

Факторы прочности лучевой кости после формирования краевого дефекта**Н.М. Александров¹, В.Д. Вешуткин², А.Е. Жуков², И.Д. Вешаев¹, Д.А. Купцов¹, О.И. Углев¹**¹Федеральное Государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования
«Приволжский исследовательский медицинский университет»

Министерства здравоохранения Российской Федерации, г. Нижний Новгород, Россия

²Федеральное Государственное бюджетное образовательное учреждение высшего профессионального образования
«Нижегородский государственный технический университет им. Р.Е. Алексеева»

Министерства науки и образования России, г. Нижний Новгород, Россия

Factors of radial bone strength after marginal defect formation**N.M. Aleksandrov¹, V.D. Veshutkin², A.E. Zhukov², I.D. Veshayev¹, D.A. Kuptsov¹, O.I. Uglev¹**¹Privolzhsky Research Medical University, Nizhny Novgorod, Russian Federation²Nizhny Novgorod State Technical University n.a. R.E. Alekseev, Nizhny Novgorod, Russian Federation

Цель. Определить с использованием расчетных методов влияние биометрических параметров лучевой кости и сформированного краевого дефекта на ее прочностные свойства. **Материалы и методы.** Факторы, влияющие на прочность кости, исследованы с применением экспериментальных и расчетных методов. На 10 парах трупных лучевых костей человека были изучены биометрические параметры в условиях целой кости и после формирования краевых вырезов прямоугольной и треугольной формы. Математические расчеты с целью определения напряженно-деформированного состояния (НДС) выполнялись на основе технической теории изгиба балок для изотропного материала. Численные исследования выполнены с помощью метода конечных элементов в программном комплексе NX Siemens. Расчетным путем на основе принятых математических моделей выявлены реальные области безопасных нагрузок при наличии выреза, величины разрушающих нагрузок в зависимости от глубины и формы выреза с учетом размеров начальной погрешности (кривизны кости), а также критерии необходимой остаточной прочности при вариации влияющих параметров. **Результаты.** Установлено, что увеличение кривизны кости приводит к уменьшению продольных разрушающих нагрузок и увеличению значений нормального напряжения. Кривизна кости 0,05 в сочетании с вырезом 0,5 приводят к снижению предельной нагрузки в 20 раз (для прямоугольного выреза до 4,8 %, а треугольного – 5,4 %). Наличие выреза глубиной 0,5 в кости, имеющей кривизну 0,05, повышает нормальное напряжение в 6,9 раза для треугольного выреза и в 7,8 раза для прямоугольного по сравнению с костью без погрешности. Установлены критические значения кривизны и глубины выреза, при которых можно обходиться без дополнительного укрепления кости. **Заключение.** Прочность лучевой кости с краевым дефектом зависит не только от глубины выреза, но и его расположения, формы, а также кривизны лучевой кости в двух плоскостях.

Ключевые слова: кожно-костный лучевой лоскут, дефект лучевой кости, прочность лучевой кости, эксперимент, расчет, компьютерное моделирование

Purpose To determine the effect of biometrical parameters of the radial bone and due to edge defect formed on the radius strength properties using calculation methods. **Materials and methods** The study of bone strength affecting factors was conducted with the aid of experimental and calculation methods. Biometrical parameters were studied in 10 pairs of the human cadaveric radius as an intact bone initially and after the formation of rectangular or triangle-shaped edge cuts. To determine the stress-strain behaviour, mathematical calculations were performed based on the beam flexural theory for isotropic materials. Computation study were conducted using the finite element method with the NX Siemens software package. Based on assumed mathematical models, the actual areas of safe loads in the presence of cuts and values of destructive loads depending on the depth and shape of a cut taking into account the initial curvature of the bone as well as the criteria of a required residual strength in variation of influencing parameters were identified by means of calculations. **Results** It was established that an increase in bone curvature results in the reduction of longitudinal destructive loads and in increasing values of the normal strength. The 0.05 bone curvature combined with the 0.5 cut causes a decrease in the ultimate load by 20 times (up to 4.8 % for a rectangular cut and to 5.4 % for a triangular cut). A 0.5-deep cut in the bone which curvature is 0.05 enhances the normal stress by 6.9 times for a triangular cut and by 7.8 times for a rectangular one as compared to a bone without curvature. The critical values for the curvature and depth of the cut were established which permit to avoid additional bone reinforcement. **Conclusion** The strength of the radius with a marginal defect depends not only on the depth of a cut but on its location, shape and on the radius curvature.

Keywords: osteocutaneous radial flap, radial bone defect, radial bone strength, experiment, calculation, computer simulation

ВВЕДЕНИЕ

Важным достижением современной реконструктивно-восстановительной хирургии является разработка прецизионной технологии использования свободных и несвободных кровоснабжаемых кожно-костных трансплантатов [1, 2]. Применение подобных комплексов тканей позволяет достичь качественно новых результатов лечения во многих областях восстановительной хирургии, так как обеспечивается адекватное кровоснабжение, первичное сращение костных фрагментов, устойчивость их к резорбции, а также восстановление мягких тканей, что имеет особо важное значение при устранении дефектов тканей в различных анатомических

областях [1–7]. Однако подобные вмешательства неизбежно приводят к формированию краевого дефекта кости, что закономерно сопровождается образованием донорского изъяна, устранение которого представляет сложную проблему и часто приводит к ухудшению результата лечения [8, 9]. Особенно большие дефекты донорской области образуются после вмешательств в челюстно-лицевой области, что связано с необходимостью забора значительных по объему тканей [10]. Наиболее серьезными в плане наносимого функционального или косметического ущерба являются костные изъяны несущей донорской трубчатой ко-

Факторы прочности лучевой кости после формирования краевого дефекта / Н.М. Александров, В.Д. Вешуткин, А.Е. Жуков, И.Д. Вешаев, Д.А. Купцов, О.И. Углев // Гений ортопедии. 2021. Т. 27, № 2. С. 187–198. DOI 10.18019/1028-4427-2021-27-2-187-198

Aleksandrov N.M., Veshutkin V.D., Zhukov A.E., Veshayev I.D., Kuptsov D.A., Uglev O.I. Factors of radial bone strength after marginal defect formation. *Genij Ortopedii*, 2021, vol. 27, no 2, pp. 187–198. DOI 10.18019/1028-4427-2021-27-2-187-198

сти [11]. Лучевая кость довольно часто используется в качестве донорской при реконструктивных вмешательствах на различных отделах опорно-двигательного аппарата [7]. В челюстно-лицевой хирургии пластика лучевым кожно-костным лоскутом в настоящее время признана «золотым стандартом» лечения [12, 13]. Причиной этому служат возможность формирования длинной сосудистой ножки, достаточный для надежного анастомозирования диаметр ее артерии, вен и хорошее кровоснабжение костного трансплантата и окружающих ее мягких тканей. При этом осуществляется забор трансплантата вместе с мягкими тканями без нарушения непрерывности кости. Однако изъятие такого трансплантата из нее закономерно вызывает формирование краевого дефекта, что во многих случаях может привести к патологическим переломам [14, 15], лечение которых представляет чрезвычайно сложную проблему, нередко сопоставимую с таковой при собственном реконструктивном вмешательстве в реципиентной области, вследствие нарушения кровообращения, целостности надкостницы и дефицита костной ткани. Частота развития переломов в настоящее время не снижается и достигает 18 %, что приводит к значительным косметическим и функциональным нарушениям конечности и удлинению сроков лечения [16–21].

Прочность лучевой кости после формирования краевого дефекта в настоящее время изучена недостаточно. При этом оцениваются только внешние разрушающие нагрузки и единственный биометрический показатель – допустимая глубина выреза кости, полученная в эксперименте, без учета физиологических нагрузок и применения точных расчетных методов [22, 23]. Докладательная база этих исследований не всегда бывает достаточной [24]. Причем кость исследуют преимущественно на изгибающие и ротационные нагрузки [25], полагая, что перелом кости наступает только при данных видах нагрузки. Это обусловлено тем, что экспериментальные подходы не дают возможности изучить все факторы прочности в силу ограниченных возможностей забора исследуемого материала и его крайней изменчивости, не позволяющей сформировать однородные по биометрическим параметрам группы сравнения. В эксперименте нереально подобрать исследуемые кости с необходимыми и одинаковыми изучаемыми биометрическими параметрами, чтобы оценить степень влияния различных факторов и, особенно, их сочетаний на прочность кости. В связи с большими индивидуальными различиями параметров костей необходимо большое количество трупного материала для формирования однородных групп сравнения, что практически не осуществимо. Кроме того, значительно меняются значения модуля упругости костей в зависимости от пола, воз-

раста, характера профессии, сопутствующей патологии и т.д. В связи с данными обстоятельствами возрастает значение математического моделирования с привлечением технической теории изгиба балок и других расчетных методов сопротивления материалов, строительной механики, а также современных численных методов (метода конечных элементов) для изучения прочностных (несущих) свойств донорской лучевой кости [26]. Однако лишь в единичных работах описано применение точных математических методов для изучения внутренних сил упругости, возникающих в дистальном отделе лучевой кости при ее нагружении. При этом отмечено хорошее совпадение расчетных и экспериментальных данных [27, 28]. Остаются неисследованными внутренние силовые факторы (силы упругости), возникающие при различных видах нагружения целой лучевой кости, а также имеющей краевые дефекты. Для оценки остаточной прочности лучевой кости, как правило, учитывается только глубина выреза, формируемого при заборе трансплантата [21, 23], а другие биометрические параметры (форма выреза, его расположение, наличие начального изгиба кости) практически не принимаются во внимание. Влиянию изгиба лучевой и локтевой костей на их прочностные свойства посвящены единичные работы, причем они касаются неповрежденных костей. В настоящее время нет работ по изучению зависимости прочности лучевой кости, имеющей краевой дефект, от ее изгибных напряжений, возникающих в условиях действия продольной нагрузки растяжения-сжатия при наличии начальной кривизны кости. Мероприятия по профилактике патологических переломов сводятся только к рекомендациям не превышать глубину выреза больше, чем $1/3$ диаметра кости. При большей глубине выреза рекомендуется выполнять укрепляющие кость вмешательства в виде костной пластики и остеосинтеза пластиной на винтах [9, 21, 29]. При определении показаний к остеосинтезу при переломе костей предплечья и выборе вариантов их фиксации также принимаются во внимание только характер перелома и состояние костных фрагментов, без учета других биометрических параметров. Принимая во внимание состояние проблемы на современном этапе, нами проведены численные исследования влияния различных биометрических факторов и вариантов укрепления на прочность кости после формирования ее краевого дефекта и определение их критических значений с применением технической теории изгиба балок и метода компьютерного моделирования.

Цель работы: определить с использованием расчетных методов влияние биометрических параметров лучевой кости и сформированного краевого дефекта на ее прочностные свойства.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Факторы, влияющие на прочность кости, исследованы с применением экспериментальных и расчетных методов. В эксперименте на 10 парах трупных лучевых костей человека были изучены биометрические параметры интактных костей, а также аналогичных образований после формирования краевых вырезов в области латеральной поверхности дистальной половины кости, величина которых соответствовала средним размерам дефектов, образующихся после забора трансплантатов

для выполнения реконструктивных операций на кисти (кожно-костная реконструкция пальца, замещение дефектов костей) и других анатомических областях. Кость распиливалась в поперечном направлении в середине сформированного дефекта, а у интактных костей – в области, где осуществлялся забор трансплантата на аналогичном уровне (в проекции воображаемого дефекта) для определения формы поперечного сечения. Кроме того, кости разрезались посередине проксимального отдела.

Измерялись размеры поперечного сечения кости: ширина, высота, толщина слоя. Радиус закругления для целой кости был принят равным половине ширины сечения. Для сечения с вырезом измерялась остаточная ширина, высота и толщина сечения кости. При определении площади сечения кости с вырезом измеряли ширину, высоту сечения, а при пересечении целой кости (без выреза) также радиус закругления. Для дальнейших расчетов принимались средние значения размеров сечения, полученные по измерениям четырнадцати натуральных лучевых костей. По полученным данным измерений вычислялись геометрические характеристики поперечного сечения (площадь сечения, осевые моменты инерции площади, координаты центра тяжести сечения), необходимые для дальнейших расчетов прочности. Начальную кривизну лучевой кости измеряли в двух плоскостях на 10 парах трупных лучевых костей человека. Для этого лучевую кость прикладывали к горизонтальной плоскости и с помощью миллиметровой линейки (или штангенциркуля) измеряли расстояние между горизонтальной плоскостью и верхним или нижним краем кости. Такие измерения проводили по обе стороны от середины кости на определенном расстоянии для изучения распределения погиби по длине. На основе анализа результатов измерений была принята функция распределения безразмерной погиби по длине в виде синусоиды.

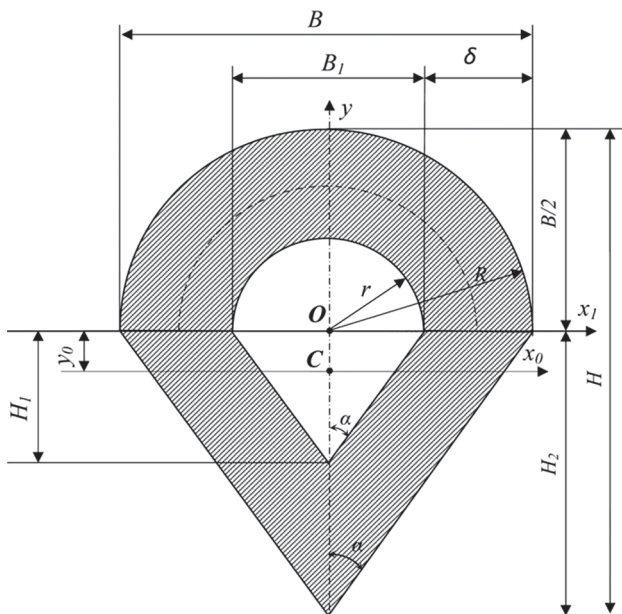


Рис. 1. Форма и обозначения размеров целого сечения кости: x_1 – ось, проходящая по линии сопряжения треугольного и радиусного элементов; y , x – центральные оси поперечного сечения (ось y – ось симметрии сечения); H – высота поперечного сечения целой кости; B – ширина поперечного сечения целой кости; B_1 – ширина внутренней полости кости; точка C – центр тяжести поперечного сечения

В результате анализа экспериментальных замеров сечения форма поперечного сечения кости условно принимается в виде, показанном на рисунке 1 для сечения без выреза. На рисунке 2 показана получающаяся форма сечения в зоне выреза, при его глубине более радиуса, то есть $h_0 \geq R = B/2$.

Таким образом, элементами, которые описывают форму сечения, являются ширина, высота и толщина профиля. Такая упрощенная форма позволяет значительно облегчить вычисление геометрических ха-

рактеристик площади поперечного сечения профиля (площадь, осевые моменты инерции, моменты сопротивления и положение центра тяжести сечения).

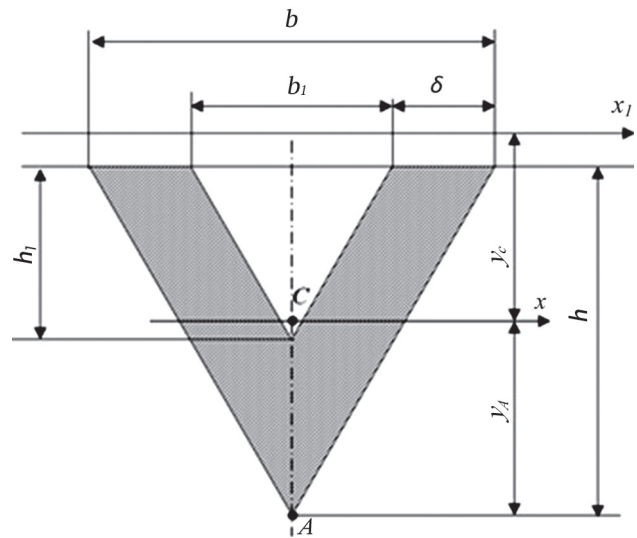


Рис. 2. Форма сечения в зоне выреза (сечение D) и обозначения размеров: x_1 – ось, проходящая по линии сопряжения треугольного и радиусного элементов; x , y – центральные оси поперечного сечения (ось y – ось симметрии сечения); h – высота поперечного сечения целой кости; b – ширина поперечного сечения целой кости; b_1 – ширина внутренней полости кости; δ – толщина силового слоя; точка C – центр тяжести поперечного сечения

Очевидно, что проводить натурные эксперименты в клинических условиях практически невозможно. Поэтому использование аналитических методов для определения внутренних силовых факторов (сил упругости), действующих на кость, вполне оправдано. Математические расчеты с целью определения НДС выполнялись на основе технической теории изгиба балок. В связи с тем, что краевой дефект находится в области диафиза, где имеется продольная ориентация остеонов, анизотропией кости можно пренебречь и применить теорию изгиба. Учитывая, что краевой дефект лучевой кости человека в процессе его жизни однозначно не восполняется, фактором ренерации кости также можно пренебречь. Проведено изучение влияния глубины, формы выреза и начальной погиби лучевой кости на ее прочностные свойства (нормальные напряжения, предельные разрушающие нагрузки) при растяжении, кручении и изгибе. Выполнена оценка остаточной прочности кости при наличии дефекта различной глубины при экспериментальных растягивающих (сжимающих), изгибающих физиологических нагрузках и кручении.

Проведенные экспериментальные исследования [30] выявили влияние погиби кости на ее деформацию и внутренние силовые факторы (продольные изгибающие моменты, нормальные напряжения) в условиях сжимающих и растягивающих нагрузок, что послужило основанием для применения формул определения нормальных напряжений в сечении при внецентренном растяжении-сжатии.

Положение нейтральной линии (НЛ) и точки пересечения показаны на рисунке 3.

Часть сечения, расположенная ниже НЛ, находится в зоне растяжения, а часть сечения, находящаяся выше НЛ – в зоне сжатия. Наиболее нагруженной точкой в зоне растяжения является точка А, а в зоне сжатия точка К, как наиболее удаленные от НЛ (рис. 3).

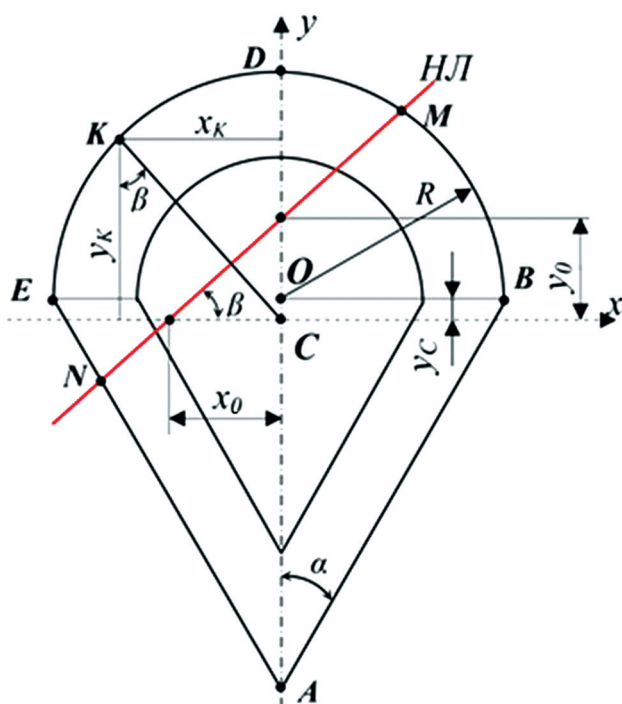


Рис. 3. Положение нейтральной линии (НЛ) и опасных точек сечения кости без выреза при растяжении

Нормальное напряжение σ возникает в деформированном теле под влиянием различных факторов, является мерой внутренних сил отрыва или сжатия, приходящихся на единицу площади и направленных перпендикулярно к сечению элемента.

При растяжении полные нормальные напряжения определялись по следующей формуле (1) для любой точки поперечного сечения:

$$\sigma = \frac{N}{A} - \frac{M_x}{I_x} \cdot y_i + \frac{M_y}{I_y} \cdot x_i, \quad (1)$$

где N – продольная сила в сечении; A – площадь поперечного сечения; y_i – координата точки сечения, где определяется механическое напряжение относительно нейтральной оси x ; M_x – изгибающий момент относительно оси x ; I_x – момент инерции площади поперечного сечения относительно центральной оси x ; x_i – координата точки сечения, где определяется механическое напряжение, относительно нейтральной оси y ; M_y – изгибающий момент относительно оси y ; I_y – момент инерции площади поперечного сечения относительно центральной оси y .

На основе формулы (1) выведены формулы определения нормальных напряжений σ_z и внешних разрушающих нагрузок P_l при внецентренном растяжении (сжатии) с учетом имеющегося выреза кости и ее изгиба в двух плоскостях [30].

Проведенные ранее экспериментальные исследования подтвердили результаты, полученные по разработанным формулам, что свидетельствует об адекватности математической модели [30]. С помощью полученных зависимостей выполнена серия расчетов с целью оценки влияния начальной кривизны кости, формы и глубины выреза на ее прочностные характеристики.

Расчетный метод позволяет исследовать влияние начальной кривизны кости и глубины выреза при различных сочетаниях указанных параметров в условиях некоторых постоянных ее характеристик (предел прочности, модуль продольной упругости) на напряженно-

деформированное состояние (НДС) кости. В расчетных моделях костям с различной формой и размерами выреза, начальной кривизной для возможности исследования влияния каждого параметра были заданы одинаковые характеристики материала кости: предел прочности при изгибе и растяжении $\sigma_g = 120$ МПа, модуль Юнга (продольной упругости) $E = 2 \cdot 10^4$ МПа. Для получения достоверных результатов исследуемые модели костей отличались только по изучаемому параметру, в то время как другие характеристики костей были одинаковыми. Численные данные получены при продольной силе $N = 15$ кг ≈ 147 Н, что соответствует среднему весу, поднимаемому человеком. Указанные параметры совпадают с нагрузками, известными в литературе и примененными в эксперименте [31].

Поперечные изгибающие моменты, возникающие при физиологических нагрузках на предплечье, были вычислены на основании литературных данных [32–34] для определения влияния формы и расположения выреза кости на ее прочностные свойства. С учетом этих данных построены эпюры распределения поперечных изгибающих моментов при физиологических и экспериментальных нагрузках для вырезов прямоугольной и треугольной формы [30]. После построения эпюр изгибающих моментов определялись опасные сечения кости.

Численный метод [35, 36] позволяет выполнить верификацию предложенной методики аналитического расчета, получить поверхностное и внутреннее распределение нормальных напряжений и деформаций, а также оценить устойчивость кости с определением критических нагрузок при сжатии для различных форм потери устойчивости [37].

Для расчета прочности кости был использован получивший в последнее время широкое применение метод конечных элементов (МКЭ) [14, 37]. Суть метода заключается в построении геометрической модели с последующей разбивкой её на геометрически простые тела – элементы, для каждого из которых может быть записано уравнение равновесия, и все уравнения равновесия решаются одновременно.

Для определения напряжений и перемещений были выполнены расчеты методом КЭ (конечных элементов) [36] в программном комплексе NX Siemens.

В NX объединены ключевые функции для быстрого, эффективного и гибкого использования средств численного моделирования расчетов прочности и междисциплинарного анализа физических явлений. Моделирование и дальнейшие расчеты также были проведены в программе NX Siemens.

Геометрическая расчетная модель представляет собой цилиндрическую конструкцию с поперечным сечением, составленным из полукольца и двух боковых трапеций симметричных относительно общей оси. Для исследования были разработаны следующие геометрические модели: модель с прямолинейной осью; модель с кривизной в двух плоскостях; модель с прямоугольным и треугольным вырезами с прямолинейной осью; модель с кривизной в двух плоскостях с прямоугольным и треугольным вырезами глубиной 0,16 и 0,33. Кроме того, для исследования напряженно-деформируемого состояния лучевой кости при его профилактической фиксации в зависимости от формы искусственного выреза, толщины и формы метал-

лических наkostных пластин, глубины погружения винтов в кости были смоделированы сборки кости из модели с кривизной в двух плоскостях с повреждениями прямоугольного и треугольного сечения глубиной $h_0/H = 0,33$, пластинами толщиной 1 и 2 мм различной формы и ширины, с винтами, погруженными на 4 мм, 13 мм и 18 мм. Был также проведен анализ поведения модели кости с компенсирующей пластиной под сжимающей нагрузкой с определением форм

потери устойчивости. Нагружение расчетной модели осуществлялось на свободном торце по поверхности сечения давлением, а также в узле закрепления граней моментом. Прикладываемая растягивающая нагрузка нагрузка $P = 981$ Н, а прикладываемый единичный момент $M = 100$ Н·м. После проведения расчетов на растяжение и кручение в программе NX Siemens были получены поля напряжений и перемещений испытываемых образцов.

РЕЗУЛЬТАТЫ

Прочностные свойства кости при поперечном изгибе. Анализ эпюр изгибающих моментов показал, что опасное сечение треугольного выреза расположено на расстоянии $z/l_0 = 0,342$ (от дистального конца лучевой кости), изгибающий момент в котором равен $M_1 = 0,43$ Нм, опасное сечение прямоугольного выреза расположено на расстоянии $z/l_0 = 0,51$, изгибающий момент в котором равен $M_2 = 2,25$ Нм. Опасное сечение треугольного выреза находится в зоне малых моментов при действии физиологических нагрузок в отличие от опасного сечения прямоугольного выреза, который находится в зоне средних нагрузок. Изгибающий момент в опасном сечении прямоугольного выреза больше изгибающего момента в опасном сечении треугольного выреза в 5,2 раза (нормальные напряжения также различаются в 5,2 раза). Поэтому за счет оптимизации расположения опасного сечения при поперечном изгибе можно снизить действующие напряжения до 5 раз. Как показали исследования, треугольный вырез является более выгодным в плане восприятия изгибающей нагрузки. При поперечном физиологическом изгибе допустимая относительная глубина треугольного выреза не должна превышать 0,49, а прямоугольного – не более 0,22.

Прочностные свойства кости при осевых нагрузках. Также получены критерии допустимой остаточной прочности от действия продольных сил, предложены графики для определения допустимой глубины треугольного и прямоугольного вырезов по замеренным параметрам кривизны кости и ее поперечного сечения.

Выполненные расчеты остаточной прочности донорской лучевой кости с определением внешних и внутренних силовых факторов, действующих на нее, позволили получить следующие данные. Относительная разрушающая нагрузка, как внешний силовой фактор, изучалась по выведенным формулам [30] для определения несущей способности кости с учетом ее начальной кривизны, а также влияния глубины и формы выреза на прочность кости. На основе расчетных данных выявлена зависимость разрушающей нагрузки от начальной кривизны кости при ее растяжении с различной глубиной и формой выреза. Расчетным методом изучено влияние начальной погиби при постоянной относительной глубине дефекта на относительную разрушающую нагрузку при растяжении (рис. 4, а). Относительная начальная кривизна определялась отношением f_0/l_0 , где $f_0 = f_y$ – величина стрелки начальной кривизны только в плоскости YOZ, а l_0 – расчетная длина кости. Для упрощения анализа исследовано влияние кривизны кости в одном направлении YOZ при средних размерах поперечного сечения кости. Наличие начальной кривизны f_x/l_0 в другой плоскости (XOZ) кости приводит к изменению

напряженного состояния только в точках поперечного сечения, где напряжения не являются максимальными при условии, что начальная погиб в плоскости XOZ не превышает погиб в плоскости YOZ. Максимальные нормальные напряжения достигаются в расчетной точке A, лежащей на оси симметрии (рис. 3), поэтому наличие начальной погиби в плоскости (XOZ) не приводит к изменению предельных нагрузок и напряжений в данной опасной точке. При f_x/l_0 более f_y/l_0 происходит увеличение напряжений за счет перемещения расчетной точки в сжатую область (точка K на рис. 3). Анализ геометрических параметров, выполненных на 10 парных костях, показал, что условие $f_x/l_0 \leq f_y/l_0$ выполняется, поэтому в рамках данной модели в большинстве случаев может не учитываться. Каждая кривая на графике (рис. 4, а) характеризует кость с постоянной глубиной и формой выреза.

Графики приведены для треугольного и прямоугольного вырезов при средних размерах поперечного сечения. Относительная разрушающая нагрузка $\bar{P}_1$ определялась отношением P_1/P_0 , где P_0 – это разрушающая нагрузка кости без дефекта и без кривизны, а P_1 – это разрушающая нагрузка кости с заданной формой и глубиной дефекта и с переменной кривизной, изменяющейся от нуля до 0,05. Как следует из графика, по мере увеличения кривизны относительная разрушающая нагрузка интенсивно падает. При изменении кривизны в пределах $f_0/l_0 = 0...0,015$ падение напряжений более значительное, по сравнению с диапазоном $f_0/l_0 = 0,015...0,05$, где падение напряжений менее значительное. Поэтому даже небольшое увеличение начальной кривизны приводит к значительному снижению разрушающих нагрузок. Поскольку расчетная точка (опасная) для обычных соотношений глубины дефекта получается, как правило, на оси симметрии, то для этой точки отсутствует влияние относительной начальной погиби в плоскости XOZ.

Приведенные графики позволяют определять нормальные напряжения с учетом кривизны кости в обоих направлениях при выполнении условия $f_x/l_0 < f_y/l_0$.

Выявлено, что максимальные нормальные напряжения линейно зависят от величины начальной кривизны при постоянной глубине выреза (рис. 4, в). По графикам (рис. 4, б и в) достаточно просто можно определить допустимую глубину выреза при заданных значениях начальной погиби и заданном уровне допускаемых напряжений. Для промежуточных значений начальной кривизны допустима линейная интерполяция между значениями, снятыми с графика. Горизонтальная линия, соответствующая уровню допускаемых напряжений, пересечет линию графика с заданной кривизной. Точка пересечения и определит допустимую глубину выреза треугольной или прямоугольной формы.

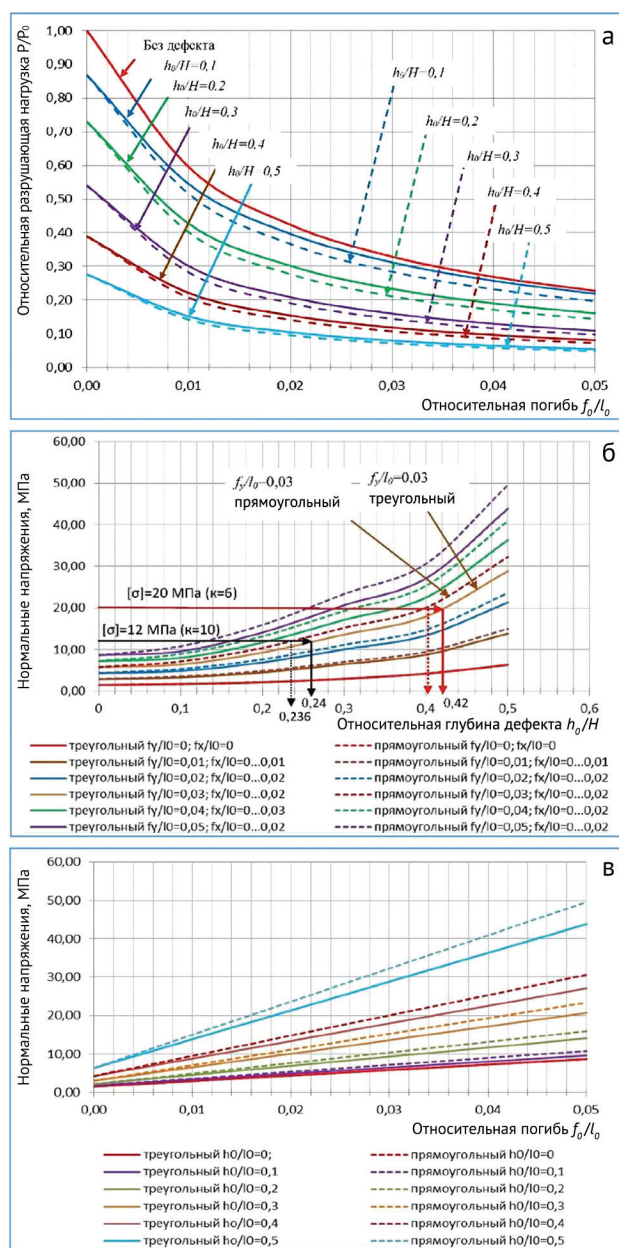


Рис. 4. Зависимость: а – относительной разрушающей нагрузки при растяжении от начальной кривизны кости только в одном направлении (в плоскости YOZ) при постоянной относительной глубине дефекта. Сплошная линия – треугольный вырез; штриховая линия – прямоугольный вырез; б – нормальных напряжений при растяжении от глубины дефекта кости при постоянной относительной кривизне для различной формы выреза; в – нормальных напряжений от кривизны в одном направлении при фиксированных значениях глубины выреза в условиях растяжения силой 15 кгс

Для варианта без кривизны и без выреза (прямолинейная кость с постоянным поперечным сечением) нормальные напряжения равны $\sigma_z = 1,47$ МПа, по сечению распределены равномерно и соответствуют простому растяжению (сжатию) без изгиба кости (рис. 4, в). Нормальные напряжения с относительной глубиной выреза $h_0/H = 0,5$ без погиби равны $\sigma_z = 6,33$ МПа. Таким образом, напряжения увеличились в 4,3 раза. Для кости без выреза, но с кривизной $f_0/l_0 = 0,05$, нормальные напряжения равны $\sigma_z = 8,67$ МПа, что соответствует их увеличению в 5,9 раза. Отсюда можно сделать вывод, что начальная кривизна кости оказывает более существенное влияние на величину максимальных нормальных напряжений, чем наличие выреза. Оценим одновремен-

ное влияние кривизны и выреза на нормальные напряжения. Для этого сравним нормальные напряжения в кости с вырезом $h_0/H = 0,5$ без кривизны ($\sigma_z = 6,33$ МПа) и с кривизной $f_0/l_0 = 0,05$. В этом случае нормальные напряжения составляют $\sigma_z = 43,82$ МПа для треугольного выреза и $\sigma_z = 49,55$ МПа для прямоугольного выреза. Для треугольного выреза нормальные напряжения увеличились в 6,9 раза, а для прямоугольного выреза в 7,8 раза. Если сравнивать с прямолинейной костью без выреза, то напряжения увеличились почти в 30 раз для треугольного выреза и в 34 раза для прямоугольного. Из рисунка 4, б можно сделать вывод, что нормальные напряжения для каждой фиксированной кривизны линейно зависят от относительной глубины выреза. Например, в результате измерений кости получены значения $l_0 = 180$ мм; $f_0 = 5,4$ мм. Тогда $f_0/l_0 = 0,03$, допускаемые напряжения принимаем с коэффициентом запаса прочности $\kappa = 6$ и для уровня допускаемых напряжений $[\sigma] = 120/6 = 20$ МПа $f_0/l_0 = 0,03$. Точки пересечения будут соответствовать предельной относительной глубине треугольного выреза $h_0/H = 0,42$ и предельной относительной глубине прямоугольного выреза $h_0/H = 0,4$.

Полученные графики позволяют определить допустимые нагрузки при рекомендуемой в литературе относительной глубине выреза 0,3 для различных значений изгиба лучевой кости (рис. 4, б).

При глубине прямоугольного дефекта $h_0/H = 0,3$ и кривизне в одном направлении $f_0/l_0 = 0,05$ нормальные напряжения составят 23,0 МПа. Если допустить нормальные напряжения $[\sigma] = 30$ МПа, то растягивающую или сжимающую нагрузку можно увеличить и допустить $[P] = 15 \times 30/23,0 \approx 19,6$ кг (здесь 15 кг – это средний груз, который берет человек. 30 МПа – допустимое нормальное напряжение, 23,0 – точка на кривой при глубине 0,3 для погиби 0,05). В условиях аналогичной кривизны и глубины треугольного дефекта допустимая нагрузка составит 22,5 кг.

При глубине прямоугольного дефекта $h_0/H = 0,3$ и кривизне в одном направлении $f_0/l_0 = 0,03$ нормальные напряжения составят 14,0 МПа. Если допустить нормальные напряжения $[\sigma] = 30$ МПа, то растягивающую или сжимающую нагрузку можно увеличить и допустить $[P] = 15 \times 30/14,0 \approx 32,1$ кг. В условиях аналогичной кривизны и глубины треугольного дефекта допустимая нагрузка составит 37,5 кг.

Принимая за 100 % разрушающую нагрузку для интактной кости без кривизны, оценим влияние относительной глубины выреза и относительной начальной погиби на величину разрушающей нагрузки. При наличии выреза с относительной глубиной $h_0/H = 0,5$, но без начальной кривизны, относительная разрушающая нагрузка при растяжении снизится до 28 %. В кости с относительной начальной кривизной $f_0/l_0 = 0,05$, но без выреза, разрушающая нагрузка упадет до 23 %. При наличии выреза $h_0/H = 0,5$ и начальной кривизны $f_0/l_0 = 0,05$ относительная разрушающая нагрузка снизится для треугольного выреза до 5,4 %, а для прямоугольного выреза до 4,8 % (рис. 4, а). Таким образом, значительная кривизна кости в сочетании с достаточно глубоким вырезом приводят к снижению предельной нагрузки в 20 раз.

Выявлено, что влияние комбинации начальной кривизны в двух направлениях не приводит к увеличению расчетных напряжений, как было сказано ранее, при

выполнении условия $f_x/l_0 < f_y/l_0$, так как расчетная точка расположена на оси симметрии. Если условие $f_x/l_0 < f_y/l_0$ не выполняется, то расчетной точкой сечения является точка К (рис. 3), и кривизна кости другого направления увеличивает расчетные напряжения в зависимости от относительной кривизны в этом направлении.

Анализ полученных данных показывает, что когда относительная начальная кривизна f_x/l_0 меньше относительной кривизны f_y/l_0 , то она не влияет на максимальные расчетные напряжения. Анализ всех выполненных расчетов также выявил, что треугольный вырез является более предпочтительным с точки зрения остаточной прочности кости, так как расчетное сечение расположено ближе к лучезапястному суставу, и начальная кривизна оказывает меньшее влияние на величину нормальных напряжений по сравнению с прямоугольным вырезом.

Таким образом, на прочность лучевой кости с краевым дефектом влияет как глубина, так и кривизна кости. В литературе в большинстве источников приводится лишь допустимая глубина кости, равная 1/3 диаметра, но она рассчитана при экспериментальных нагрузках без учета погиби кости. Как показало наше исследование, при оценке прочности кости необходимо учитывать оба этих фактора. Ввиду резкого увеличения нормальных напряжений в зависимости от глубины выреза и кривизны кости возникает необходимость определения критических значений этих параметров. Под критическим значением совокупности кривизны и глубины выреза понимается то наименьшее значение сочетания указанных параметров, при котором замечен резкий подъем нормальных напряжений, и вследствие этого увеличивается вероятность перелома при растяжении кости.

Коэффициент запаса прочности для различных конструкций, по данным литературы, составляет 2–5. Учитывая наличие выреза кости, высокого коэффициента концентрации напряжения, значительно снижающего ее прочность, а также с учетом запаса на непредвиденные нагрузки при травмах, коэффициент запаса «к» нами принят равным от 6 до 10 при растяжении и $k = 4$ при изгибе (из условия равенства прочности поврежденной и целой кости). Большее значение коэффициента следует принимать исходя из состояния целой кости, а также пациента. Расчет выполнен для двух значений коэффициента запаса прочности ($k = 6$ и $k = 10$), что отражено на рисунках 5, а и б. Максимальные допустимые глубины выреза при известных значениях погиби изучены для допустимого напряжения 12 ($k = 10$) и 20 ($k = 6$) МПа. С использованием приведенных графиков (рис. 5, а и б) может быть определена допустимая глубина для треугольного и прямоугольного вырезков при любых значениях кривизны кости в двух плоскостях.

На рисунке 5, а приведены графики изменения кривизны f_y/l_0 в пределах от 0 до значения 0,08 с шагом 0,005 и в зависимости от относительной глубины выреза в пределах 0...0,45 с шагом 0,05 для треугольного выреза, а на рисунке 5, б приведены аналогичные графики изменения кривизны f_y/l_0 для прямоугольного выреза. Допустимая глубина выреза по графикам, приведенным на рисунке 5, а и б, определяется следующим образом. Например, необходимо определить допустимую глубину прямоугольного выреза с началь-

ной кривизной $f_y = 5$ мм; $f_x = 3$ мм при расчетной длине кости $l_0 = 180$ мм и допустимых нормальных напряжениях $[\sigma] = 12$ МПа ($k = 10$) для растягивающей нагрузки $P = 15$ кг. Определяем относительную начальную кривизну $f_y/l_0 = 5/180 = 0,028$; $f_x/l_0 = 3/180 = 0,017$. На вертикальной оси откладываем значение 0,028 и проводим горизонтальную линию до пересечения с графиком (рис. 4, б) для $[\sigma] = 12$ МПа ($k = 10$). Из точки пересечения вниз проводим вертикальную линию до пересечения с горизонтальной осью. Для нагрузки 15 кг и $[\sigma] = 12$ МПа ($k = 10$) при заданной начальной кривизне кости относительная глубина прямоугольного выреза не должна превышать $h_0/H \leq 0,25$. Поскольку начальная относительная кривизна $f_x/l_0 = 0,017$ попадает в диапазон $0,01 < f_x/l_0 < 0,02$, в котором две кривые совпадают, то она не учитывается.

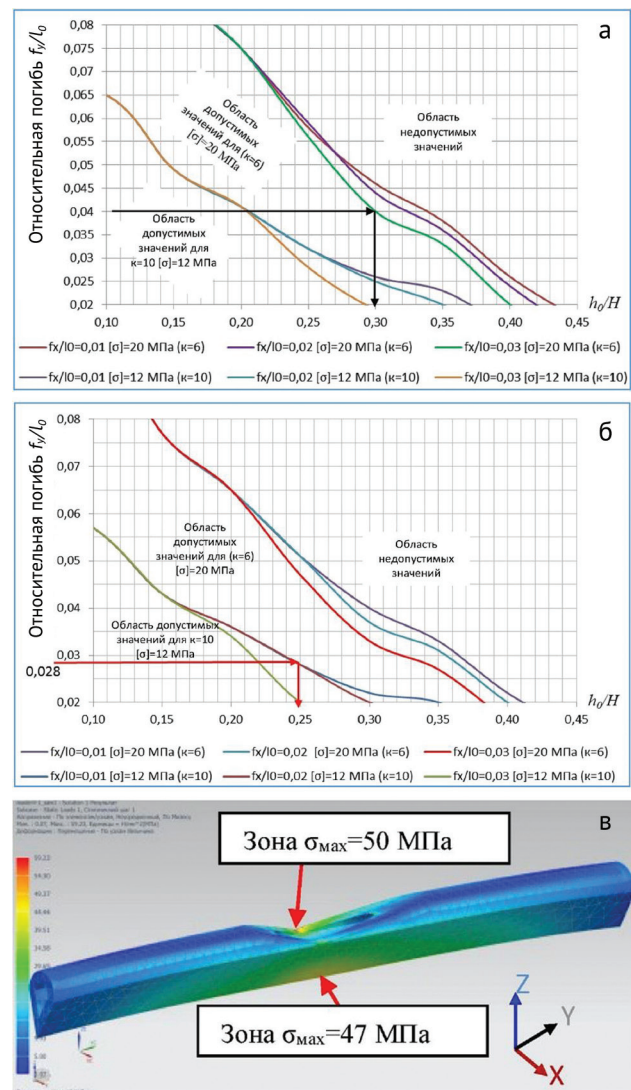


Рис. 5. Максимально допустимые значения глубины: а – треугольного выреза для начальной кривизны кости f_y/l_0 от 0,02 до 0,08; f_x/l_0 от 0,01 до 0,03 при допускаемых напряжениях $[\sigma] = 20$ МПа (с коэффициентом запаса $k = 6$ по отношению к разрушающим напряжениям $\sigma_b = 120$ МПа) и $[\sigma] = 12$ МПа (с коэффициентом запаса $k = 10$) для растягивающей нагрузки $P = 15$ кг; б – прямоугольного выреза для начальной кривизны кости f_y/l_0 от 0,02 до 0,08; f_x/l_0 от 0,01 до 0,03 при допускаемых напряжениях $[\sigma] = 20$ МПа (с коэффициентом запаса $k = 6$ по отношению к разрушающим напряжениям $\sigma_b = 120$ МПа) и $[\sigma] = 12$ МПа (с $k = 10$) для растягивающей нагрузки $P = 15$ кг; в – распределение напряжений по Мизесу при нагружении модели с треугольным вырезом глубиной $h_0/H = 0,33$ и кривизной f_x и f_z

Если необходимо определить предельно допустимую глубину треугольного выреза кости с параметрами: начальной кривизной $f_y = 7,2$ мм; $f_x = 5,4$ мм при расчетной длине кости $l_0 = 180$ мм; высоте сечения $H = 18$ мм и допустимых нормальных напряжениях $[\sigma] = 20$ МПа ($\kappa = 6$) для растягивающей нагрузки $P = 15$ кг, то определяем относительную начальную кривизну $f_y/l_0 = 7,2/180 = 0,04$; $f_x/l_0 = 5,4/180 = 0,03$. На вертикальной оси откладываем значение 0,04 и проводим горизонтальную линию до пересечения с графиком $f_x/l_0 = 0,03$ (рис. 5, а) для $[\sigma] = 20$ МПа ($\kappa = 6$). Из точки пересечения вниз проводим вертикальную линию до пересечения с горизонтальной осью. Для нагрузки 15 кг и $[\sigma] = 20$ МПа ($\kappa = 6$) при заданной начальной кривизне кости относительная глубина прямоугольного выреза не должна превышать $h_0/H \leq 0,3$.

Как следует из графика, при нагрузке 15 кг и $[\sigma] = 12$ МПа ($\kappa = 10$), кривизне в плоскости XOZ 0,01 для относительной кривизны в плоскости YOZ 0,02 относительная допустимая глубина прямоугольного выреза составила 0,3, при погиби 0,03, соответственно, 0,24, в условиях погиби 0,04 – 0,16, а для погиби 0,05 – 0,13. При аналогичных условиях для треугольного выреза при погиби 0,02 допустимая глубина выреза составила 0,37, для погиби 0,03 – 0,26, для 0,04 – 0,21, для 0,05 – 0,15. Таким образом, широко рекомендуемая в литературе допустимая глубина прямоугольного выреза, равная 1/3 диаметра кости, может быть применена только при погиби 0,02. Допустимые соотношения величины погиби и глубины выреза при формировании трансплантата должны находиться в допустимой зоне ниже выведенных кривых. При превышении глубины выреза критических значений возникает необходимость выполнения мероприятий по увеличению прочности лучевой кости.

Необходимые размеры сечения, начальной погиби и расчетной длины снимаются с рентгеновских снимков в двух проекциях и компьютерной томограммы области забора трансплантата и всего предплечья.

Для оценки и проверки результатов, полученных аналитическими методами, а также получения новых данных, был выполнен расчет с использованием численного метода на разработанных геометрических моделях (рис. 5, в).

В результате численного анализа полей напряжений можно сделать следующие выводы:

- кривизна кости в двух плоскостях приводит к ее изгибным напряжениям в двух плоскостях;
- формирование выреза всегда вызывает образование деформации изгиба, что зависит от многих факторов;
- величина напряжений от изгиба значительно превышает напряжения от центрального растяжения-сжатия;
- треугольный вырез по длине имеет существенно меньшую зону наибольших напряжений по сравнению с прямоугольным вырезом.

Значения аналитических данных и данных численного метода оказались близки между собой, что является хорошим результатом и свидетельствует об адекватности моделей и проведенных расчетов.

В результате расчетов на компьютерных моделях было выявлено, что конструктивная форма выреза, при котором обеспечивается наибольшее восприятие нагрузки при растяжении имеет треугольную форму глубиной $h_0/H = 0,16$. Наилучшим образом себя повел образец с погибью f_x и f_z , что указывает на конструкционные преимущества кости с природным прогибом, нежели образцы без погиби или с погибью в одной из осей (табл. 1).

Численные расчеты показали, что конструктивная форма выреза, при котором обеспечивается наибольшее восприятие нагрузки при кручении, имеет треугольную форму при искусственном вырезе с глубиной погружения $h_0/H = 0,16$ и прямоугольную форму при искусственном вырезе с глубиной погружения $h_0/H = 0,33$. Наилучшим образом себя повел образец без погиби, что указывает на конструкционные недостатки кости с природной погибью при кручении. Однако, несмотря на наибольшее восприятие нагрузки модели кости с прямоугольным вырезом с глубиной погружения $h_0/H = 0,33$, модель с треугольным вырезом имеет меньшие перемещения при приложении единичного момента (табл. 2).

Анализируя данные, полученные на компьютерных моделях, приходим к выводу, что модель при данной нагрузке $P = 981$ Н не может работать без потери устойчивости при любом виде искусственного выреза, поскольку критические напряжения для 1-ой формы потери устойчивости на порядок ниже выявленных максимальных напряжений при расчетной нагрузке.

Таблица 1

Напряжения, действующие в образцах $\sigma_{\max}$ МПа при растяжении модели кости с глубиной выреза 0,16 и 0,33

Форма изгиба	Без выреза	Прямоугольный, половина	Прямоугольный, полный	Треугольный, половина	Треугольный, полный
Без изгиба	9,317	49,57	62,81	21,26	52,42
Изгиб по X $f_x = 3,73$ мм	24,44	58,91	98,4	34,6	95,27
Изгиб по Z $f_z = 6,38$ мм	31,59	37,26	47,4	35,88	45,35
Изгиб $f_x = 3,73$ мм и $f_z = 6,38$ мм	31,76	37,45	47,6	36,04	59,23

Таблица 2

Напряжения, действующие в образцах $\sigma_{\max}$ МПа при кручении модели кости с глубиной выреза 0,16 и 0,33

Форма изгиба	Без выреза	Прямоугольный, половина	Прямоугольный, полный	Треугольный, половина	Треугольный, полный
Без изгиба	0,77	6,091	6,081	2,83	16,25
Изгиб по X $f_x = 3,73$ мм	0,68	6,073	6,227	3,539	16,43
Изгиб по Z $f_z = 6,38$ мм	0,74	5,133	8,275	3,327	15,76
Изгиб $f_x = 3,73$ мм и $f_z = 6,38$ мм	0,757	5,136	7,759	2,825	14,13

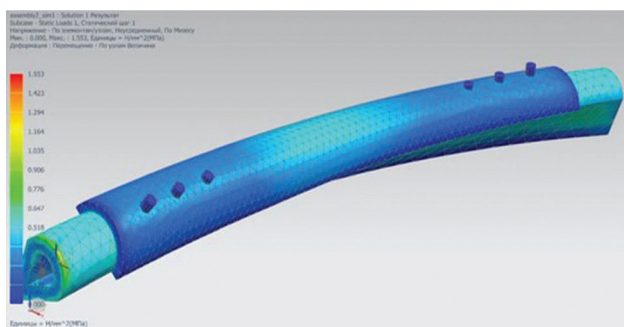


Рис. 6. Распределение напряжений по Мизесу при кручении $M = 100 \text{ Н·м}$ модели с треугольным вырезом глубиной $h_p/H = 0,33$, погружением винтов 4 мм, толщиной пластины, обхватывающей цилиндрическую часть кости, 2 мм

Расчеты также показали, что конструктивная форма пластины, огибающей цилиндрическую поверхность кости, имеет лучшее восприятие нагрузки как при кручении, так и при растяжении, чем узкая пластина шириной 10 мм. С увеличением толщины пластины до 2 мм увеличивается восприятие нагрузки (рис. 6). При растяжении наилучшим образом себя повели образцы с погружением винтов на 4 мм, на кручение образцы с погружением в 4 мм и 13 мм вели себя почти одинаково. Образец со сквозным

погружением винтов повел себя наихудшим образом и не желателен в эксплуатации, поскольку помимо плохого восприятия нагрузки, данная система закрепления крайне травматична для пациента. Анализируя данные, приходим к выводу, что модель с металлической компенсирующей пластиной при данной нагрузке P может работать без потери устойчивости при любом виде искусственного выреза, поскольку критические напряжения для 1-ой формы потери устойчивости на порядок выше выявленных максимальных напряжений при расчетной нагрузке. Модернизированная предлагаемая пластина, огибающая цилиндрическую поверхность кости, снижает уровень напряжений по сравнению с плоской узкой компенсирующей пластиной шириной 10 мм в 1,2 раза для искусственного выреза прямоугольного сечения, в 1,5 – для искусственного выреза треугольного сечения при растяжении и в 3,9 раза для прямоугольного сечения выреза, в 3,5 раза для треугольного сечения искусственного выреза при кручении, а также увеличивает критические напряжения в 1,5 раза. При растяжении значения напряжений соответствуют значениям целой кости, а при кручении значения близки и составляют 60–70 % работы целой кости. По критерию устойчивости предлагаемая пластина имеет значения выше, чем для целой кости.

ОБСУЖДЕНИЕ

Анализ литературы показывает, что проблема уменьшения донорского изъяна лучевой кости и профилактики ее перелома остается весьма актуальной и далекой от разрешения. Многие аспекты проблемы остаются не изученными. Одним из ее основных вопросов является определение прочностных свойств донорской лучевой кости после забора (изъятия) краевого трансплантата в связи с высокой частотой возникновения ее переломов. Размеры краевого дефекта, закономерно образующегося в лучевой кости и приводящего к возникновению донорского изъяна после забора трансплантата, зависят от его величины. Нами проведен полный расчет прочности интактной и дефектной лучевой костей с краевыми вырезами различной глубины и формы на математической и компьютерной моделях, полученных на основе экспериментальных данных, проведенных на трупных костях, при растягивающих, изгибающих нагрузках и кручении. Расчетные математические модели кости исследовались при продольной силе $N = 15 \text{ кг} \approx 147 \text{ Н}$, что соответствует среднему весу, поднимаемому человеком, а также при поперечных физиологических изгибающих нагрузках, действующих на предплечье, известных из литературных данных. Допустимая глубина выреза в условиях поперечного физиологического изгиба для прямоугольного дефекта составила 0,22, для треугольного – 0,49. При этом опасное сечение прямоугольного выреза находится в зоне действия более значительного изгибающего момента и нормальных напряжений, что свидетельствует о влиянии на прочность кости также и расположения дефекта. Максимальный момент от физиологических усилий приходится на проксимальную треть лучевой кости, в связи с чем донорский дефект не должен захватывать эту область. Исследование показало, что треугольный вырез оказывается более выгодным, чем прямоугольный и при растяжении-сжатии, и кручении. Изучение полей напряжений по Мизесу на компьютерных объемных моделях выявило, что величина коэффициента концентрации на-

пряжений достигает значения 1,2 при наличии прямоугольного выреза, а величина максимальных напряжений составляет 73 МПа. Для треугольного выреза концентрация напряжений уменьшается за счет плавного изменения площадей поперечных сечений и не превышает 50 МПа. Кроме того, по сравнению с прямоугольным вырезом существенно уменьшается зона повышенных напряжений. Полученные расчетные данные по допустимой глубине прямоугольного выреза при физиологических нагрузках оказались заметно ниже экспериментальных данных, известных из литературы [15, 23, 38], что связано с тем, что авторы в своих работах не изучали влияния расположения дефекта кости на ее прочность. Только расчетная глубина выреза треугольной формы превышает рекомендуемую в литературе критическую глубину выреза, равную $1/3$ диаметра кости. Экспериментальные и теоретические исследования позволили нам выявить не изученные ранее факторы, влияющие на прочность лучевой кости с краевым дефектом при этих нагрузках. Оказалось, что прочность кости зависит не только от глубины выреза, как это утверждается в литературе и принято в настоящее время, но и от характера нагрузки, начальной кривизны кости, формы выреза и его расположения. Нами также исследовано сочетанное влияние этих факторов на прочность кости. В результате проведенной работы установлено, что за счет первоначальной криволинейности кости, а также в результате формирования краевого выреза при растягивающей нагрузке в поперечных сечениях кости всегда возникают нормальные напряжения (направленные перпендикулярно поперечному сечению и распределенные по сечению равномерно) и изгибные напряжения в двух плоскостях, которые по величине превосходят напряжения растяжения, что было показано при экспериментальных исследованиях [30], и могут оказаться решающими для разрушения (перелома) кости от растяжения или сжатия. Однако степень влияния этих напряжений на прочность кости не исследована, нет данных о допустимых количественных

критериях гибели и глубины выреза. Лишь в единичных исследованиях авторы предположили появление сгибающей силы при растяжении кости предплечья из-за наличия ее кривизны, однако не смогли эти силы охарактеризовать количественно [31, 39]. Нами на разработанной математической и компьютерной моделях изучена зависимость нормальных и изгибных напряжений, а также внешних разрушающих нагрузок, а, следовательно, и прочностных свойств кости от величины ее кривизны, формы и глубины дефекта. Установлено, что нормальные напряжения увеличиваются не только при увеличении глубины выреза, но также при наличии и возрастании значений кривизны кости. Причем начальная кривизна кости оказывает более существенное влияние на величину максимальных нормальных напряжений, внешних разрушающих нагрузок, чем наличие выреза. При этом выявлено, что на нормальные напряжения влияет кривизна кости в обеих ее плоскостях. Внешние разрушающие нагрузки также зависят от кривизны и по мере ее увеличения уменьшаются по экспоненциальной зависимости, что свидетельствует о нарастающем уменьшении прочности кости. В случае сочетанного воздействия неблагоприятных факторов на лучевую кость вероятность ее перелома значительно увеличивается. Нами также впервые установлено, что при наличии краевого дефекта кости значение ее кривизны возрастает кардинально, так как в условиях растяжения она приводит к дополнительному уменьшению прочности и без того ослабленной в результате формирования выреза кости. Влияние кривизны на нормальные напряжения костей наиболее выражено при глубоких дефектах, так как при одной и той же гибели нормальные напряжения сильно возрастают за счет уменьшения остающейся части сечения. Причем уменьшается не только площадь, но и моменты инерции этой площади. Поэтому кривизна оказывает существенное влияние на допустимую глубину выреза. По этой причине при большой кривизне кости перелом может произойти и при глубине выреза менее $1/3$ диаметра, принятой в настоящее время в литературе в качестве критической и не учитывающей наличие кривизны кости.

Изучено также одновременное влияние кривизны кости в двух плоскостях и выреза прямоугольной и треугольной формы на нормальные напряжения, что позволило определить допустимую глубину выреза. Установлено, что в случае сочетанного воздействия неблагоприятных факторов на лучевую кость вероятность ее перелома значительно увеличивается. На основе выявленных зависимостей построены графики, позволяющие определить критическую глубину ее выреза с учетом кривизны в двух плоскостях. В результате установлено, что нецелесообразно применять во всех случаях рекомендуемую стандартную критическую глубину, равную $1/3$ диаметра кости, а допустимую глубину выреза определять индивидуально у каждого больного с учетом изгиба кости в двух плоскостях и формы выреза. Выяснено, что в зависимости от изгиба кости допустимая глубина выреза при заборе трансплантата будет разной. При высоких значениях гибели кость необходимо укреплять и при глубине менее $1/3$ диаметра. Низкие значения кривизны позволяют формировать вырез глубиной более $1/3$ диаметра диафиза кости и сохранить ее достаточную прочность. По этой причине, в зависимости от кривизны, донорскую кость необходимо укреплять и при глубине дефекта менее $1/3$ диаметра, или же допу-

скается превышение этого размера без дополнительного укрепления кости. В случае вынужденного или случайного превышения критической глубины выреза или расположения дефекта в области проксимальной половины лучевой кости необходимо выполнять (абсолютно показан) ее профилактический остеосинтез. Если же значения критической глубины не превышаются, то можно обойтись без дополнительного укрепления донорской лучевой кости. В настоящее время с целью профилактики перелома донорской лучевой кости и при определении показаний к ее профилактическому остеосинтезу учитывается только глубина выреза. При этом профилактический остеосинтез и костная пластика дефекта выполняется в тех случаях, когда глубина выреза превышает $1/3$ диаметра кости в ее диафизарной части. Проведенное исследование позволило также обосновать рациональные варианты краевой остеотомии и профилактического остеосинтеза лучевой кости. Методом компьютерного моделирования установлено, что пластина, огибающая цилиндрическую поверхность кости, фиксированная к ней шестью винтами (по три винта проксимальнее и дистальнее дефекта), имеет лучшее восприятие нагрузки как при кручении, так и при растяжении кости, если глубина погружения винтов составляет 4 мм.

Таким образом, полученные результаты свидетельствуют о том, что при планировании операций с применением кожно-костного лучевого трансплантата в различных областях человеческого скелета для установления допустимой глубины выреза необходимо в обязательном порядке перед операцией определить изгиб лучевой кости в двух плоскостях, что может быть выполнено по типичным рентгенограммам и компьютерным томограммам костей предплечья в прямой и боковой проекциях. По рентгенограмме всего предплечья в боковой проекции можно определить изгиб лучевой кости в плоскости YOZ, а в прямой проекции – в плоскости XOZ. Полученные графики зависимости разрушающих нагрузок и нормальных напряжений от формы, глубины выреза, его расположения и изгиба кости имеют прикладное значение, облегчают выработку хирургической тактики выбора дополнительных методов уменьшения вероятности наступления перелома или профилактического укрепления донорской кости у конкретного больного и более четко акцентировать внимание на величине кривизны как на одном из основных факторов, влияющих на прочность кости после формирования краевого выреза.

В настоящее время в литературе имеются единичные работы, посвященные изучению прочности длинных трубчатых костей после выполнения их резекции по поводу хронического воспалительного процесса [1]. Авторами также отмечено, что дефекты диафизарной части кости в большей степени влияют на прочность, чем дефекты в метадиафизарной. Это соответствует также и нашим результатам. Полученные нами данные могут быть экстраполированы и на другие длинные и короткие трубчатые кости скелета, имеющие краевой дефект после забора трансплантата из них или их краевой резекции по поводу какого-либо патологического процесса (воспаление, опухолевое поражение, травматический дефект, системные заболевания, врожденные аномалии развития и т. д.), когда неизбежно возрастает вероятность перелома в области вмешательства на кости из-за снижения ее прочности. При решении вопроса о необходимости укреп-

пления кости в подобных случаях также целесообразно учитывать все выявленные факторы, влияющие на прочность лучевой кости с краевым дефектом.

Полученные результаты также свидетельствуют о том, что программы реабилитации, кинезитерапии, бытовых и профессиональных нагрузок после кожно-костной пластики лучевым лоскутом необходимо составлять с учетом формы, расположения, глубины выреза, изгиба кости в двух плоскостях и вариантов ее укрепления, а также напряженно-деформированного состояния лучевой кости. В комплекс реабилитационных мероприятий должны быть включены разработка активных и пассивных движений в суставах пальцев кисти, кистевом и локтевом суставах с постепенно нарастающей силой сразу же после снятия швов, купирования болей и спадения отека с учетом возникающих максимальных напряжений в кости до достижения индивидуальных средних нагрузок на здоровой конечности. Средняя нагрузка, приходящаяся на здоровую кость человека, зависит от его анатомических, функциональных и антропометрических характеристик, в связи с чем определяется индивидуально перед началом реабилитационных мероприятий как средняя минимальных и максимальных значений нагрузок. Средняя нагрузка на оперированное предплечье должна определяться с учетом соотношений выявленных напряжений в интактной и дефектной костях при конкретных движениях. Такой подход обеспечивает стабилизацию и уменьшение нормальных напряжений, деформации (перемещения) кости в области дефекта, что создает оптимальные условия для репаративной регенерации костной ткани, стабильности соединения, перестройки костного трансплантата и профилактики перелома. С учетом действующих напряжений, независимо от величины прикладываемой нагрузки, в случае выполнения упражнений, вызывающих растяжение или сжатие лучевой кости, при наличии изгиба кости по оси X для прямоугольного выреза глубиной 0,33 нагрузка должна быть уменьшена в 4 раза по сравнению со здоровым предплечьем, а для прямоугольного выреза

глубиной 0,16 – в 2,5 раза. Для треугольного выреза глубиной 0,33 также в 4 раза, а глубиной 0,16 – в 1,5 раза. В условиях изгиба кости по оси Z, а также по осям X и Z нагрузка для обоих вырезов глубиной 0,33 должна быть уменьшена в 1,5 раза, а при глубине 0,16 должна быть идентичной таковой на здоровом предплечье. Особая осторожность должна быть при разработке пронационно-супинационных движений предплечья. С учетом нормальных напряжений, образующихся при прикладывании единичного момента силы, для прямоугольного выреза любой глубины в условиях изгиба по оси X, Z, а также Z и X ротационные нагрузки должны быть снижены в 9,5 раз, для треугольного выреза глубиной 0,33 в 24 раза, глубиной 0,16 в 9 раз по сравнению со здоровой костью. Аналогичные соотношения нагрузок должны быть для выреза треугольной формы при погиби по оси Z, а также осям Z и X. Активные и пассивные движения в суставах необходимо осуществлять с возрастающей нагрузкой, сохраняя соотношение их значений для оперированной и интактной кости для каждого значения нагрузки. Максимальные нагрузки допустимы после завершения репаративной регенерации кости или консолидации и перестройки примененного костного трансплантата, сроки которой составляют около одного года. В случае выполнения профилактического остеосинтеза нагрузка на укрепленную кость должна быть идентичной таковой на интактную кость при растяжении и может быть приложена в ранние сроки после операции. При выполнении ротационных движений лучевой костью нагрузка должна составлять 60-70 % от работы интактной кости.

Выявленные закономерности могут быть также использованы в практике при разработке различных вариантов остеосинтеза лучевой кости, интактной до момента получения травмы, по поводу переломов всех возможных локализаций и видов, после корригирующих остеотомий, эндопротезирования лучезапястного сустава, а также программ кинезитерапии индивидуально у каждого больного.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Остаточная прочность лучевой кости с краевым дефектом зависит от глубины, формы выреза, его расположения и кривизны кости в двух плоскостях, что надо принимать во внимание при заборе трансплантата, а также ее профилактическом и лечебном остеосинтезе. Треугольный вырез является более предпочтительным в плане

восприятия нагрузки. Критическое значение глубины выреза следует определять с учетом его формы и кривизны кости в двух плоскостях с использованием выявленных зависимостей индивидуально у каждого больного. При вынужденном превышении критической глубины выреза показан профилактический остеосинтез.

Конфликт интересов: не заявлен.

ЛИТЕРАТУРА

1. Outcomes after free tissue transfer for composite oral cavity resections involving skin / S.A. Alvi, C.S. Hamill, J.P. Lepse, M. Ayala, D.A. Girod, T.T. Tsue, Y. Shnayder, K. Kakarala // Head Neck. 2018. Vol. 40, No 5. P. 973-984. DOI: 10.1002/hed.25062
2. Current role of the radial forearm free flap in mandibular reconstruction / M.R. Zenn, D.A. Hidalgo, P.G. Corderio, J.P. Shah, E.W. Strong, D.H. Kraus // Plast. Reconstr. Surg. 1997. Vol. 99, No 4. P. 1012-1017. DOI: 10.1097/00006534-199704000-00014
3. Outcomes in head and neck reconstruction by surgical site and donor site / J.W. Frederick, L. Sweeny, W.R. Carroll, G.E. Peters, E.L. Rosenthal // Laryngoscope. 2013. Vol. 123, No 7. P.1612-1617. DOI: 10.1002/lary.23775
4. Jones N.F., Jarray R., Kaufman M.R. Pedicled and free radial forearm flaps for reconstruction of the elbow, wrist, and hand // Plast. Reconstr. Surg. 2008. Vol. 121, No 3. P. 887-898. DOI: 10.1097/01.prs.0000299924.69019.57
5. The etiology and treatment of the softened phallus after the radial forearm osteocutaneous free flap phalloplasty / S.K. Kim, T.H. Kim, J.I. Yang, M.H. Kim, M.S. Kim, K.C. Lee // Arch. Plast. Surg. 2012. Vol. 39, No 4. P. 390-396. DOI: 10.5999/aps.2012.39.4.390
6. Safe osteocutaneous radial forearm flap harvest with prophylactic internal fixation / Y. Shnayder, T.T. Tsue, E.B. Toby, A.H. Werle, D.A. Girod // Craniomaxillofac. Trauma Reconstr. 2011. Vol. 4, No 3. P. 129-136. DOI: 10.1055/s-0031-1279675
7. Assessment of donor site morbidity for free radial forearm osteocutaneous flaps / C.F. Sinclair, J.P. Gleysteen, T.M. Zimmermann, M.K. Wax, B. Givi, D. Schneider, E.L. Rosenthal // Microsurgery. 2012. Vol. 32, No 4. P. 255-260. DOI: 10.1002/micr.21950
8. Donor-Site Outcomes for the Osteocutaneous Radial Forearm Free Flap / E.S. Satteson, A.C. Satteson, J.D. Waltonen, Z. Li, E.R. Wiesler, P.J. Apel, B.R. Graves // J. Reconstr. Microsurg. 2017. Vol. 33, No 8. P. 544-548. DOI: 10.1055/s-0037-1602740
9. Osteocutaneous radial forearm free flap: its use without significant donor site morbidity / A.H. Werle, T.T. Tsue, E.B. Toby, D.A. Girod // Otolaryngol. Head Neck Surg. 2000. Vol. 123, No 6. P. 711-717. DOI: 10.1067/mhn.2000.110865

10. Donor site morbidity of the fasciocutaneous radial forearm flap: what does the patient really bother? / C.A. de Witt, R. de Bree, I.M. Verdonck-de Leeuw, J.J. Quak, C.R. Leemans // Eur. Arch. Otorhinolaryngol. 2007. Vol. 264, No 8. P. 929-934. DOI: 10.1007/s00405-007-0277-1
11. Липатов К.В., Гаврюшенко Н.С., Стан Е.А. Обоснование выбора типа хирургической трепанации длинной кости при лечении больных хроническим остеомиелитом (экспериментальное исследование) // Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. 2008. № 3. С. 62-66.
12. Reconstruction of midface defects with the osteocutaneous radial forearm flap: Evaluation of long term outcomes including patient reported quality of life / T.M. Connolly, L. Sweeny, B. Greene, A. Morlandt, W.R. Carroll, E.L. Rosenthal // Microsurgery. 2017. Vol. 37, No 7. P. 752-762. DOI: 10.1002/micr.30201
13. Osteocutaneous radial forearm free flap: long-term radiographic evaluation of donor site morbidity after prophylactic plating of radius / C.A. Waits, E.B. Toby, D.A. Girod, T.T. Tsue // J. Reconsr. Microsurg. 2007. Vol. 23, No 7. P. 367-372. DOI: 10.1055/s-2007-992342
14. Reducing morbidity in the radial forearm flap donor site / A.F. Bardsley, D.S. Soutar, D. Elliot, A.G. Batchelor // Plast. Reconstr. Surg. 1990. Vol. 86, No 2. P. 287-294.
15. Oromandibular reconstruction with the radial-forearm osteocutaneous flap: experience with 60 consecutive cases / A. Thoma, R. Kharado, O. Grigenas, S. Archibald, S. Jackson, J.E. Young, K. Veltri // Plast. Reconstr. Surg. 1999. Vol. 104, No 2. P. 368-380. DOI: 10.1097/0006534-199908000-00007
16. Osteocutaneous radial forearm free flaps. The necessity of internal fixation of the donor-site defect to prevent pathological fracture / K.W. Bowers, J.L. Edmonds, D.A. Girod, G. Jayaraman, C.P. Chua, E.B. Toby // J. Bone Joint Surg. Am. 2000. Vol. 82, No 5. P. 694-704.
17. Fracture of the radial donor site after composite free flap harvest: a ten-year review / S. Clark, M. Greenwood, R.J. Banks, R. Parker // Surgeon. 2004. Vol. 2, No 5. P. 281-286. DOI: 10.1016/s1479-666x(04)80098-2
18. The radial forearm flap: a biomechanical study of donor- site morbidity utilizing sheep tibia / N.B. Meland, S. Maki, E.Y. Chao, B. Rademaker // Plast. Reconstr. Surg. 1992. Vol. 90, No 5. P. 763-773.
19. Radial forearm flap donor-site complications and morbidity: a prospective study / D. Richardson, S.E. Fisher, E.D. Vaughan, J.S. Brown // Plast. Reconstr. Surg. 1997. Vol. 99, No 1. P. 109-115. DOI: 10.1097/0006534-199701000-00017
20. Prospective biomechanical evaluation of donor site morbidity after radial forearm free flap / B. Riecke, C. Kohlmeier, A.T. Assaf, J. Wikner, A. Drabik, P. Catalá-Lehnen, M. Heiland, C. Rendenbach // Br. J. Oral Maxillofac. Surg. 2016. Vol. 54, No 2. P. 181-186. DOI: 10.1016/j.bjoms.2015.11.021
21. Immediate bone grafting and plating of the radial osteocutaneous free flap donor site / P.J. Torina, E. Matros, E.A. Athanasian, P.G. Cordeiro // Ann. Plast. Surg. 2014. Vol. 73, No 3. P. 315-320. DOI: 10.1097/SAP.0b013e31827a2fe4
22. Изучение прочностных характеристик дистального метаэпифиза лучевой кости и систем «кость-фиксатор» / В.Н. Ребров, Н.С. Гаврюшенко, М.А. Малыгина, С.Ю. Плотников // Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. 2008. № 2. С. 57-60.
23. Swanson E., Boyd J.B., Manktelow R.T. The radial forearm flap: reconstructive applications and donor-site defects in 35 consecutive patients // Plast. Reconstr. Surg. 1990. Vol. 85, No 2. P. 258-266.
24. Reduction of donor site morbidity of free radial forearm flaps: what level of evidence is available? / D.J. Loeffelbein, S. Al-Benna, L. Steinsträßer, R.M. Satanovskij, N.H. Rohleder, T. Mücke, K.D. Wolff, M.R. Kesting // Eplasty. 2012. Vol. 12. P. e9.
25. Computed-tomography-based finite-element models of long bones can accurately capture strain response to bending and torsion / B. Varghese, D. Short, R. Pennemetsa, T. Goswami, T. Hangartner // J. Biomech. 2011. Vol. 44, No 7. P. 1374-1379. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2010.12.028
26. Определение напряжений и расчеты на прочность стержневых систем : учеб. пособие / Н.А. Ильичев, В.В. Колябин, В.Ф. Кулепов, Н.Н. Михеев, В.К. Наумов ; под ред. Ю.В. Глявина. Н. Новгород : Нижегород. гос. техн. ун-т им. Р.Е. Алексеева, 2009. 130 с.
27. A finite element analysis of bone plates available for prophylactic internal fixation of the radial osteocutaneous donor site using the sheep tibia model / C.M. Avery, P. Bujtár, J. Simonovics, T. Dézsi, K. Váradi, G.K. Sándor, J. Pan // Med. Eng. Phys. 2013. Vol. 35, No 10. P. 1421-1430. DOI: 10.1016/j.medengphy. 2013.03.014
28. Accuracy of specimen-specific nonlinear finite element analysis for evaluation of radial diaphysis strength in cadaver material / Y. Matsuura, K. Kuniyoshi, T. Suzuki, Y. Ogawa, K. Sukegava, T. Rokkaku, A.R. Thoreson, K.N. An, K. Takahashi // Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin. 2015. Vol. 18, No 16. P. 1811-1817. DOI: 10.1080/10255842.2014.974579
29. Karamanoukian R., Gupta R., Evans G.R. A novel technique for the prophylactic plating of the osteocutaneous radial forearm flap donor site // Ann. Plast. Surg. 2006. Vol. 56, No 2. P. 200-204. DOI: 10.1097/01.sap.0000186859.91656.ca
30. Изучение прочностных свойств донорской лучевой кости расчетно-экспериментальным методом / Н.М. Александров, В.Д. Вешуткин., А.Е. Жуков, Е.В. Башкалина, О.И. Углев, Г.А. Волков // Российский журнал биомеханики. 2017. Т. 21, № 2. С. 147-165.
31. The load-bearing characteristics of the forearm: pattern of axial and bending force transmitted through ulna and radius / H. Shaaban, G. Giakas, M. Bolton, R. Williams, P. Wicks, L.R. Scheker, V.C. Lees // J. Hand Surg. Br. 2006. Vol. 31, No 3. P. 274-279. DOI: 10.1016/j.jhsb.2005.12.009
32. Зациорский В.М., Аруин А.С., Селуянов В.Н. Биомеханика двигательного аппарата человека. М. : Физкультура и спорт, 1981. 143 с.
33. Сравнение стабильности различных способов остеосинтеза при переломах плечевого сустава методом математического моделирования / С.Б. Королев, О.Б. Носов, А.А. Кленин, В.Д. Вешуткин // Фундаментальные исследования. 2013. № 9-3. С. 375-379.
34. Harberkorn-Butendeich E. Die Kraft des Musculus triceps brachii: diss. Saarbrücken. 1973. P.120.
35. Метод конечных элементов в расчетах стержневых систем : учеб. пособие / И.Ф. Дьяков, С.А. Чернов, А.Н. Черный. Ульяновск : УлГТУ, 2010. 133 с.
36. Зенкевич О. Метод конечных элементов в технике / пер. с англ. под ред. Б.Е. Победры. М. : Мир, 1975. 542 с.
37. Брузяк В.А., Фокин В.Г., Кураева Я.В. Инженерный анализ в ANSYS Workbench. Учеб. пособие: в 2 ч. Самар. гос. техн. ун-т. Самара, 2010-2013.
38. Swanson E., Boyd J.B., Mulholland R.S. The radial forearm flap: a biomechanical study of the osteotomized radius // Plast. Reconstr. Surg. 1990. Vol. 85, No 2. P. 267-272.
39. The distal radioulnar joint as a load-bearing mechanism – a biomechanical study / H. Shaaban, G. Giakas, M. Bolton, R. Williams, L.R. Scheker, V.C. Lees // J. Hand Surg. Am. 2004. Vol. 29, No 1. P. 85-95. DOI: 10.1016/j.jhsa.2003.10.020

Рукопись поступила 27.05.2020

Сведения об авторах:

1. Александров Николай Михайлович, д. м. н., ФГБОУ ВО «ПИМУ» Минздрава России, г. Нижний Новгород, Россия, Email: aleksandrov-chetai@rambler.ru
2. Вешуткин Владимир Дмитриевич, к. т. н., ФГБОУ ВПО «НГТУ им. Р.Е. Алексеева» Минобрнауки России, г. Нижний Новгород, Россия, Email: vvshutkin@mail.ru
3. Жуков Александр Евгеньевич, к. т. н., ФГБОУ ВПО «НГТУ им. Р.Е. Алексеева» Минобрнауки России, г. Нижний Новгород, Россия
4. Вешаев Иван Денисович, ФГБОУ ВО «ПИМУ» Минздрава России, г. Нижний Новгород, Россия
5. Купцов Дмитрий Алексеевич, ФГБОУ ВО «ПИМУ» Минздрава России, г. Нижний Новгород, Россия
6. Углев Олег Иванович, ФГБОУ ВО «ПИМУ» Минздрава России, г. Нижний Новгород, Россия

Information about authors:

1. Nikolai M. Aleksandrov, M.D., Ph.D., Privolzhsky Research Medical University, Nizhny Novgorod, Russian Federation, Email: aleksandrov-chetai@rambler.ru
2. Vladimir D. Veshutkin, Ph.D. of Engineering Sciences, Nizhny Novgorod State Technical University named after R.E. Alekseev, Nizhny Novgorod, Russian Federation, Email: vvshutkin@mail.ru
3. Aleksandr E. Zhukov, Ph.D. of Engineering Sciences, Nizhny Novgorod State Technical University named after R.E. Alekseev, Nizhny Novgorod, Russian Federation
4. Ivan D. Veshayev, M.D., Privolzhsky Research Medical University, Nizhny Novgorod, Russian Federation
5. Dmitriy A. Kuptsov, M.D., Privolzhsky Research Medical University, Nizhny Novgorod, Russian Federation
6. Oleg I. Uglev, M.D., Privolzhsky Research Medical University, Nizhny Novgorod, Russian Federation