

УДК 612.76–092.4:616.718.5/.6–001.5–089.2

Биомеханические аспекты внутрикостного дистракционного остеосинтеза голени приводными аппаратами

В.В. Драган¹, А.А. Тяжелов², Л.Д. Гончарова³, В.Э. Филатов⁴,
А.А. Кузнецов¹, А.В. Данилюк¹, С.В. Лисунов¹

¹ Медицинский центр «БОНАМЕД», Киев, Украина

² ГУ «Институт патологии позвоночника и суставов им. проф. М.И. Ситенко АМН Украины», Харьков

³ НИИ травматологии и ортопедии Донецкого национального медицинского университета им. М. Горького, Украина

⁴ Центр механических испытаний и сертификации материалов и элементов конструкций Института проблем прочности им. Г.С. Писаренко НАН Украины, Киев

The need in this scientific research was caused by testing of drive intraosseous devices for tibial lengthening in order to establish strength characteristics of the device. The results of the tests, conducted on intraosseous devices, confirmed high technological characteristics of their design even under maximum calculated loads, thereby demonstrating their high safety for application to clinical practice.

Необхідність даного наукового дослідження було пов'язано з проведенням випробовувань привідних внутрішньокісткових апаратів для подовження голілки з метою визначення характеристик міцності апарата. Результати проведених тестів внутрішньокісткових апаратів підтверджують високі технічні характеристики конструкцій, навіть у разі максимальних розрахункових навантажень, що вказує на їхню потенційно високу надійність під час використання в клінічній практиці.

Ключевые слова: большеберцовая кость, голень, приводной внутрикостный дистракционный аппарат, биомеханическая модель, испытания аппарата

Введение

Практическое испытание искусственных конструкций, внедренных в кость, и получение корректных результатов возможно при наличии базовых величин напряжений, возникающих в системе кость–конструкция [6]. Увеличивающееся с каждым годом количество используемых в ортопедии имплантатов стало основной побудительной причиной разносторонних исследований распределения сил и напряжений в нижних конечностях. Первой отправной точкой таких научных изысканий стали работы по определению нагрузок в суставах [9] и внутренних напряжений в конечностях, полученных *in vivo* [16].

Совершенствование исследовательской техники и программного обеспечения позволило создавать приближенные к действительности биомеханические модели конечностей человека [10, 13].

Тем не менее следует признать, что исследование такой модели, как, например, система аппарат–«мокрая большеберцовая кость» в лабораторных условиях не может обеспечить полного соответствия с клинической ситуацией. Дело в том, что одним из наиболее важных факторов повышения адаптационных возможностей голени к довольно высоким внешним нагрузкам является действие растяжек: активных — в виде тяги мышц и пассивных — межкостной мембраны, межберцового синдесмоза и боковых связок коленного и голеностопного сустава, действующих через малоберцовую кость. С этих позиций голень следует рассматривать как единый аппарат опоры, состоящий из жестких элементов, несущих основную нагрузку силами, действующими на сжатие, и менее жестких элементов, которые обеспечивают усилия растяжения и увеличивают надежность данного аппарата опоры

в целом. При относительно малых нагрузках значение растяжек сравнительно небольшое, и достаточный запас прочности обеспечивается механическими свойствами самой кости. Картина резко меняется при значительном увеличении нагрузки. Как правило, это сопровождается напряжением мышц, сухожилий, связок. Модуль упругости мышц по мере перехода в активное состояние и увеличения силы сокращения увеличивается, что в несколько раз повышает несущую способность и жесткость голени как аппарата движения. Таким образом, голень можно рассматривать как саморегулирующуюся систему, обладающую переменной жесткостью, геометрические и механические характеристики, а в конечном итоге запас прочности которой регулируется адекватно внешней нагрузке. Максимальная эффективность системы и максимальный запас прочности проявляются только в стресс-ситуациях, т. е. только когда внешние силы угрожают разрушить систему. Учитывая изложенное, можно сделать вывод, что получить данные о динамических нагрузках *in vivo* очень сложно. Тем не менее, в лабораторных условиях можно исходить из того, что при удлинении голени аппарат берет на себя опорную функцию кости после ее пересечения. То есть естественные нагрузки на кость передаются на конструктивные элементы аппарата в той же мере. Также при экспериментальных исследованиях важно учесть «неестественные» нагрузки, возникшие в результате distractionного диастаза.

Одной из проблем, связанных с выбором испытательных параметров, является достаточно широкий разброс научных данных о механических свойствах биологических тканей. Исходя из этого, при проведении настоящих исследований был заложен принцип «верхних значений». То есть при выборе между верхним и нижним значением параметра нагрузки (вилка значений), указанного в литературе, во внимание принимали большую по значению величину. Этим же объясняется расчет нагрузок для пациента с удлинением голени без учета снижения нагрузок за счет использования дополнительных опор (костыли, ходунки, трость). Иными словами, при выборе условий, в которых рассчитывают нагрузки на систему аппарат–большеберцовая кость, принимали, что пациент ходит без внешних опор — «ходит на аппаратах».

Простое исследование прочностных характеристик системы аппарат–большеберцовая кость на разрушение не даст достаточных данных для анализа, так как отсутствие базовых данных о естественных нагрузках и напряжениях в кости не позволяет обеспечить достаточного приближения

к клинической ситуации. Именно поэтому необходим учет дополнительных внутренних сил, возникающих в системе аппарат — большеберцовая кость в ответ на растяжение тканей голени. Тяга мощного ахиллова сухожилия и мышц задней группы голени определяет величину и направление этих сил, особенно при значительных величинах удлинения.

Цель исследования: расчет внутренних сил, возникающих в голени и воздействующих на комплекс аппарат — большеберцовая кость, для проведения механических испытаний приводного аппарата для интрамедуллярного удлинения голени, определение прочностных характеристик приводного внутрикостного distractionного аппарата.

Материалы, методы и методологическое обоснование исследования

При выполнении расчетов были выбраны следующие исходные условия:

- масса тела пациента 800 Н (80 кг);
- комплекс аппарат–большеберцовая кость в состоянии distraction на 6 см;
- рост пациента 1,70 м.

Все указанные параметры превышают средне-статистические данные пациентов, обратившихся для удлинения нижних конечностей, что согласуется с принципом «верхнего значения», заложенного в основу исследования.

Предельные нагрузки на большеберцовую кость учитывали согласно данным В.Л. Уткина [7]:

- максимальное растягивающее напряжение составляет 150 МПа. Это в 30 раз больше, чем давление, разрушающее кирпич. Прочность кости на растяжение почти равна прочности чугуна;
- при сжатии большеберцовая кость выдерживает массу, превышающую массу тела в 27 раз. Предельная сила сжатия составляет 16000–18000 Н;
- при ходьбе скручивающий момент сил может достигать 15 Нм. Но для разрушения большеберцовой кости скручивающий момент силы должен составить не менее 140 Нм.

Методологической основой нашего исследования послужила работа Т. Wehner et al. [11], посвященная определению внутренних усилий, возникающих в большеберцовой кости, а также моментов ее изгиба во время ходьбы на биомеханической скелетно-мышечной модели нижних конечностей (рис. 1).

Мышечные усилия были рассчитаны для определения трехмерной нагрузки на большеберцовую кость с помощью специально разработанного программного комплекса.

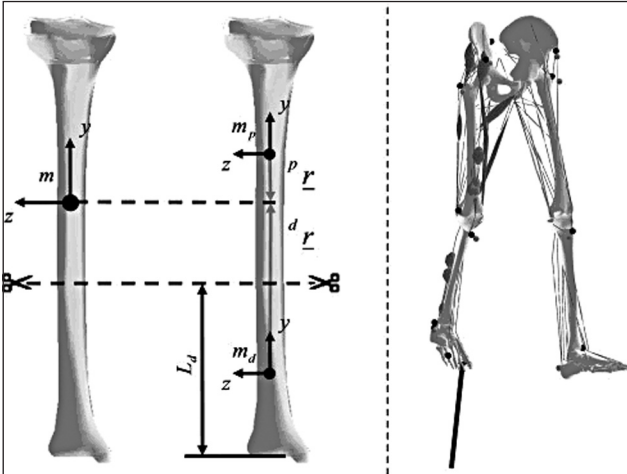


Рис. 1. Деление большеберцовой кости в соответствии с длиной периферических частей L_d (слева). Векторы положения в новых местных системах координат pT и dT точки центра масс тела. Общий вид скелетно-мышечной модели $t_{norm} = 0,5$ (справа)

Для получения точных данных об использовании такой искусственной модели измерения силы контакта в тазобедренном суставе и силы действия бедренной кости на суставную поверхность большеберцовой кости сравнивали с результатами исследований, проведенных на живых организмах [10]. Также были проанализированы данные большого количества исследований по определению нагрузок на нижние конечности. Значительный разброс показателей, по-видимому, объясняется различными условиями проводимых тестов (табл. 1).

В результате расчетов авторы показали, что максимальные нагрузки отмечены в начале и в конце фазы опоры (рис. 2 а) и составили 4,4 веса тела в тазобедренном суставе и 3,3 веса тела при действии на суставную поверхность большеберцовой кости.

Наивысшие внутренние напряжения большеберцовой кости во время ходьбы всегда имели продольное направление, и величина их увеличивалась в конце фазы опоры. Моменты изгиба большебер-

Таблица 1. Нагрузки в тазобедренном и коленном суставах. Силы измеряются относительно веса тела

Источник	Сила контакта бедра	Сила контакта колена
Подсчет	4,4	3,3
Davy et al. (1988)	2,8	—
Bergmann et al. (1993)	4,1	—
Brand et al. (1994)	3,3	—
Bergmann et al. (2001)	2,9	—
Lu et al. (1997)	—	3,2
Lu et al. (1998)	—	2,8
Taylor et al. (1998)	—	2,5
Taylor and Walker (2001)	—	2,8
D’Lima et al. (2005)	—	2,8

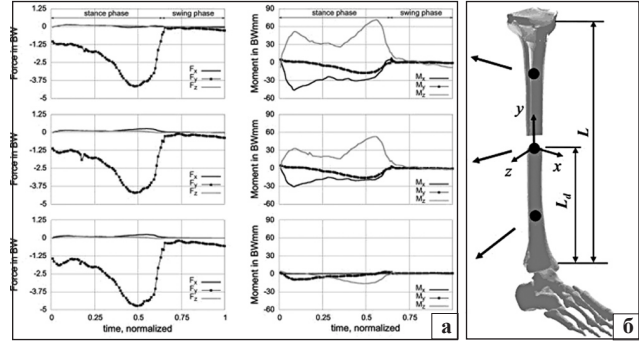


Рис. 2. Внутренние усилия (а) и внутренние моменты (б) во время цикла ходьбы в трех направлениях вдоль оси большой берцовой кости. Усилия выражены относительно веса тела, а моменты относительно веса тела на миллиметр

цовой кости M_x и M_z (рис. 2 б) промежуточного положения ($L_d = 0,5L$) имели одинаковую величину в начале фазы опоры, но момент в сагиттальной плоскости имел большую величину в конце фазы опоры. Крайние значения показателей варьировали от 1,5 веса тела на миллиметр до 87,7 веса тела на миллиметр (рис. 2 б). В дистальном отделе большеберцовой кости преобладали осевые усилия. Однако в проксимальном отделе большеберцовой кости моменты увеличивались до 71,6 веса тела на миллиметр в сагиттальной плоскости.

Таким образом, проведенные авторами [11] исследования показали, что максимальные внутренние напряжения в нижней конечности наблюдались в заключительной фазе опоры. В этот период цикла ходьбы сила реакции опоры вызывала моменты изгиба в сагиттальной и фронтальной плоскостях, преимущественно за счет работы мышц голени, особенно *m. soleus* и *m. gastrocnemius*. Мышечные сокращения вместе с реакцией опоры создают значительные усилия, действующие в осевом направлении и превышающие вес тела в 4,7 раза, которые могут оказаться критическими для имплантируемых устройств, особенно в дистальном отделе большеберцовой кости. Осевая нагрузка в верхней трети большеберцовой кости составляет 4,2 веса тела.

Значения модуля Юнга для тканей голени (табл. 2), как и коэффициента Пуассона, характеризующего упругие свойства материала, были взяты из научных работ Л.Б. Маслова [3].

Коэффициент Пуассона характеризует пластичные свойства материала. Он показывает, во сколько раз изменяется поперечное сечение деформируемого тела при его растяжении или сжатии. Для абсолютно хрупкого материала коэффициент Пуассона равен 0, для абсолютно упругого — 0,5.

Следует признать, что провести корректные расчеты с этими показателями для мышц очень

Таблица 2. Механические свойства мягких тканей модели голени в нормальном физиологическом состоянии

Объект	Модуль Юнга, МПа (Е)	Коэфф. Пуассона	Плотность, кг/м ³
Ахиллово сухожилие	380,0	0,3	11200
Трехглавая мышца	0,073	0,49	11000
Передняя мышца	0,041	0,49	11000
Мышцы глубокого слоя	0,073	0,49	11000
Кожный покров	249,0	0,48	1380
Связки	380,0	0,3	11200

сложно. Упругие и другие свойства мышц могут меняться очень быстро в зависимости от многочисленных факторов. Кроме текущих, динамически меняющихся условий (к примеру нервные импульсы центральной и периферической нервных систем), необходимо брать во внимание конституциональные особенности исследуемого, тренированность его мышечного аппарата и т. д. [3]. А эти особенности лежат в достаточно широких пределах для того, чтобы можно было бы учесть все возможные варианты.

Растяжение мышечно-сухожильной ткани голени при дистракции происходит в основном за счет мышц, имеющих лучшие показатели растяжимости в сравнении с сухожильной тканью [4]. По данным Н. Thermann [8], прочность сухожилия при динамических нагрузках достигает 9300 Н. Длина же сухожилия увеличивается при этом на 7–15% от первоначальной [14]. Иными словами, ахиллово сухожилие имеет минимальную способность к линейному растяжению (деформации).

Однако очевидно, что модуль эластичности мышцы не будет постоянной величиной на протяжении всей заданной величины дистракции (6 см). Несмотря на то, что удлинение [2] проводят практически в одинаковых условиях — мышцы находятся в относительном покое, сама специфика строения мышечной ткани предопределяет динамическое изменение упругих свойств. Это хорошо заметно с начала выполнения программы удлинения, когда работа аппарата до величины дистракции 3–3,5 см совершенно не затруднена, а затем усилия на привод для получения дистракционного шага постепенно начинают увеличиваться. Дело в том, что поперечнополосатая (скелетная) мышечная ткань построена из множества многоядерных волокноподобных клеток. Однако кроме них существует так называемая матрица, в которой распределены армирующие ее прочные нити, или волокна, из эластина, который имеет очень малый модуль Юнга [15]. Эластин, в свою очередь, армирован прочными зигзагообразными волокнами коллагена с более высокими значениями модуля Юнга. Вследствие того что армирующие волокна сильно перекручены,

они вносят очень малый вклад в сопротивление материала растяжению при малых деформациях. Т.е. при небольшом натяжении имеет место пассивное «распрямление коллагеновой сетки», и поведение мышечной ткани в этом случае весьма близко к поведению эластина. Однако по мере того как композитная ткань вытягивается, коллагеновые волокна постепенно становятся все более туго натянутыми и, соответственно, начинают вносить свой вклад в сопротивление увеличивающемуся натяжению. Таким образом, значение модуля Юнга увеличивается, вплоть до величин, которые являются критическими для прочностных характеристик материала. Поэтому использование модуля Юнга для мышц в нормальном физиологическом состоянии при сравнительно небольших величинах удлинения (до 3 см) будет корректным. Тем более что на практике среднее линейное удлинение (деформация) составляет 1,0 мм в сутки и фактически дистракция в 30,0 мм осуществляется в течение одного месяца. В дальнейшем величина модуля Юнга будет увеличиваться по причине потери эластичных свойств мышцы из-за более активного деформирования коллагеновой составляющей. Здесь, следуя принципу «верхних значений», можно опереться на известные данные о величине растягивающих напряжений, при которой происходит разрыв мышцы (составляет в среднем 0,2 МПа) [7]. Иными словами, расчет по величине прочности на разрыв может дать верхнее предельное значение, когда функциональные эластичные возможности мышечной ткани достигли предела. Конечно, полученные значения сил будут завышены, так как средний ежесуточный дистракционный диастаз не превышает 1 мм. То есть условия, в которых происходят изменения упругих свойств мышц, на практике гораздо более щадящие и позволяют мышечной ткани постепенно, с меньшим стрессом, адаптироваться ко все увеличивающемуся растяжению. Тем не менее, полученные данные будут иметь прикладное значение при испытательных тестах как предельно расчетные для максимально возможных нагрузок в условиях дистракционного удлинения голени.

Таблица 3. Сводные данные для расчетов для задней группы мышц голени

Объект	Площадь поперечного сечения, м ² (S)	Средняя изначальная длина, м (L)	Среднее удлинение от изначальной величины, м (x)	Модуль Юнга, МПа (E)
Задняя группа мышц, фаза компенсации	0,0047–0,00488 (0,00479)	0,17–0,26 (0,215)	0,030	0,0728
Задняя группа мышц, фаза декомпенсации	0,0047–0,00488 (0,00479)	—	—	0,2

Результаты и их обсуждение

Для расчета использована задняя группа мышц голени (табл. 3) как наиболее функционально значимая при удлинении голени. Значения остальных групп мышц соотносились с полученными показателями. При определении площади сечения мышц использовали результаты МРТ-исследования, полученные у 9 пациентов [5], отдельно для группы мышц (*m. extensor digitorum longus*, *m. extensor hallucis longus*, *m. tibialis anterior*, *m. peroneus longus*, *m. peroneus brevis*), для мышц глубокого слоя (*m. popliteus*, *m. flexor hallucis longus*, *m. tibialis posterior*, *m. flexor digitorum longus*) и для мышц задней группы (*m. triceps surae* (*m. gastrocnemius et soleus*), *tendo calcaneus* [Achillis]), кожный покров (7,0–8,5 см²). Площадь сечения наружных мышц и передней группы мышц в покое составляла 15,9–17,9 см², глубокого слоя мышц — 7,0–9,5 см², мышц задней группы 45,7–48,8 см².

Расчет силы упругой деформации для задней группы мышц вычисляем по формуле

$$E = \frac{F/S}{x/l} = \frac{Fl}{Sx}, \quad (1)$$

из которой следует: $F = E \times S \times x / L$,

$$F = 7,28 \cdot 10^4 \times 0,00479 \times 0,03 / 0,215 = 48,7 \text{ Н.}$$

Сила, которую необходимо приложить для того, чтобы растянуть заднюю группу мышц голени на 3 см, равняется приблизительно 49 Н. Поскольку совокупная площадь поперечного сечения других групп мышц голени относится к площади поперечного сечения задней группы мышц приблизительно как 1 к 2, то при прочих равных условиях можно предположить, что на начальной стадии дистракции необходимо прикладывать суммарное усилие не более 80–100 Н. Усилие на разрыв для этой же группы мышц будет составлять порядка 958 Н. Для всего же мышечного массива такая величина будет составлять 1461 Н, т.е. около 150 кг. Таким образом, учитывая нижнее и верхнее индикативные значения усилий, необходимых для растяжения мышечного массива голени на разных стадиях дистракционного процесса, можно сделать вывод о том, что реальная величина силы, необходимая для растяжения голени, лежит в диапазоне от 100 Н до 1500 Н и скорее всего не

превышает 500 Н или 50 кг [1]. Тем не менее, для выбора режимов испытаний мы берем верхние значения нагрузки как залог более жестких условий для тестирования конструкций и, в конечном счете, для подтверждения работоспособности аппарата при критических нагрузках.

Испытание приводных внутрикостных дистракционных аппаратов для голени [2] проводили в лаборатории механических испытаний Института проблем прочности им. Г.С. Писаренко НАН Украины на сервогидравлической машине «Instron 8802» фирмы «Instron» (Великобритания, 2005 г.в.).

Все дистракционные аппараты, выбранные для испытаний, имели выдвинутый шток на 60 мм, т.е. конструкция соответствовала состоянию внутрикостной дистракции в 6 см.

Изучены прочностные и функциональные характеристики аппаратов при статической и циклической нагрузках. После выполнения испытаний аппараты разбирали и составные части аппаратов исследовали на предмет остаточных деформаций.

Результаты исследований показали (рис. 3), что приводной аппарат для внутрикостного удлинения голени выдерживает достаточно высокую статическую осевую нагрузку (12000 Н или 1200 кг), то есть обладает достаточными прочностными характеристиками для защиты удлиняемой большеберцовой кости. При изучении элементов аппарата после проведенного испытания остаточных деформаций не выявлено.

Также была проверена работа привода аппарата (обеспечивающего процесс дистракции) и самого аппарата при статической осевой нагрузке до 150 кг.

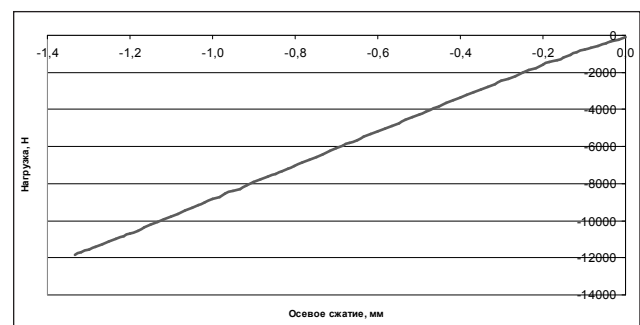


Рис. 3. График зависимости осевого сжатия аппарата от приложенной нагрузки

Этот параметр нагрузки был выбран как предельный для distraction, приводящий к повреждению мышц. Тестируемый аппарат размещали между прессорными элементами «Instron 8800» и затем поэтапно (с шагом в десять Н) создавали осевую статическую нагрузку.

При этом инициировали работу привода и проверяли функцию аппарата в режиме домкрата. При изучении элементов аппарата после проведенного испытания остаточных деформаций не выявлено.

Полученные результаты позволили сделать вывод о высоких функциональных возможностях аппарата, сохраняющего свою работоспособность при предельных расчетных нагрузках.

Для проверки прочностных характеристик внутрикостного аппарата для distractionного остеосинтеза голени при циклических осевых нагрузках, имитирующих ходьбу, были выбраны следующие параметры:

- для фазы переноса (относительного расслабления) при шаговом движении нагрузка составляла 1500 Н. Фактически это сила упругой деформации, возникающая в тканях голени в ответ на критическую distractionную нагрузку растяжения, приводящую к повреждению тканей.
- для фазы опоры при шаговом движении нагрузка составляла 5250 Н. Фактически это суммарная величина 4,7 веса тела человека (4,7x800 Н) и внутренней силы упругой деформации (1500 Н), возникшей по причине distraction;
- цикл шагового движения (циклической нагрузки) составляет 1 с или равен частоте 1 Гц.

Аппарат был протестирован при 10000 циклов. При изучении элементов аппарата после проведенного испытания остаточных деформаций выявлено не было.

Выводы

Анализ биомеханических данных, в том числе и расчетных, о функциональных нагрузках, возникающих в голени на фоне distraction, и результаты проведенных испытательных тестов внутрикостных аппаратов для distractionного остеосинтеза голени подтвердили высокие технические характеристики конструкций. Даже при максимальных расчетных нагрузках (статической осевой — 12000 Н, статической осевой при работе привода и механизма — 1500 Н и циклической (шаговой) — 5250 Н) остаточных деформаций конструкции не выявлено, что

указывает на их потенциально высокую надежность при использовании в клинической практике.

Литература

1. Блискунов А.И. Удлинение бедра управляемыми имплантируемыми конструкциями (экспериментально-клиническое исследование) [Текст]: дис. ... докт. мед. наук: 14.00.22 / А.И. Блискунов. — М., 1983. — 305 с.
2. Драган В.В. Удлинение голени приводными внутрикостными аппаратами [Текст] / В.В. Драган // Травма. — 2009. — Т. 10, № 2. — С. 147–154.
3. Маслов Л.Б. Разработка реалистичных моделей упругих элементов опорно-двигательного аппарата человека [Текст] / Л.Б. Маслов, Н.А. Сабанеев // Вестник ИГЭУ. — 2008. — Вып. 3. — С. 31–36.
4. Привес М. Г. Анатомия человека [Текст] / М.Г. Привес, Н.К. Лысенков, В.И. Бушкович. — 12-е изд. — СПб.: Изд. дом СПб. МАПО, 2004. — 720 с.
5. Савка И. С. Эндоскопическая фасциотомия в комплексном лечении стрессовых повреждений костей голени [Текст] / И.С. Савка, В.А. Ступаренко // Укр. журн. малоінвазивної та ендоскопічної хірургії. — 2003. — № 7 (4). — С. 21–24.
6. Исследование напряженно-деформированного состояния системы кость-фиксатор на модели остеосинтеза бедренной кости [Текст] / А.А. Тяжелов, А.Н. Чуйко, М.А. Рами и др. // Травма. — 2003. — Т. 4, № 1. — С. 30–36.
7. Уткин В.Л. Биомеханика физических упражнений: Учеб. пособие для студентов фак. физ. воспитания [Текст] / В.Л. Уткин. — М.: Просвещение, 1989. — 210 с.
8. Die funktionelle Behandlung der frischen Achillessehnenruptur. Eine klinische und experimentelle Studie [Text] / H. Thermann, O. Frerichs, A. Biewener et al. // Unfallchirurg. — 1995. — Vol. 98. — S. 570–575.
9. Direct comparison of muscle force predictions using linear and nonlinear programming [Text] / D.R. Pedersen, R.A. Brand, C. Cheng, J.S. Arora // J. Biomechanical Engineering. — 1987. — Vol. 109. — P. 192–199.
10. Hip contact forces and gait patterns from routine activities [Text] / G. Bergmann, G. Deuretzbacher, M. Heller et al. // J. Biomechanics. — 2001. — Vol. 34, Issue 7. — P. 859–871.
11. Wehner T. Internal loads in the human tibia during gait [Text] / T. Wehner, L. Claesa, U. Simon // J. Clinical Biomechanics. — 2009. — Vol. 24. — P. 299–302.
12. Mafulli N. Rupture of the Achilles tendon [Text] / N. Mafulli // J. Bone Jt. Surg. — 1999. — Vol. 29-A. — P. 259–264.
13. Musculo-skeletal loading conditions during walking and stair climbing [Text] / M. Heller, G. Bergmann, G. Deuretzbacher et al. // J. Biomechanics. — 2001. — Vol. 34. — P. 883–893.
14. Novacheck T.F. Running injuries: a biomechanical approach [Text] / T.F. Novacheck // J. Bone Jt. Surg. — 1998. — Vol. 80-A. — P. 1220–1233.
15. Pin site care during external fixation in children: results of a nihilistic approach [Text] / E. Gordon, J. Kelly-Hahn, C.J. Carpenter, P.L. Schoenecker // J. Pediatr. Orthoped. — 2000. — Vol. 20. — P. 163–165.
16. Telemetrized orthopaedic implant work at case western reserve university [Text] / D.T. Davy, G.M. Kotzar, J. Berilla, R.H. Brown: Implantable Telemetry in Orthopaedics / Bergmann G., Graichen F., Rohlmann A. editor. — Berlin: Forschungsvermittlung der Freien Univ. — Berlin, 1990. — S. 205–220.