

СРАВНИТЕЛЬНЫЙ БИОМЕХАНИЧЕСКИЙ АНАЛИЗ НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОГО СОСТОЯНИЯ ЛОКТЕВОГО СУСТАВА ПРИ ПОСЛЕДСТВИЯХ ПЕРЕЛОМА ГОЛОВКИ ЛУЧЕВОЙ КОСТИ СО СМЕЩЕНИЕМ

Макаров В.Б.¹, Левадный Е.В.², Страфун А.С.³

¹ *ГУ Специализированная многопрофильная больница № 1, г. Днепропетровск*

² *Днепропетровский национальный университет*

³ *Отдел микрохирургии и реконструктивно-восстановительной хирургии верхней конечности НИИ травматологии и ортопедии НАМН Украины, г. Киев*

Резюме. Проведен сравнительный биомеханический анализ напряженно-деформированного состояния здорового локтевого сустава и локтевого сустава с различными значениями компрессии головки лучевой кости от 2 до 5 мм в результате повреждения. Особенностью данного исследования является построение трехмерной модели локтевого сустава с хрящевыми поверхностями и связями, что позволяет максимально отразить анатомо-функциональные особенности локтевого сустава. Результаты исследования показали: при более высокой степени сжатия головки лучевой кости возникает увеличение контактных напряжений на локтевом отростке до умеренных значений и резкий рост напряжений в медиальной коллатеральной связке до критических показателей. Эти факты подтверждают, что головка лучевой кости является главной стабилизирующей структурой локтевого сустава, а медиальная коллатеральная связка – второй структурой, отвечающей за вальгусную стабильность локтевого сустава.

Ключевые слова: локтевой сустав, перелом головки лучевой кости, площадь контактных напряжений, напряженно-деформированное состояние, конечно-элементная сетка.

Введение

Переломы головки лучевой кости (ГЛК) являются частыми повреждениями в области локтевого сустава у взрослых и составляют 1,7–5,4% от общего количества травм опорно-двигательной системы [1–3]. Почти 85% из этого количества переломов ГЛК наблюдается у молодых, активных пациентов в возрасте от 20 до 60 лет [3]. Переломы ГЛК могут быть как изолированными, так и частью сложного повреждения локтевого сустава. Принято рассматривать головку лучевой кости в качестве составной части двух суставов, а именно, плечелучевой сустав между плечевой костью и предплечьем – как единое целое, а также лучелоктевой сустав [4]. ГЛК играет важную роль в передаче усилий, поэтому при ее резекции происходит перераспределение напряжений, передающихся с кисти через предплечье на локтевой сустав. Многочисленными экспериментальными и клиническими исследованиями установлено, что резекция ГЛК в случае многофрагментарных переломов приводит к увеличению нестабильности в локтевом суставе [5–10]. Тем не менее, остается малоизученным вопрос последствий переломов ГЛК, когда пациенту проводится консервативное лечение и происходит консолидация перелома ГЛК с различной степенью укорочения и деформации. Изучению

напряженного-деформированного состояния локтевого сустава при последствиях переломов ГЛК со смещением и посвящена данная работа.

Цель исследования – провести сравнительный биомеханический анализ напряженно-деформированного состояния в локтевом суставе в норме и при разной степени компрессии головки лучевой кости вследствие перенесенной травмы.

Материалы и методы

На основе анатомической модели, предоставленной компанией ZygoteMediaGroup, Inc., U.S. (<http://www.3dscience.com>), построены необходимые геометрические модели локтевого сустава с моделированием последствия перелома ГЛК в виде компрессии на 2, 3, 4 и 5 мм (ЛС) (рис. 1), отвечающие требованиям для исследования напряженно-деформированного состояния.

В каждом из пяти случаев напряженно-деформированное состояние рассматривается в диапазоне от 0° до 120° с шагом в 30° градусов (рис. 2) в фиксированном среднефизиологическом положении ротации предплечья.

В состав геометрических моделей входят три кости, сочленяющиеся в локтевом суставе. Расчетная

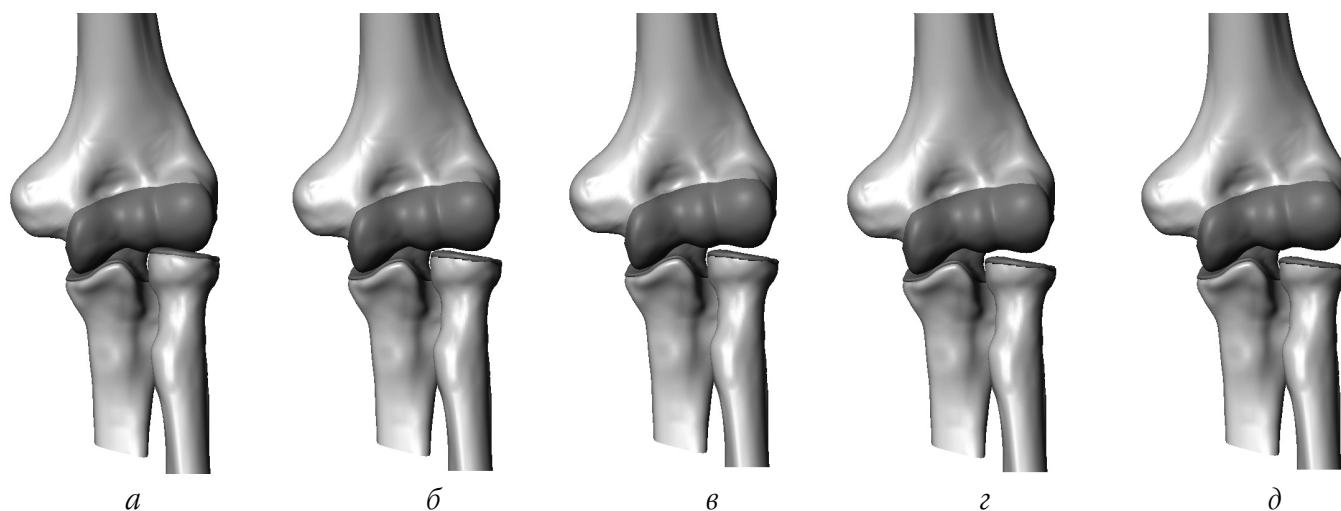


Рис. 1. Различные варианты геометрических моделей локтевого сустава:
 а – здоровый сустав; б – компрессия ГЛК на 2 мм; в – компрессия ГЛК на 3 мм;
 г – компрессия ГЛК на 4 мм; д – компрессия ГЛК на 5 мм

часть лучевой кости включает в себя головку и шейку. Части плечевой и локтевой костей включают участки, содержащие суставные поверхности, входящие во взаимодействие с лучевой костью. Так как толщина хряща оказывает влияние на площадь контакта и контактные напряжения, то его толщина принята постоянной на всех поверхностях и была равной 1 мм [4]. 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 значение модуля упругости. Для учета контактного взаимодействия между поверхностями хрящей был реализован метод множителей Лагранжа с реализацией “контакт поверхность – поверхность”. Коэффициент трения между контактными парами был принят равным $\mu=0,1$.

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 (рис. 3).

Также для максимального приближения физических характеристик расчетной модели к реальным в данном исследовании учитывалось влияние латеральной и медиальной коллатеральных связок локтевого сустава, которые были смоделированы и объединены вместе с костями и хрящевыми поверхностями в единую конечно-элементную модель (рис. 4): конечно-элементная сетка изучаемой модели локтевого сустава состоит из 132332 C3D8 (8-узловой элемент, линейный гексаэдр).

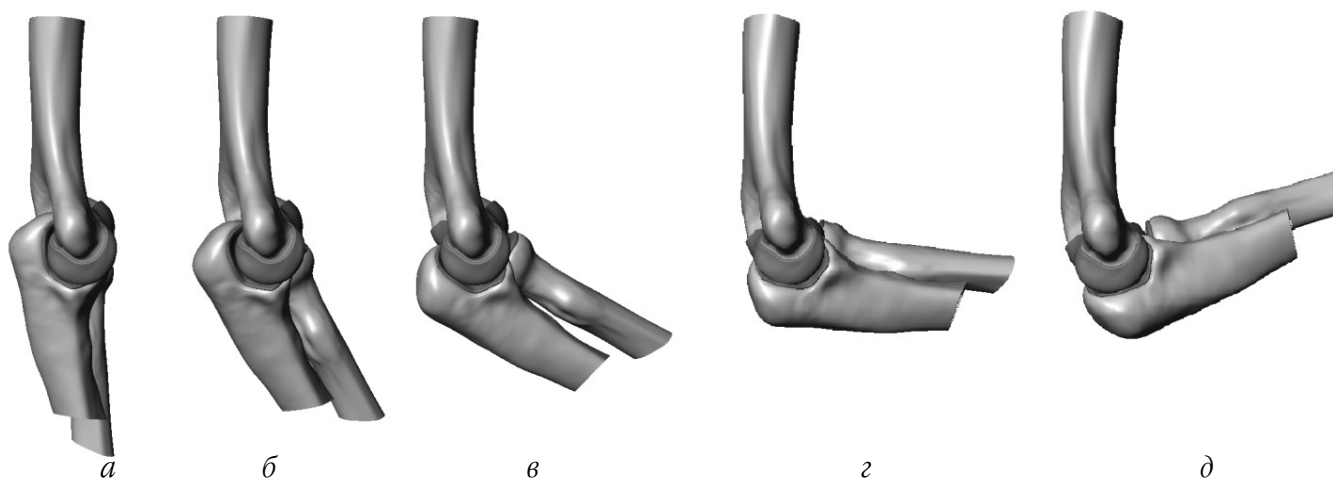


Рис. 2. Варианты геометрических моделей локтевого сустава для расчета: а – угол сгибания 0°;
 б – угол сгибания 30°; в – угол сгибания 60°; г – угол сгибания 90°; д – угол сгибания 120°

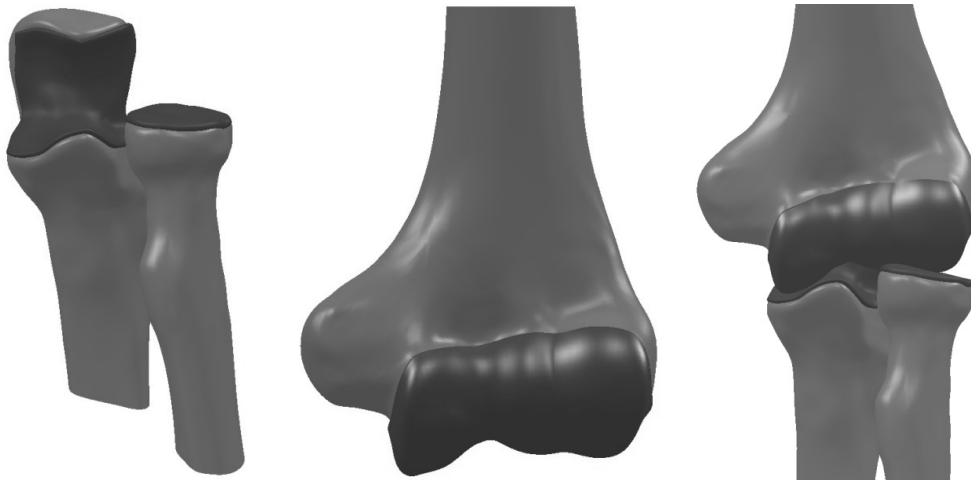


Рис. 3. Геометрические модели локтевого сустава с хрящевыми поверхностями

Свойства материалов модели для всех расчетов были приняты постоянными и одинаковыми (табл. 1) [11-13].

Анализ напряженно-деформированного состояния, возникающего в хрящах и связках под действием функциональных нагрузок, проводился методом конечных элементов с использованием программного комплекса ABAQUS (Dassault Systemes Simulia Corp., Providence, RI, USA).

Как уже было отмечено, с целью получения достоверных результатов в данной работе учитывалось влияние на напряженно-деформированное состояние модели коллатеральных связок. Нагрузки и граничные условия, примененные к конечно-элементной модели, были взяты из работ Pichora J.E. и соавт., Larner M. и соавт., а также Willing R. и соавт. [14-16]. Места прикрепления сухожилий трицепса, бицепса и плечевой мышцы, а также медиальной и латераль-

Таблица 1

Свойства материалов модели

| Материал | Плотность ρ , кг/м ³ | Модуль Юнга, Е | Коэффициент Пуассона, μ | Предел прочности на растяжение, σ^+ | Предел прочности на сжатие, σ^- |
|--------------------|--------------------------------------|----------------|-----------------------------|--|--|
| Кортикальная кость | 1800 | 18,0 ГПа | 0,3 | 130 МПа | 200 МПа |
| Спонгиозная кость | 500 | 400 МПа | 0,3 | 18,1 | 28,6 |
| Гиалиновый хрящ | 1100 | 1 МПа | 0,07 | 25 МПа | 25 МПа |
| Связки | - | 366 | 0,49 | 34 | - |

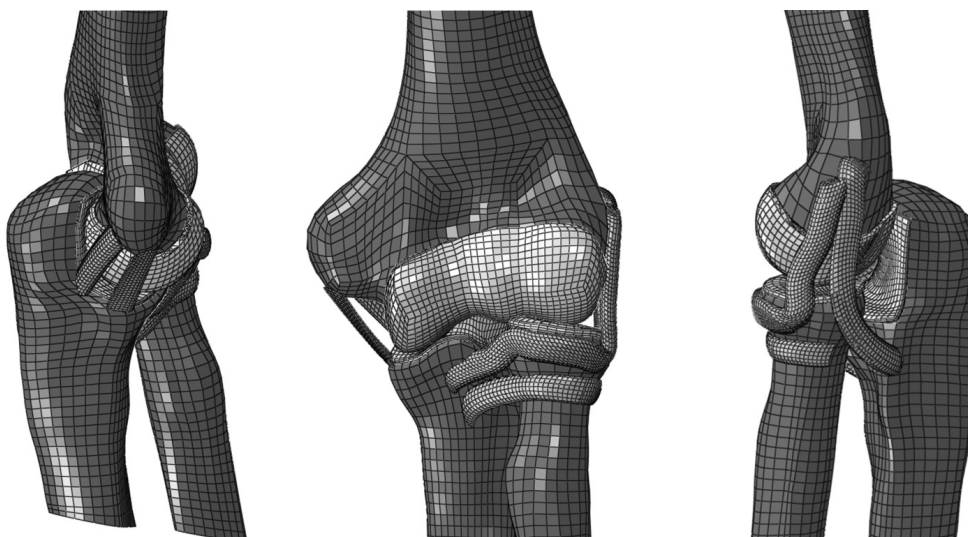


Рис. 4. Конечно-элементная модель локтевого сустава с коллатеральными связками

ной коллатеральной связки были выбраны согласно анатомическим особенностям локтевого сустава (рис. 5). Постоянные значения мышечной силы в 40Н, 20Н и 20Н были приложены к основанию сухожилий трицепса, бицепса и плечевой мышцы (соответственно) и ориентированы параллельно оси плечевой кости. Силы в 20Н были применены в местах, соответствующих прикреплениям коллатеральных связок, и ориентированы по соответствующим направлениям по отношению к дистальному отделу плечевой кости. Сгибание в локтевом суставе проходило через фиксированную (в данном конкретном случае) анатомическую ось сгибания/разгибания, которую определили как линию, проходящую через центр головки плечевой кости и центр блока плечевой кости [4, 6, 15]. Поскольку предметом анализа являются контактные поверхности при вращении костей предплечья вокруг плечевой кости, мы допустили, что положение локтевой и лучевой кости при сгибательно-разгибательных движениях в локтевом суставе остается неизменным. Чтобы сохранить обратное влияние на плечевую кость со стороны контактирующих участков плечевой кости, фиксация была выполнена в узлах конечно-элементной сетки, наиболее удаленных от мест контакта.

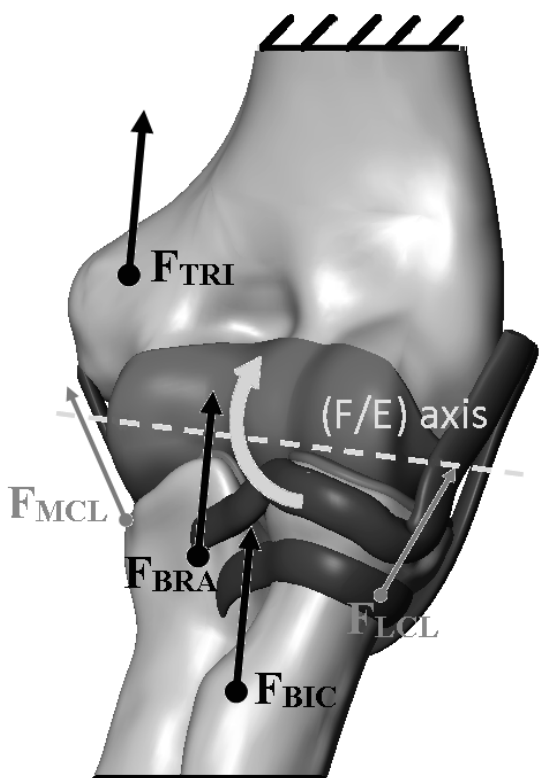


Рис. 5. Нагрузки и граничные условия, примененные к конечно-элементной модели: F_{BIC} – вектор силы бицепса; F_{BRA} – вектор силы плечевой мышцы; F_{TRI} – вектор силы трицепса; F_{LCL} – вектор силы латеральной коллатеральной связки; F_{MCL} – вектор силы медиальной коллатеральной связки

Результаты и их обсуждение

В результате серии расчетов были получены напряжения по Мизесу и контактные напряжения на суставных поверхностях локтевого сустава в норме и при уменьшении высоты ГЛК вследствие компрессии (рис. 6) в зависимости от угла сгибания. Не зависимо от величины контакта и величины компрессии, а также угла сгибания в локтевом суставе контактные напряжения на ГЛК не превышали 2 МПа.

Из рис. 6 следует, что при увеличении величины компрессии ГЛК возрастает на 50% контактное напряжение на локтевом отростке и достигает максимальных значений 3 МПа в положении сгибания в локтевом суставе на 0° , а 1,5 МПа – в положении сгибания на 120° . Это подтверждает значительную стабилизирующую роль ГЛК, другими словами, при ее компрессии повышенные напряжения возникают в локтевой кости, что приводит к перегрузке.

Результаты расчетов показали (рис. 7), что в случае со здоровой ГЛК непрерывно, на протяжении всего сгибания в локтевом суставе, происходит уменьшение площади контактной поверхности между головкой мыщелка плечевой кости и головкой лучевой на 55%. В случае компрессии головки на 2 мм площадь контакта вела себя подобно случаю со здоровой ГЛК – она уменьшалась при сгибании локтя, но с более резким перепадом величины в зависимости от угла сгибания. В случае компрессии головки лучевой кости на 3–5 мм изменение площади контакта суставных поверхностей головки мыщелка плечевой кости и головки лучевой кости было неоднозначным. В этих случаях до угла сгибания в 60° происходило уменьшение площади контакта примерно на 30%, затем (при 90°) происходило увеличение площади на 25–30% относительно предыдущего положения при угле сгибания в 60° . В случае угла сгибания в 120° снова происходило незначительное уменьшение площади контакта. Это связано с тем, что головка лучевой кости перестает быть основным участком передачи напряжений на плечевую кость, т.е. большая нагрузка передается через локтевой отросток, венечный отросток и приводит к разным напряжениям в коллатеральных связках.

Относительно зависимости площади контакта на локтевом отростке (рис. 8) от угла сгибания в локтевом суставе и величины компрессии установлено, что в случае сгибания здорового локтевого сустава до 30° происходило увеличение площади контактной поверхности на 25%, а дальнейшее увеличение угла сгибания приводит к уменьшению площади на 40%. Во всех случаях компрессии ГЛК происходило увеличение контактной площади при сгибании в локтевом суставе от 0 до 60° на 25–40%, дальнейшее сгибание в локтевом суставе приводило к уменьшению контактной площади относительно предыду-

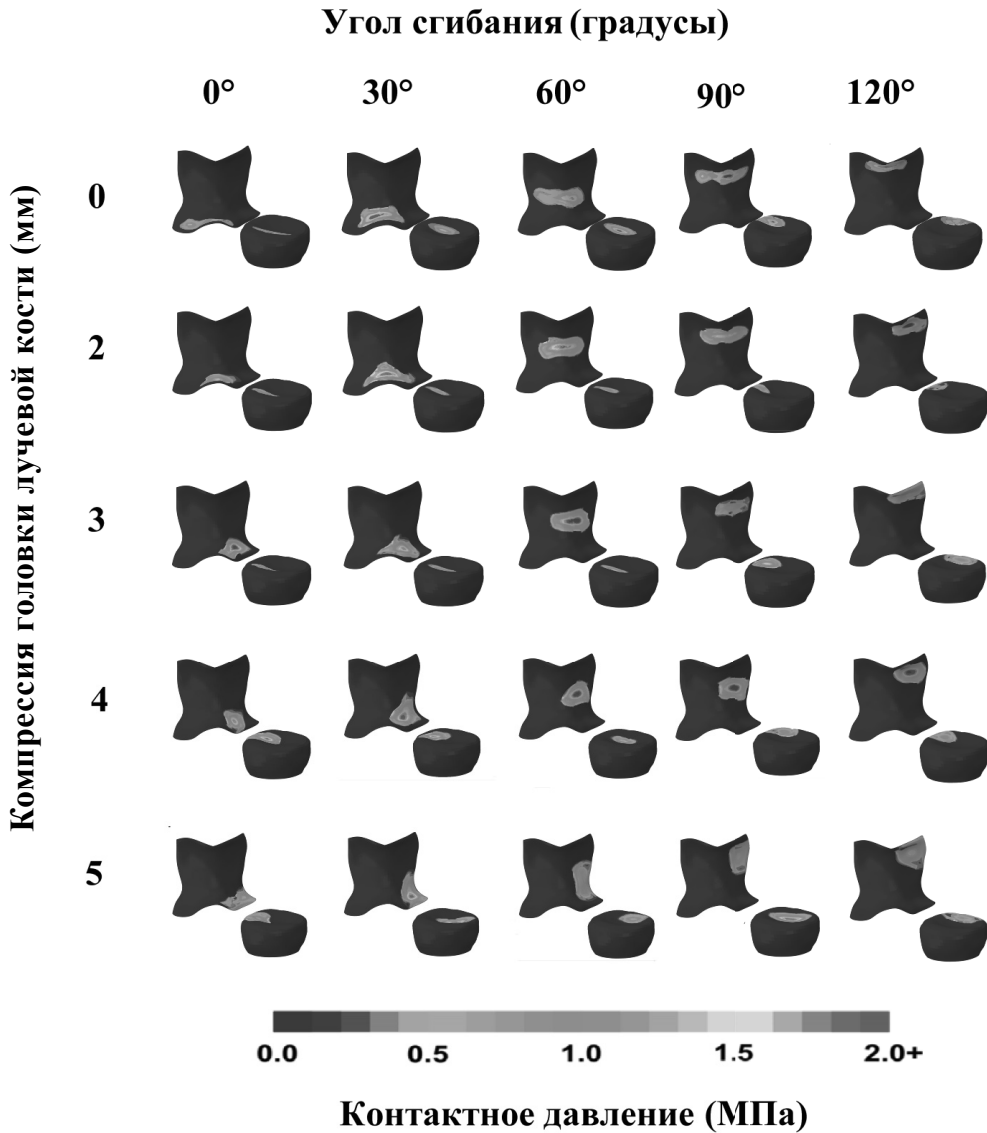


Рис. 6. Распределение напряжений по Мизесу в головке лучевой кости и локтевом отростке в зависимости от угла сгибания в локтевом суставе и величины компрессии ГЛК

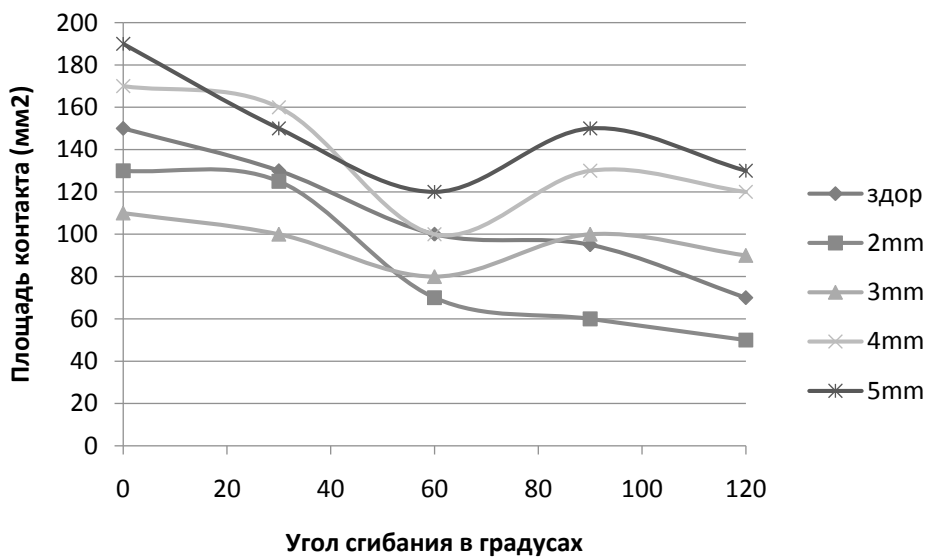


Рис. 7. Зависимость площади контакта на ГЛК от угла сгибания в локтевом суставе и величины компрессии

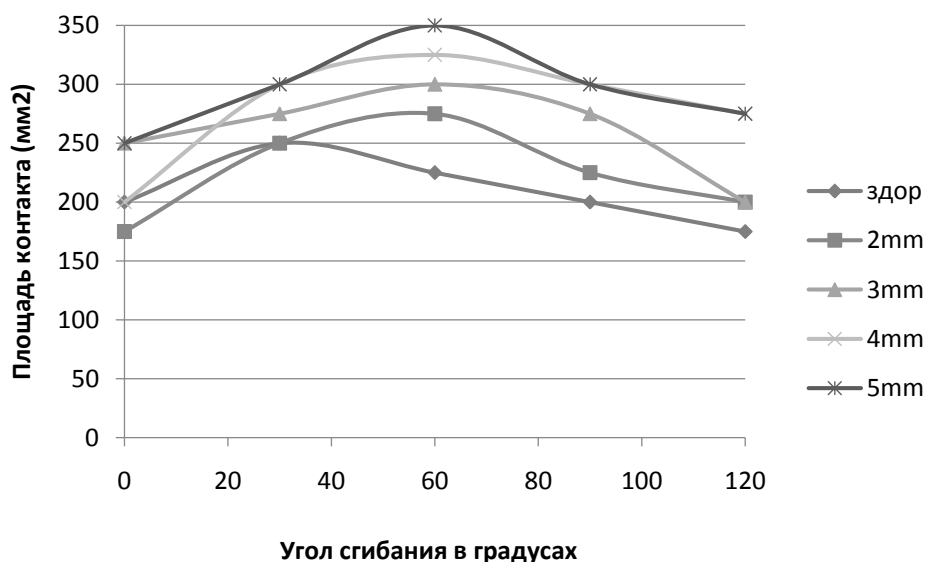


Рис. 8. Зависимость площади контакта на локтевом отростке от угла сгибания в локтевом суставе и величины компрессии

щого положення при углі сгибання в 60°, приблизно на 15–30%.

Аналіз результатів переміщень показав, що в разі повного розгибання в локтевому сугаві при компресії голівки лучевий кістки відбувається збільшення зміщення осі плечовий кістки. Так, при здоровому локтевому сугаві вісь зміщення плечовий кістки під впливом навантаження складає 1,14°, а при

компресії ГЛК на 5 мм зміщення складає уже 10,3° (рис. 9).

На рис. 10 показані результати зміщення осі плечовий кістки в залежності від величини компресії ГЛК і кута сгибання локтя. Из даних видно, що збільшення компресії ГЛК призводить до збільшення зміщення осі плечовий кістки. Причому різке збільшення зміщення починається після компресії ГЛК на 3 мм.

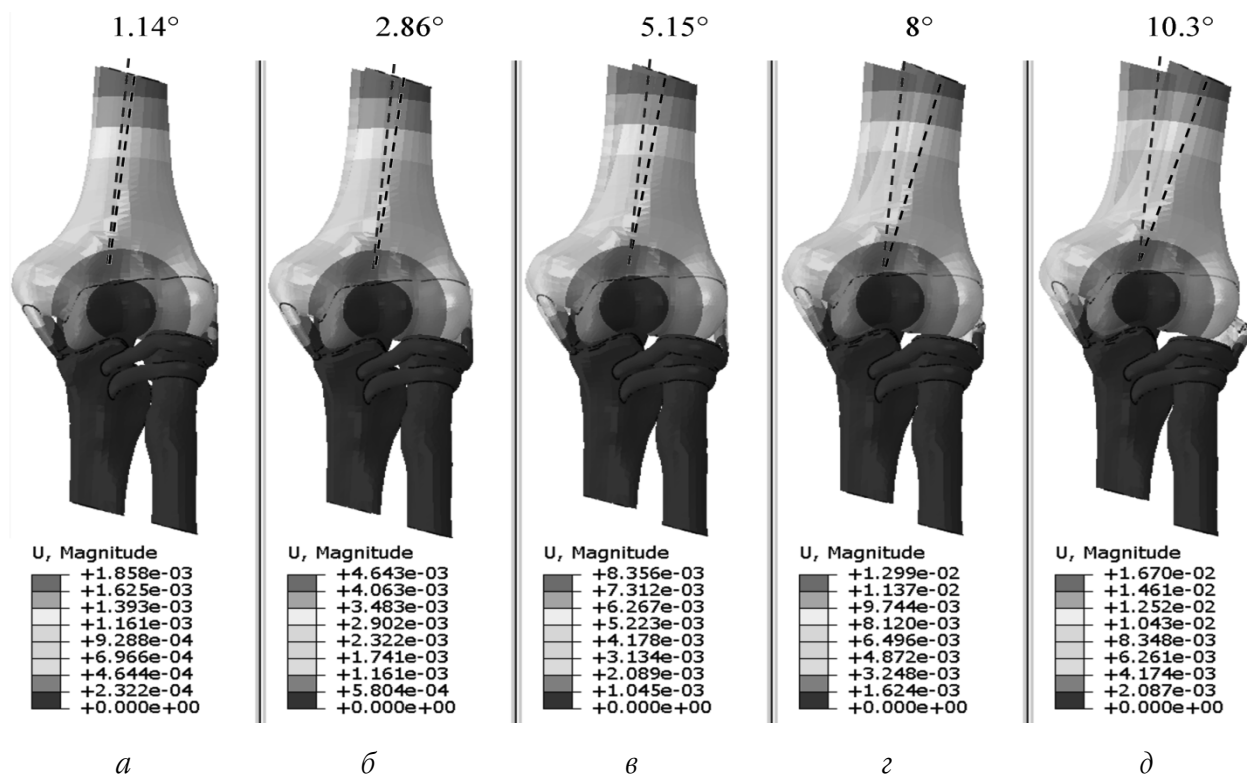


Рис. 9. Зміщення осі плечовий кістки в залежності від величини компресії ГЛК: а – норма; б – 2 мм; в – 3 мм; г – 4 мм; д – 5 мм

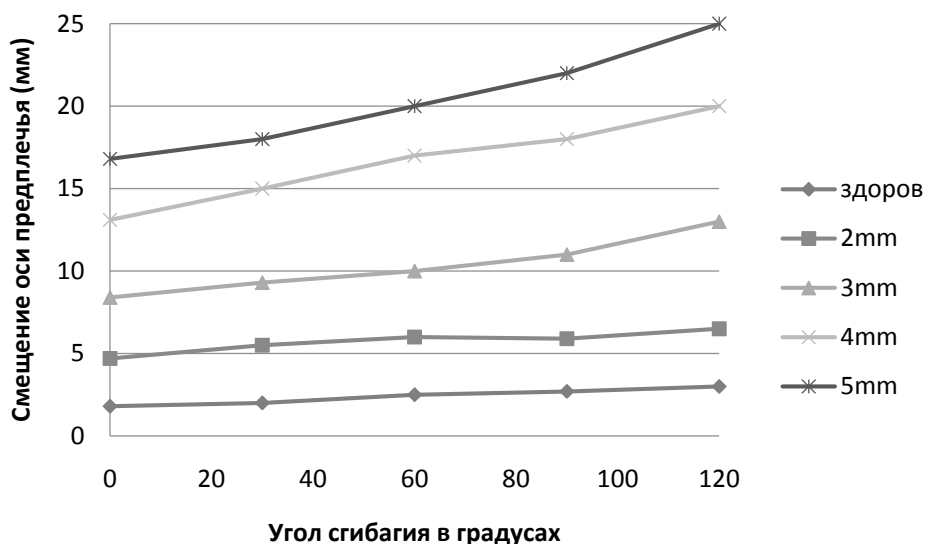


Рис. 10. Зависимость смещения оси предплечья относительно оси плечевой кости от величины компрессии ГЛК и угла сгибания в локтевом суставе

Как известно, в обеспечении функции локтевого сустава важную роль играют латеральная и медиальная связки. Данный расчет показал, что при компрессии головки лучевой кости происходит увеличение напряжений в латеральной и медиальной связке (рис. 11, 12). Причем наиболее опасными являются растягивающие напряжения, возникающие в медиальной связке (до 36 МПа). Сопоставляя возникающие напряжения с данными из табл. 1, делаем вывод, что увеличение компрессии головки более чем на 3 мм может привести к микрповреждению медиальной связки, а это клинически будет проявляться в появлении

болевого синдрома при физических нагрузках в медиальном отделе локтевого сустава. Для латеральной связки возникающие напряжения менее опасны. Очевидно, что связки представляют собой гиперэластичный материал, в связи с чем умеренное сжатие для него не наносит механического вреда. Поэтому в представленном графике (рис. 13) отображены только возникшие напряжения в медиальной коллатеральной связке в положении угла сгибания 0–120° и разных величин компрессии ГЛК (рис. 13). Из графика видно, что напряжения, возникающие в медиальной коллатеральной связке, достигают наиболее высоких

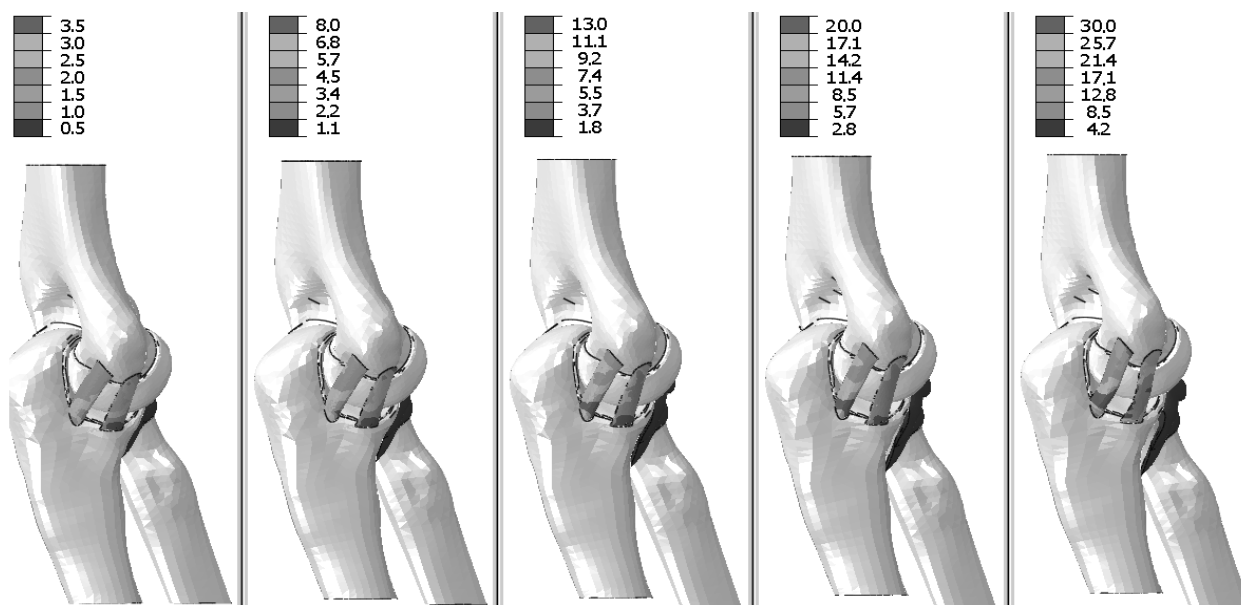


Рис. 11. Распределение напряжений в медиальной коллатеральной связке в положении угла сгибания 0° и разных величин компрессии ГЛК: а – норма; б – на 2 мм; в – на 3 мм; г – на 4 мм; д – на 5 мм

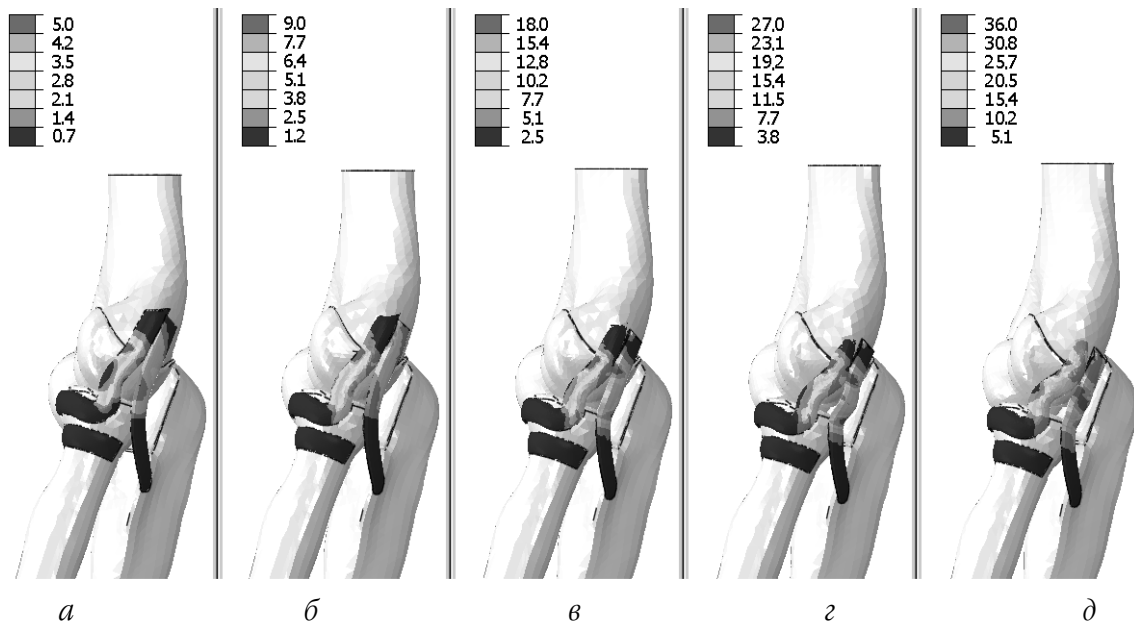


Рис. 12. Распределение напряжений в латеральной коллатеральной связке в положении угла сгибания 0° и разных величин компрессии ГЛК: а – норма; б – на 2 мм; в – на 3 мм; г – на 4 мм; д – 5 мм

значений при разогнутом локтевом суставе (0°). В этом положении происходит наибольшее ее натяжение, и, как следствие, возникают наибольшие значения напряжения при компрессии ГЛК на 5 мм. По мере сгибания локтя натяжения ослабевают и уровень напряжений снижается.

Резекция ГЛК приводит к резкому увеличению “разболтанности” в локтевом суставе, в ряде случаев – к клинической нестабильности локтевого сустава. ГЛК играет важную роль в передаче усилий, поэтому при ее резекции происходит перераспределение напряжений, передающихся с кисти через предплечье на локтевой сустав [17]. Следует отметить, что сразу после

резекции ГЛК симптомы не проявляются, тем не менее со временем из-за перегрузки связочного аппарата, межкостной мембраны и суставных поверхностей возникают патологические изменения, ведущие к нестабильности и хроническому болевому синдрому [18]. Переломы ГЛК часто сочетаются с повреждением других структур локтевого сустава и предплечья, которые только усугубляют дестабилизирующий эффект после резекции. Наиболее часто к вальгусной нестабильности локтевого сустава при удалении ГЛК приводит повреждение медиальной коллатеральной связки. Медиальная коллатеральная связка повреждается всегда, когда перелом ГЛК сопровождается ее вывихом лате-

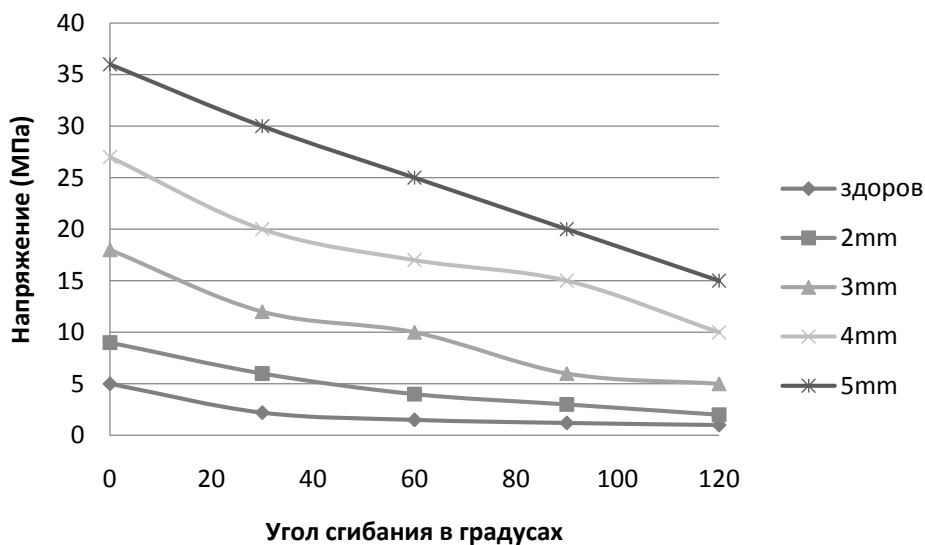


Рис. 13. Напряжения в медиальной коллатеральной связке в положении угла сгибания $0-120^\circ$ и разных величин компрессии ГЛК

рально и кзади [1-3, 17, 18]. Латеральная коллатеральная связка особенно важна, так как ее повреждение обуславливает повторный вывих или приводит к хронической заднелатеральной ротационной нестабильности локтевого сустава [18]. Morrey с соавт. исследовал вальгусную подвижность трупных интактных локтевых суставов и пришел к заключению, что резекция ГЛК кости или не приводит к увеличению вальгусной подвижности в локтевом суставе или совсем немного ее увеличивает [8, 9]. Если в эксперименте одновременно с удалением ГЛК рассекали медиальную коллатеральную связку, то нестабильность локтевого сустава значительно увеличивалась. С тех пор, согласно Morrey с соавт. [8], медиальная коллатеральная связка считается первым и основным “стабилизатором” локтевого сустава, а ГЛК вторичным вальгусным “стабилизатором”. Важность ГЛК как стабилизатора локтевого сустава особенно возрастает в положении сгибания предплечья от 90° до 120°.

Проведенное нами математическое моделирование напряженно-деформированного состояния локтевого сустава в норме и при компрессии ГЛК до 5 мм полностью подтвердило выше предложенные Morrey термины и доказало, что при уменьшении высоты головки и уменьшении площади контакта ГЛК с головкой плечевой кости возникают высокие напряжения в медиальной коллатеральной связке.

Выводы

1. Установлено, что при возрастании величины компрессии ГЛК увеличивается на 50% контактное напряжение на локтевом отростке и достигает максимальных значений в 3 МПа в положении сгибания в локтевом суставе 0°, а 1,5 МПа – в положении сгибания 120°. Это подтверждает значительную стабилизирующую роль ГЛК, другими словами, при ее компрессии повышенные напряжения возникают на поверхности хряща локтевой кости, что приводит к ее перегрузке.

2. Независимо от величины контакта и величины компрессии, а также угла сгибания в локтевом суставе контактные напряжения на ГЛК не превышали 2 МПа.

3. В случае со здоровой ГЛК при сгибании в локтевом суставе происходит уменьшение площади контактной поверхности между головкой мыщелка плечевой кости и головкой лучевой почти на 55%. В случае компрессии головки на 2 мм площадь контакта вела себя подобно случаю со здоровой ГЛК – она уменьшалась при сгибании локтя, но с более резким перепадом величины в зависимости от угла сгибания. В случае компрессии головки лучевой кости на 3-5 мм изменение площади контакта суставных поверхностей головки мыщелка плечевой

кости и головки лучевой кости является дискретным, что косвенно указывает на стабилизирующую роль других структур локтевого сустава.

4. Установлено, что в случае сгибания здорового локтевого сустава до 30° происходило увеличение площади контактной поверхности на 25%, а дальнейшее увеличение угла сгибания приводило к уменьшению площади контакта на 40% локтевого отростка. Во всех случаях компрессии ГЛК было увеличение контактной площади при сгибании в локтевом суставе от 0° до 60° на 25-40%, дальнейшее сгибание в локтевом суставе приводило к уменьшению контактной площади локтевого отростка примерно на 15-30%.

5. Анализ результатов перемещений показал, что в случае полного разгибания в локтевом суставе при компрессии головки лучевой кости происходит увеличение смещения оси плечевой кости от 1,14° в здоровом суставе до 10,3° при компрессии ГЛК на 5 мм.

6. Доказано, что при компрессии головки лучевой кости происходит увеличение напряжений в латеральной и медиальной связке (рис. 11, 12). Причем наиболее опасными являются растягивающие напряжения, возникающие в медиальной связке до 36 МПа. Наибольшие напряжения (36 МПа) возникают в медиальной коллатеральной связке при разогнутом локтевом суставе (0°) и при максимальной компрессии ГЛК 5 мм.

7. Проведенное нами математическое моделирование напряженно-деформированного состояния локтевого сустава в норме и при компрессии ГЛК до 5 мм доказало, что при уменьшении высоты головки и уменьшении площади контакта ГЛК с головкой плечевой кости возникают сравнительно более высокие напряжения в медиальной коллатеральной связке, чем в локтевом отростке.

Литература

1. *Gratl G.* Current concepts review-fractures in the region of the elbow / *G. Gratl, J.B. Jupiter* // Acta Chir. Orthop. Traumatol. Cech. – 2012. – Vol. 79 (3). – P. 203–212.
2. *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. – P. 123–132.
3. *Morrey B.* The elbow and its disorders / *B. Morrey*. – 3rd. – Philadelphia, London, New York : W.B. Saunders company, 2000. – 934 p.
4. *Bryce C.D.* Anatomy and biomechanics of the elbow / *C.D. Bryce, A.D. Armstrong* // Orthop. Clin. North Am. 2008. Vol. 39 (2). – P. 141–154.
5. *Shepard M.F.* Effects of radial head excision and distal radial shortening on load-sharing in cadaver forearms / *M.F. Shepard, K.L. Markolf, A.M. Dunbar* // J. Bone Joint Surg. Am. –2001. – Jan. – Vol. 83-A, № 1. – P. 92–100.
6. *Fraser G.S.* Lateral collateral ligament repair restores the initial varus stability of the elbow: an in vitro biomechanical study / *G.S. Fraser, J.E. Pichora, L.M. Ferreira, J.R. Brownbill, J.A. Johnson, G.J. King* // J. Orthop. Trauma. – 2008. – Vol. 22. – P. 615–623.

7. *Harrington I.J.* The functional outcome with metallic radial head implants in the treatment of unstable elbow fractures: a long-term review / *Harrington I.J., Sekyi-Otu A., Barrington T.W.* [et al.] // *J. Trauma*. – 2001. – Vol. 50. – P. 46–52.
8. *Morrey B.F.* Valgus stability of the elbow. A definition of primary and secondary constraints / *B.F. Morrey, S. Tanaka, K.N. An* // *Clin. Orthop.* – 1991. – Vol. 265. – P. 187–195.
9. *Jensen S.L.* Elbow joint kinematics after excision of the radial head / *S.L. Jensen, B.S. Olsen, J.O. Sojbjerg* // *J. Shoulder Elbow Surg.* – 1999. – Vol. 8. – P. 238–241.
10. *King G.J.* Metallic radial head arthroplasty improves valgus stability of the elbow / *King G.J., Zarzour Z.D., Rath D.A.* [et al.] // *Clin. Orthop.* – 1999. – Vol. 368. – P. 114–125.
11. *Eser A.* Nonlinear finite element analysis versus ex vivo strain gauge measurements on immediately loaded implants / *A. Eser, K. Akca, S. Eckert, M.C. Cebrelli* // *Int. J. Oral. Maxillofac. Implants.* – 2009. – Vol. 24 (3). – P. 439–446.
12. *Rao Z.T.* Effect of elbow flexion angles on stress distribution of the proximal ulnar and radius bones under a vertical load: measurement using resistance strain gauges / *Z.T. Rao, F. Yuan, B. Li, N. Ma* // *J. Orthop. Surg. Res.* – 2014. – Jul. – Vol. 31, № 9. – P. 60.
13. *Choi K.* The elastic moduli of human subchondral, trabecular, and cortical bone tissue and the sizedependency of cortical bone modulus / *K. Choi, J.L. Kubin, M.J. Ciarelli, S.A. Goldstein* // *J. Biomech.* – 1990. – Vol. 23 (11). – P. 1103–1113.
14. *Pichora J.E.* The effect of medial collateral ligament repair tension on elbow joint kinematics and stability / *J.E. Pichora, G.S. Fraser, L.F. Ferreira, J.R. Brownbill, J.A. Johnson, G.J.W. King* // *J. Hand Surg.* – 2007. – Vol. 32. – P. 1210–1217.
15. *Lapner M.* The effect of distal humeral hemiarthroplasty on articular contact of the elbow / *M. Lapner, R. Willing, J.A. Johnson, G.J. King* // *Clin. Biomech.* – 2014. – Vol. 29. – P. 537–544.
16. *Willing R.* In vitro assessment of the contact mechanics of reverse-engineered distal humeral hemiarthroplasty prostheses / *R. Willing, M. Lapner, G.J. King, J.A. Johnson* // *Clin. Biomech.* – 2014. – Vol. 29. – P. 990–996.
17. *McKee M.D.* The pathoanatomy of lateral ligamentous disruption in complex elbow instability / *M.D. McKee, E.H. Schemitsch, M.J. Sala, S.W. O'Driscoll* // *J. Shoulder Elbow Surg.* – 2003. – Vol. 12. – P. 391–396.
18. *O'Driscoll S.W.* Posterolateral rotatory instability of the elbow / *S.W. O'Driscoll, D.F. Bell, B.F. Morrey* // *J. Bone Joint Surg.* – Am. 1991. – Vol. 73. – P. 440–446.

COMPARATIVE BIOMECHANICAL ANALYSIS STRESS-STRAIN STATE OF THE ELBOW AFTER NEGLECTED RADIUS HEAD FRACTURE

Makarov V.B., Levadnyi Ye.V., Strafun O.S.

Summary. *Comparative biomechanical analysis of stress-strain state of a healthy elbow joint and the elbow joint with varying degrees of compression of the radius head fracture from 2 to 5 mm due to injury was performed. A feature of this study is to set up a three-dimensional model of the elbow joint with cartilage surfaces and ligaments, as much as possible reflecting the anatomical and functional features. The results showed that increasing the degree of compression of the radial head is an increase in contact stresses on the olecranon to moderate values and stresses in the medial collateral ligament to critical values. This work has confirmed that the head of the radius is the main stabilizing structure of the elbow joint and the medial collateral ligament is the second structure responsible for valgus stability of the elbow joint.*

Key words: *elbow, radius head fracture, contact stress area, the stress-strain state, finite-element mesh.*

ПОРІВНЯЛЬНИЙ БІОМЕХАНІЧНИЙ АНАЛІЗ НАПРУЖЕНО-ДЕФОРМОВАНОГО СТАНУ В ЛІКТЬОВОМУ СУГЛОБІ ПРИ НАСЛІДКАХ ПЕРЕЛОМУ ГОЛІВКИ ПРОМЕНЕВОЇ КІСТКИ ЗІ ЗМІЩЕННЯМ

Макаров В.Б., Левадний Є.В., Страфун О.С.

Резюме. *Проведено порівняльний біомеханічний аналіз напружено-деформованого стану здорового ліктьового суглоба та ліктьового суглоба з різними значеннями компресії голівки променевої кістки від 2 до 5 мм внаслідок ушкодження. Особливістю цього дослідження є побудова тривимірної моделі ліктьового суглоба з хрящовими поверхнями та зв'язками, що дозволяє максимально відобразити анатомо-функціональні особливості ліктьового суглоба. Результати дослідження довели: у разі збільшенні ступеня компресії голівки променевої кістки виникає збільшення контактних напружень на ліктьовому відростку до помірних значень та різкий ріст напружень у медіальній колатеральній зв'язці до критичних показників. Ці факти підтверджують, що голівка променевої кістки є головною стабілізуючою структурою ліктьового суглоба, а медіальна колатеральна зв'язка – другою структурою, що відповідає за вальгусну стабільність ліктьового суглоба.*

Ключові слова: *ліктьовий суглоб, перелом голівки променевої кістки, площа контактних напружень, напружено-деформований стан, кінцево-елементна сітка.*