным эндопротезам с “плавающей головкой”.

Таблица 3

Максимальные напряжения в зависимости от угла “пронации–супинации”

Угол поворота головки лучевой кости	Максимальные напряжения, МПа
Максимальная супинация	5,56
Среднее положение между “пронацией–супинацией”	5,84
Максимальная пронация	5,67

Следует отметить, что при приближении к среднефизиологическому положению между пронацией и супинацией наблюдается некоторое увеличение уровня максимальных напряжений в головке лучевой кости, а именно до 5%. Установлено, что место расположения максимальных напряжений не совпадало с осью диафиза лучевой кости, причем, чем больше угол поворота в сторону пронации, тем большим было удаление пятна контакта от оси диафиза лучевой кости. Следуя законам теоретической механики, это должно было вызвать крутящий момент, который стремился бы вывести головку лучевой кости из стабильного положения и из контакта с плечевой костью. Но, судя по результатам перемещений, значения которых не превышали 1 мм, этого не произошло.

Литература

1. Карлов А.В. Системы внешней фиксации и регуляторные механизмы оптимальной биомеханики / А.В. Карлов, В.П. Шахов. — Томск: STT, 2001. — 480 с.
2. Трушко А.В. АСМ-анализ хрящевых тканей / А.В. Трушко, С.А. Чижик: Матер. VII междунар. семинара (1–3 ноября 2006 г., Минск). — Минск: ИТМО НАН Беларуси, 2006. — С. 162–168.

3. Associated injuries complicating radial head fractures: a demographic study / *Van Riet R., Morrey B., O'Driscoll S. [et al.]* // Clin. Orthop. — 2005. — Vol. 441. — P. 351–355.
4. Functional outcome following the implantation of the modal/bipolar radial head endoprosthesis. Preliminary results / *Syczewska M., Skalski K., Pomiaowski S. [et al.]* // Acta Bioeng. Biomech. — 2008. — Vol. 10, № 2. — P. 43–49.
5. *Mason M.* Some observations on fracture of the head of the radius with a review of one hundred cases/ *M. Mason* // J. Bone Jt Surg. — 1954. — Vol. 42. — C. 123–132.
6. Mid- to long-term results after bipolar radial head arthroplasty / *Burkhardt K., Mattyasovszky S., Runkel M. [et al.]* // J. Shoulder Elbow Surg. — 2010. — Vol. 19. — C. 965–972.
7. *Morrey B.* The elbow and its disorders / *B. Morrey*. — 3ed. — Philadelphia, London, New York : W.B. Saunders company, 2000. — 934 p.
8. *Moungondo F.* Radiocapitellar joint contacts after bipolar radial head arthroplasty / *F. Moungondo* // J. Shoulder Elbow Surg. — 2010. — Vol. 19, № 2. — P. 230–235.
9. Radiocapitellar joint stability with bipolar versus monopolar radial head prostheses / *Moon J.-G., Berglund L., Zachary D. [et al.]* // J. Shoulder Elbow Surg. — 2009. — Vol. 18. — P. 779–784.
10. *Ring D.* Radial head arthroplasty with a modular metal spacer to treat acute traumatic elbow instability surgical technique / *D. Ring, G. King* // J. Bone Jt Surg. — 2008. — Vol. 90-A. — P. 63–73.

УДК 616.728.3:616-073.756.8:681.31-07.

РОЛЬ АРТРОСКОПИИ И МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНОЙ ТОМОГРАФИИ В ДИАГНОСТИКЕ ПОВРЕЖДЕНИЙ ЛАТЕРАЛЬНОГО МЕНИСКА КОЛЕННОГО СУСТАВА С ЭНТЕЗОПАТИЕЙ СУХОЖИЛИЙ ПОДКОЛЕННОЙ МЫШЦЫ

Б. К. Бакиев, М. Э. Ирисметов

НИИ травматологии и ортопедии МЗ РУз, г. Ташкент, Республика Узбекистан

THE ROLE OF ARTHROSCOPY AND MAGNETO-RESONANCE TOMOGRAPHY IN DIAGNOSIS OF LATERAL MENISCUS INJURIES OF KNEE JOINT WITH ENTHESOPATHY OF TENDONS OF POPLITEAL MUSCLE

B. K. Bakiyev, M. E. Irismetov

In spite of numerous research right up to present time the problem of the features of MRT-signs is left open in revealing injuries of lateral meniscus with enthesopathy of tendons of popliteal muscle.

We have carried out detailed examination of 50 patients had been treated in 2001–2012. At the department of sport trauma with diagnosis: injury of posterior horn of lateral meniscus of knee joint confirmed by MRT and arthroscopy that has revealed the break of posterior horn of lateral meniscus that has been diagnosed.

Besides general clinical examination the following methods have been carried: roentgenography, MRT, ultrasound examination and in case of necessity arthroscopy has been applied. In the course of examination 22 patients out of 26 the diagnosis of posterior horn injury of lateral meniscus of knee joint has been confirmed by MRT and arthroscopy and break of posterior horn of lateral meniscus with enthesopathy has been diagnosed. In these patients partial (1/3) removal of posterior horn (decompression) of lateral meniscus and partial synovectomy of synovial tunica tendons of popliteal muscle have been carried out. With application of MRT in 6 patients (35.29%) of cases menicitis of posterior horn of lateral meniscus of knee joint has been diagnosed accompanied by inflammatory changes of tendons of popliteal muscle confirmed by diagnosis.

Aim of MRT is that it allows to diagnose an accurate diagnosis in patients with injury of posterior horn of lateral meniscus and enthesopathy of tendons of popliteal muscle and promotes the definition of treatment tactics and prevents groundless surgical intervention.

Key words: knee joint, lateral meniscus, enthesopathy, magneto-resonance tomography.

РОЛЬ АРТРОСКОПІЇ І МАГНІТНО-РЕЗОНАНСНОЇ ТОМОГРАФІЇ В ДІАГНОСТИЦІ ПОШКОДЖЕНЬ ЛАТЕРАЛЬНОГО МЕНІСКА КОЛІННОГО СУГЛОБА З ЕНТЕЗОПАТІЄЮ СУХОЖИЛЬ ПІДКОЛІННОГО М'ЯЗА

Б. К. Бакиєв, М. Е. Ірісметов

Незважаючи на велику кількість досліджень, до цього часу залишається відкритим питання особливостей МРТ-ознак при виявленні пошкоджень латерального мениска з ентезопатією сухожиль підколінного м'яза.