

УДК 611.984: 616.74: 616.728.48

© Климовицкий В.Г., Тяжелов А.А., Карпинский М.Ю., Суббота И.А., Бирук Мунсиф, Гончарова Л.Д., 2009

О ВОЗДЕЙСТВИИ МЫШЦ ГОЛЕНИ НА ГОЛЕНОСТОПНЫЙ СУСТАВ Климовицкий В.Г.², Тяжелов А.А.¹, Карпинский М.Ю.¹, Суббота И.А.¹, Бирук Мунсиф², Гончарова Л.Д.²

¹ГУ «Институт патологии позвоночника и суставов им. проф. М.П. Ситенко АМН Украины», г. Харьков; ²Научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии Дон ГНУ им. М. Горького, г. Донецк

Климовицкий В.Г., Тяжелов А.А., Карпинский М.Ю., Суббота И.А., Бирук Мунсиф, Гончарова Л.Д. О воздействии мышц голени на голеностопный сустав // Украинский морфологический альманах. – 2009. – Том 7, №4. – С. 51-54.

В работе изучены силы, действующие на медиальную лодыжку и задний отдел стопы со стороны длинного сгибателя первого пальца, длинного сгибателя пальцев и задней большеберцовой мышцы. Показано, что величина суммарного усилия, развиваемого мышцами глубокого слоя задней группы голени при их максимальном сокращении, превышает 1240 Н. В случае нестабильного повреждения голеностопного сустава тонус этих мышц будет оказывать на стопу дестабилизирующее воздействие, которые остаются некомпенсированными, следовательно, противодействовать им организм самостоятельно не в силах.

Ключевые слова: мышцы голени, моделирование, голеностопный сустав

Климовицкий В.Г., Тяжелов О.А., Карпинский М.Ю., Суббота И.О., Бирук Мунсиф, Гончарова Л.Д. Про вплив м'язів гомілки на над'яtkово-гомілковий суглоб // Український морфологічний альманах. – 2009. – Том 7, №4. – С. 51-54.

У роботі вивчено сили, що впливають на медіальну кісточку та задній відділ стопи з боку довгого згинача першого пальця, довгого згинача пальців та заднього великогом'язового м'язу. Показано, що величина загального зусилля, що розвивають вказані м'язи, при максимальному напруженні перевищує 1240 Н. У випадку нестабільного ушкодження гомілковостопного суглобу тонус цих м'язів буде діяти на стопу, дестабілізуючи її. Ця дія м'язів лишається некомпенсованою, тому протидіяти їй організм самостійно не в змозі.

Ключові слова: м'язи гомілки, моделювання, гомілковостопний суглоб

Klimovitsky V.G., Tjzhelov A.A., Karpinsky M. Ju., Subbota I.A., Biruk Munsif, Goncharova L.D. About influence of crurales muscles of an ankle joint // Украинский морфологический альманах. – 2009. – Том 7, №4. – С. 51-54.

The forces operating on a medial ankle, talus and calcaneus from flexor hallucis, longus, flexor digitorum longus and m.nibialis posterior are studied. It is shown, that size of the total effort developed by muscles of a deep layer of back group of a shin at their maximum reduction, exceeds 1240 N. In case of unstable damage of an ankle joint the tone of these muscles will have destabilizing influence which remain not compensated. Therefore the organism cannot independently counteract these loadings

Key words: muscles of shin, modeling, ankle

Введение. Одним из частых осложнений при консервативном лечении повреждений голеностопного сустава является вторичное смещение костных фрагментов и рецидив подвывиха стопы [1,2]. Анатомическое расположение глубоких мышц задней группы голени: длинного сгибателя первого пальца, длинного сгибателя пальцев и задней берцовой мышцы, относительно медиальной лодыжки и заднего отдела стопы, позволяет сделать предположение, что подобные смещения являются результатом их прямого воздействия.

Таким образом, задачей данного исследования мы определили оценку величины сдвигающих сил, действующих на медиальную лодыжку и задний отдел стопы со стороны длинного сгибателя первого пальца, длинного сгибателя пальцев и задней берцовой мышцы.

Материал и методы. Задачу по определению усилия возникающего в зоне контакта сухожилий длинного сгибателя первого пальца, длинного сгибателя пальцев и задней берцовой мышцы с медиальной лодыжкой, на наш взгляд следует разделить на три части. Каждая часть будет рассматривать плоскую задачу определения силы воздействия, на данную область, каждой из выше перечисленных мышц при прохождении плоскости, в которой будем проводить расчёты, через точку крепления сухожилия, зону медиальной лодыжки и линии действия мышцы.

Рассмотрим данный расчёт на примере длинного сгибателя первого пальца.

Для решения данной задачи нами была выбрана расчетная схема, представленная на рис.1.

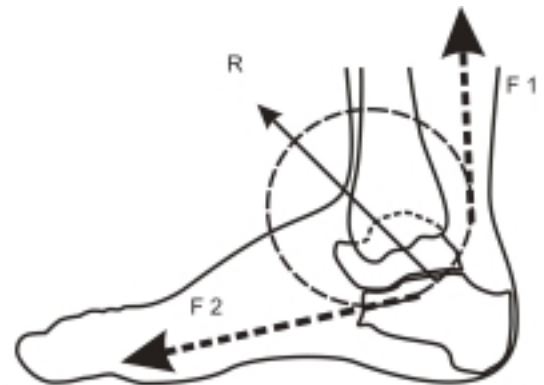


Рис. 1. Схема нагружения медиальной лодыжки.

Согласно расчетной схеме сгибатель первого пальца представляет собой тягу, действующую через блок (sulcus maleolaris медиальной лодыжки) силами F_1 и F_2 . Таким образом, решение задачи сводится к определению величины силы R , действующей на блок со стороны тяги.

На первом этапе определим усилия, которые оказывают мышца (в результате её сжатия) и сухожилие (в результате противодействия сжатию мышцы) на медиальную лодыжку. Величину усилия F_1 , развиваемого мышцей можно определить по формуле (1):

$$F_1 = F_y \cdot S_{сеч}, \quad (1)$$

где F_y – удельное усилие мышцы ($F = 80 - 81 \text{ Н/см}^2$),

$S_{сеч}$ – площадь сечения мышцы ($S = 3,12 \pm 1,15 \text{ см}^2$) [3].

В данном случае усилие, развиваемое длинным сгибателем первого пальца, будет составлять:

$$F_1 = F_y \times S_{сеч} = 80,5 \times 3,1 = 249,6 \text{ Н.}$$

При движениях в голеностопном суставе сухожилие совершает возвратно-поступательное движение. При этом осуществляется трение в области контакта сухожилия с медиальной лодыжкой и часть усилия создаваемого мышцей поглощается силой трения, поэтому усилия действующее на сухожилие можно определить из формулы (2), которая определяет зависимость между двумя усилиями, которые приложены к гибкому элементу, переброшенному через цилиндр:

$$F_1 = F_2 \times e^{-f \times a} \quad (2),$$

где F_1 – усилие, развиваемое мышцей,

F_2 – усилие в сухожилии между точкой его прикрепления на стопе и sulcus maleolaris медиальной лодыжки,

e – основание натурального логарифма,

f – коэффициент трения,

a – угол обхвата цилиндра.

Таким образом, усилие в сухожилии между точкой его прикрепления на стопе и sulcus maleolaris медиальной лодыжки можно определить по формуле:

$$F_2 = \frac{F_1}{e^{-f \times a}}$$

Подставим в формулу исходные данные $F_1 = 400 \text{ Н}$, $f = 0,015$ [3].

В зависимости от нагрузки f изменяется от 0,015 до 0,045 (при снижении нагрузки), величину угла a определяем графически по рентгенограмме (для расчётов примем равным 14°) получим:

$$F_2 = \frac{249,6}{e^{-0,015 \times 14}} = 307,9 \text{ Н}$$

Далее нашу модель будем рассматривать как недеформируемое жесткое тело (таранная и пяточная кости, неподвижно соединенные между собой) к которому приложено нагрузка в двух точках (рис. 2). Такое допущение, как жесткое соединение таранной и пяточной костей считаем корректным, так как это условие выполняется при определенных фазах шага.

Для определения результирующей силы R можно применить систему сходящихся сил.

Сходящимися называются силы, линия действия которых пересекаются в одной точке. После переноса всех сил по их линиям действия в эту точку получается эквивалентная система сил, приложенных в одной точке.

Таблица 1. Исходные данные и результаты расчётов работы длинных мышц глубокой группы голени

Мышца	Сечение, см ²	Усилие мышцы, Н	Усилие в сухожилии, Н	Величина результирующего усилия, Н
Длинный сгибатель пальцев	1,6	128,0	157,9	169,8
Задняя берцовая	7	560,0	690,9	742,8

Таким образом, мы получили три результирующих усилия. Каждое из усилий действует в трёх плоскостях, которые имеют общую линию пересечения, проходящую по линии действия

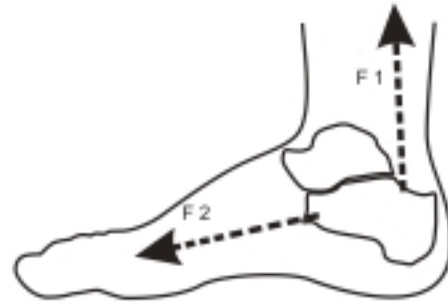


Рис. 2. Схема приложения сил.

Равнодействующая системы сил, приложенных в одной точке, приложена в этой же точке и равна векторной сумме слагаемых сил и определяется по формуле (3).

$$\vec{R} = \vec{F}_1 + \vec{F}_2 \quad (3)$$

Графически данное выражение имеет вид, представленный на рис. 3

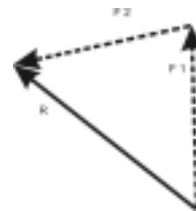


Рис. 3. Схема графического определения результирующей силы R

Аналитически результирующее усилие R можно определить, основываясь на теореме косинусов согласно формуле (4):

$$R = \sqrt{F_1^2 + F_2^2 - 2 \times F_1 \times F_2 \times \cos(\beta)} \quad (4),$$

где β – угол между векторами F_1 и F_2 .

Этот угол можно определить, зная углы наклона векторов F_1 и F_2 к горизонтали (данные измерения выполнены непосредственно на объекте исследования). Для расчетов угол между F_1 и горизонтально приняли равным 94° , а угол между F_2 и горизонтально приняли равным 14° . Таким образом, угол между векторами F_1 и F_2 составит

$$\beta = 180 - 94 - 14 = 72^\circ.$$

Подставив значения в формулу (4) получим величину результирующего усилия, которая составила:

$$R = \sqrt{249,6^2 + 307,9^2 - 2 \times 249,6 \times 307,9 \times \cos(72^\circ)} = 331,0 \text{ Н}$$

Аналогично можно определить величину результирующего усилия для двух других мышц, исходные данные, для расчетов которых указаны в таблице 1.

мышечных усилий. Для определения суммарного результирующего разложим каждое из результирующих усилий на три составляющие.

Составляющие следует располагать во фрон-

тальной и сагитальной плоскостях, а также в плоскости опоры. Для этого необходимо выполнить следующие дополнительные измерения: определить во фронтальной плоскости угол наклона линии действия мышечного усилия к сагитальной

плоскости γ (в области, прилежащей к медиальной лодыжке данный угол для всех мышц практически не отличается), угол наклона линии сухожилия к сагитальной плоскости λ .

Данные углов приведены в таблице 2.

Таблица 2. Угловые характеристики, используемые для расчётов

Мышца	угол наклона линии действия мышечного усилия к сагитальной плоскости γ , град	угол наклона линии сухожилия к сагитальной плоскости λ , град
Длинный сгибатель большого пальца	9,0	10,0
Длинный сгибатель пальцев	9,0	10,0
Задняя берцовая	9,0	15,0

Вертикальную составляющую результирующего усилия можно определить по формуле (5):

$$R_{\text{верт.}} = R \times \cos(\gamma) \times \cos(\lambda) \quad (5)$$

Горизонтальную составляющую результирующего усилия, направленную кнаружи, можно определить аналогично по формуле:

$$R_{\text{гор.н.}} = R \times \sin(\gamma) \times \cos(\lambda)$$

Горизонтальную составляющую результирующего усилия, направленную вперёд, можно определить по формуле:

$$R_{\text{гор.в.}} = R \times \cos(\gamma) \times \sin(\lambda)$$

Полученные результаты приведены в табл. 3.

Таблица 3. Величина составляющих.

Мышца	$R_{\text{верт.}}$ Н	$R_{\text{гор.в.}}$ Н	$R_{\text{гор.н.}}$ Н
Длинный сгибатель большого пальца	322,0	56,8	51,0
Длинный сгибатель пальцев	165,1	29,1	26,2
Задняя берцовая	708,7	189,9	112,2

Сложив соответствующие составляющие, получим составляющие суммарного результирующего усилия (рис. 4).

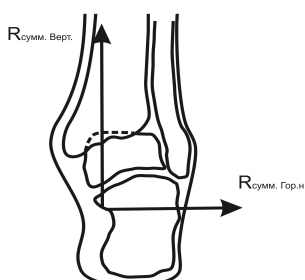
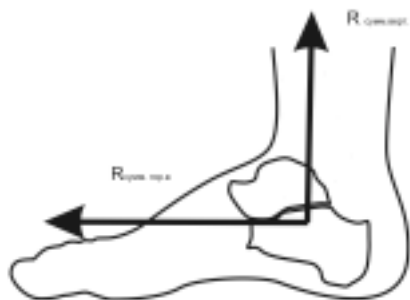


Рис. 4. Схема составляющих суммарного результирующего усилия в области медиальной лодыжки: а – вертикальная и сагитальная составляющие; б – Вертикальная и фронтальная составляющие.

$$R_{\text{сумм.верт.}} = \sum R_{\text{верт.}}$$

$$R_{\text{сумм.гор.в.}} = \sum R_{\text{гор.в.}}$$

$$R_{\text{сумм.гор.н.}} = \sum R_{\text{гор.н.}}$$

Таким образом:

$$R_{\text{сумм.верт.}} = 322,0 + 165,1 + 708,7 = 1195,8 \text{ Н}$$

$$R_{\text{сумм.гор.в.}} = 56,8 + 29,1 + 189,9 = 275,8 \text{ Н}$$

$$R_{\text{сумм.гор.н.}} = 51,0 + 26,2 + 112,2 = 189,4 \text{ Н}$$

Теперь мы можем определить величину суммарного результирующего усилия:

$$R = \sqrt{R_{\text{сумм.верт.}}^2 + R_{\text{сумм.гор.в.}}^2 + R_{\text{сумм.гор.н.}}^2} = \sqrt{1195,8^2 + 275,8^2 + 189,4^2} = 1242,7 \text{ Н}$$

Данное усилие имеет направление вверх вперед и кнаружи, как показано на графике (рис. 5).

Таким образом, проведенное исследование величины сил, действующих на задний отдел стопы со стороны длинного сгибателя первого пальца, длинного сгибателя пальцев и задней большеберцовой мышцы показало, что величина суммарного усилия, развиваемого мышцами глубокого слоя задней группы мышц голени при их максимальном сокращении, превышает 1240 Н.

При этом, большая часть этого усилия приходится на вертикальную составляющую – более 1000 Н, что превышает вес тела среднего человека.

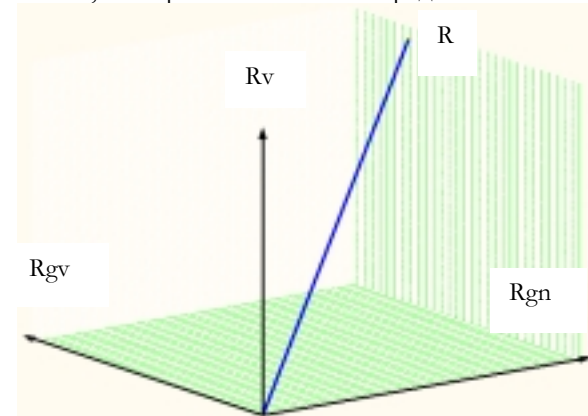


Рис. 5. График, показывающий направление равнодействующей R в указанной системе координат.

В сагитальной плоскости будет развиваться значительное усилие – около 22% от суммарного максимального усилия, которое способны развить мышцы, а во фронтальной плоскости это усилие

составит около 15%. Причем это усилие во фронтальной плоскости (около 190 Н) будет оказывать действие на задний отдел стопы – таранную и пяточную кости, стабилизируя его.

Обсуждение результатов. Рассмотрим, как работают указанные мышцы при переломах лодыжек или повреждении связочного аппарата голеностопного сустава при пронационном механизме травмы.

Сразу же следует оговориться, что расчетные величины сил определенно не будут действовать в поврежденном голеностопном суставе. Ведь при моделировании работы мышечных сил в норме мы для наглядности использовали максимальные величины сил, развиваемые мышцами. В случаях же повреждения голеностопного сустава, данные мышцы не смогут развить полную силу. Однако, все мышцы организма, в том числе и исследуемые, имеют физиологический тонус, необходимый для противодействия атмосферному давлению (создание напряжения тканей) и силе гравитации. Поэтому мы использовали для последующих рассуждений понятие мышечного тонуса.

Из литературных источников известно, что при усилии менее 15% от максимального, развиваемого мышцей не возникает ее утомления, а мышечный тонус это работа мышцы без ее утомления [4]. Этот факт послужил основанием для того, чтобы использовать в своих расчетах величину мышечного усилия эквивалентную 10% от максимального мышечного усилия. Ее мы условно принимали за величину тонуса мышц.

Если физиологический тонус мышц составляет 10% от максимального усилия развиваемого мышцей, тогда суммарное результирующее действие трех исследуемых мышц составит 124,27 Н, что составляет значительное усилие, причем это усилие действует постоянно! и не может быть уменьшено, а только увеличено при малейшей активности мышц. Таким образом, речь идет о том, что физиологический тонус мышц голени обеспечивает постоянно действующее некомпенсированное мышечное усилие, направленное вверх, вперед и наружу.

В случаях изолированного перелома одной из лодыжек или перелома обеих лодыжек без смещения, мы можем говорить о том, что механизмы статической стабилизации разрушены не полностью: сохранившиеся мягкотканые образования (надкостница, фасции голени, соединительнотканые растяжения, удерживающие сухожилия мышц и т.д.), будут удерживать стопу и лодыжки в правильном положении. Исследуемые мышцы при этом выступают в роли фактора динамической стабилизации. Главным фактором, стабилизирующим голеностопный сустав, в данном случае выступает вертикальная составляющая равнодействующей суммарной силы мышц. Прижатие суставных поверхностей большеберцовой и таранной костей друг к другу, обеспечивает дополнительную стабилизацию сустава. При этом сагиттальная и фронтальная составляющие (хотя и будут работать как дестабилизаторы) не будут вызывать смещения стопы, так как их величина будет гораздо меньше, чем величина вертикальной со-

ставляющей, которая работает как стабилизатор и величина сил натяжения неповрежденных мягкотканых структур.

В случае перелома обеих лодыжек со смещением отломков или повреждением связочного аппарата голеностопного сустава и подвывиха стопы вертикальная составляющая равнодействующей суммарного мышечного усилия уже не будет выступать в роли стабилизатора, учитывая отсутствие стабилизирующих мягкотканых структур и, практически, отсутствие сил трения в суставе. Силы трения суставных поверхностей большеберцовой и таранной кости будут минимальны [5], а между плоскостями излома медиальной лодыжки – сил трения не будет вовсе, так как отломки будут разведены благодаря действию сагиттальной составляющей равнодействующей суммарного мышечного усилия. Кроме того, максимально проявит свое дестабилизирующее действие фронтальная составляющая равнодействующей суммарного мышечного усилия.

Данные факты показывают, что при сохранении костных стабилизирующих структур (лодыжек) особое значение для обеспечения динамической стабилизации голеностопного сустава имеет мышечный фактор. В случаях же повреждения костных стабилизирующих структур или эквивалентных повреждений связочного аппарата, действие мышц голени будет выступать в роли дестабилизирующего фактора, имеющего постоянное действие, т.е будет выступать как фактор, способствующий вторичному смещению отломков и рецидиву подвывиха стопы.

Выводы: Таким образом, проведенный анализ показывает, что при пронационных переломах со смещением отломков или эквивалентном повреждении связочного аппарата голеностопного сустава с подвывихом стопы наружу, на стопу действуют дестабилизирующие мышечные усилия, ранее не учитывавшиеся и не исследовавшиеся. Эти усилия, при нестабильных повреждениях голеностопного сустава остаются некомпенсированными, следовательно, противодействовать им организм самостоятельно не в силах.

ЛИТЕРАТУРА:

1. Черныш В.Ю. Структура осложнений и патогенетические аспекты их предупреждения при различных методах лечения внутрисуставных переломов костей образующих коленный и голеностопный суставы // Травма, 2001.-Т.2.-№2.-С.155-159.
2. Корж Н.А., Мателенок, Е.М., Бурлака В.В. о лечебной тактике при свежих повреждениях голеностопного сустава // Ортопедия, травматология и протезирование, 2004. - №1. – С.6-12
3. Янсон Х.А. Биомеханика нижней конечности человека. – Рига: Зинатне, 1975. - 324 с.
4. Энока Р.М. Основы кинезиологии. – Киев: Олимпийская литература, 2000. – 399 с.
5. Ермаков С.Ф. Трибофизика жидкокристаллических материалов в металло- и биополимерных соединениях: Автореф. ... д-ра техн. наук. – Гомель, 2001. – 42 с.

Надійшла 14.10.2009 р.
Рецензент: проф. В.І.Лузін