

## КЛИНИКО-АНТРОПОМЕТРИЧЕСКИЕ ОСОБЕННОСТИ СТРОЕНИЯ И ФУНКЦИИ МЕЖБЕРЦОВОГО СИНДЕСМОЗА

Тяжелов А.А.<sup>1</sup>, Гончарова Л.Д.<sup>2</sup>, Климовицкий В.Г.<sup>2</sup>, Качур Е.Ю.<sup>2</sup>

*ДУ «Институт патологии позвоночника и суставов им. проф. М.П. Ситенко АМН Украины»<sup>1</sup>; Научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии Донецкого государственного медицинского университета им. М. Горького<sup>2</sup>*

**Тяжелов А.А., Гончарова Л.Д., Климовицкий В.Г., Качур Е.Ю.** Клинико-антропометрические особенности строения и функции межберцового синдесмоза // Украинский морфологический альманах. – 2010. – Том 8, №2. – С. 217-219.

В статье на основании ультразвуковых и клинико-антропометрических исследований определены параметры подвижности малоберцовой кости относительно большеберцовой. Показана корреляция угла наклона оси вращения голеностопного сустава и величины подвижности малоберцовой кости.

**Ключевые слова:** подвижность малоберцовой кости.

**Тяжелов О.А., Гончарова Л.Д., Климовицкий В.Г., Качур О.Ю.** Клініко-антропометричні особливості будови і функції міжгомілкового синдесмоза // Український морфологічний альманах. – 2010. – Том 8, №2. – С. 217-219.

У роботі на основі ультразвукових та клініко-антропометричних досліджень визначені параметри рухомості малогомілкової кістки відносно великогомілкової. Показано кореляційний зв'язок між кутом нахилу осі обертання гомілковостопного суглоба і величиною рухомості малогомілкової кістки.

**Ключові слова:** рухомість малогомілкової кістки.

**Tyazhelov A., Goncharova L., Klimovitsky V., Kachur E.** Clinico-anthropometrical features of structure and function of syndesmosis tibiofibularis // Український морфологічний альманах. – 2010. – Том 8, №2. – С. 217-219.

In article on the basis of ultrasonic and clinico-anthropometrical researches mobility parameters of the fibula rather tibia are defined. Correlation of a corner of an inclination of an axis of rotation of an ankle joint and mobility size m of the fibula is shown.

**Key words:** mobility of the fibula.

**Введение.** Повреждения голеностопного сустава с разрывом межберцового синдесмоза и подвывихом или вывихом стопы относятся к наиболее тяжёлым внутрисуставным переломам, лечение которых часто заканчивается тяжелой дисфункцией сустава и развитием деформирующего артроза.

Благодаря работам отечественных [1-3] и зарубежных авторов [4-6], давно ставших классическими, в настоящее время достаточно хорошо известен механизм повреждения межберцового синдесмоза при травмах голеностопного сустава. Не плохо отработаны принципы лечения таких повреждений [7,8].

В последнее время, при подобных повреждениях, существенно расширились показания к раннему оперативному лечению с использованием современных методик, при которых осуществляется стабильная фиксация отломков, позволяющая в дальнейшем перейти к раннему восстановлению функции сустава [9-11]. Это дало новый толчок к изучению анатомо-функциональных особенностей голеностопного сустава и его биомеханики. Позволило выявить новые возможности и механизмы адаптации сустава к нагрузкам в условиях стабильного остеосинтеза переломов и жесткого соединения берцовых костей. Заставило по-новому взглянуть на соединение берцовых костей при повреждениях межберцового синдесмоза.

**Целью** данного исследования явилось изучение клинико-антропометрических особенностей строения и функции межберцового синдесмоза и их биомеханическое значение.

**Материалы и методы исследования.** Нами

изучены данные ультразвуковых исследований подвижности малоберцовой кости относительно большеберцовой. Методика исследования была следующей. В проекции межберцового синдесмоза на расстоянии 1,5 см от горизонтальной суставной щели голеностопного сустава маркером нанесли на кожу метку, для последующего расположения УЗ датчика. Последующие измерения проводили, используя линейный датчик 7,5 МГц на аппарате Siemens.

Выполняли исследование расстояния между берцовыми костями при различных условиях нагружения конечности.

Предварительно исследовали величину межберцового диастаза при свободном положении исследуемой нижней конечности, без нагрузки. Затем определяли расстояние между берцовыми костями при нагрузке весом тела с опорой на всю стопу. Аналогичные измерения проводили при нагрузке весом тела при стоянии на переднем отделе исследуемой конечности; при нагрузке весом тела при стоянии на пятке исследуемой конечности; при нагрузке весом тела с вальгусным и варусным отклонением площади опоры в 30° от горизонтального положения.

Положение датчика при всех вариантах исследования было одинаковым, костные ориентиры на ультразвуковых сканах были идентичными.

Исследования проведены на 5 волонтерах мужского пола, среднего возраста. Кроме того у каждого исследуемого проводили измерение угла наклона оси вращения голеностопного сустава. Методика измерения была следующей. Измеряли расстояние от верхушки медиальной лодыжки до

горизонтальной плоскости опоры **L** и расстояние от вершины латеральной лодыжки до горизонтальной плоскости опоры **I**. Разница этих показателей составляла величину катета **BC** треугольника **ABC** ( $L - I = BC$ ). Гипотенузу **AC** треугольника **ABC** определяли, измеряя расстояние между вершинами лодыжек. Угол наклона оси вращения  $\alpha$  голеностопного сустава (за ось вращения условно принимали линию, проходящую через вершины лодыжек) определяли исходя из формулы:

$$\frac{BC}{AC} = \cos \beta,$$

$$\alpha = \arccos \frac{BC}{AC}$$

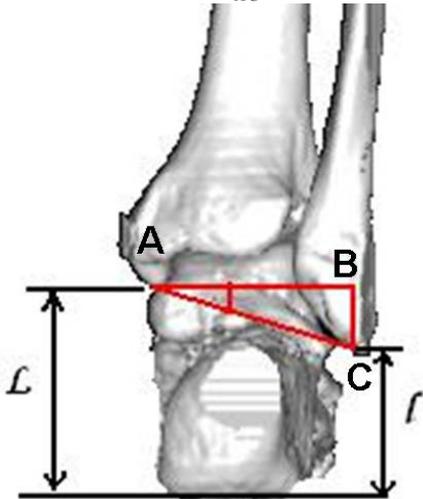


Рис.1 Расчетная схема для определения угла наклона оси вращения голеностопного сустава.

Все результаты протоколировали и подвергли статистической обработке.

Таблица 1. Расстояние между берцовыми костями при различных условиях нагружения стопы

Волонтеры	Расстояние между берцовыми костями, мм						Величина подвижности, мм
	Без нагрузки	Нагрузка весом тела	Эквинус + нагрузка	Варус + нагрузка	Вальгус + нагрузка	Стояние на носках	
1	5	7,1	7,1	5,9	7,1	5,4	1,7
2	5	7	7,1	5	5	4,1	2,9
3	5,3	5,6	4,3	3,9	5,5	4	1,6
4	5,8	6,3	5	5,2	5,2	4,8	1,5
5	6	6,6	4,3	4,5	5,8	3,6	3
Ср. значение ± ст. отклонение	5,42±0,046	6,52±0,61	5,56±1,44	4,9±0,75	5,72±0,83	4,38±0,72	2,14±0,74
Статистическая значимость различия, p	без нагрузки	0,048				0,081	
	нагрузка весом тела					0,003	

Анализируя данные таблицы можно сделать следующие выводы:

- между берцовыми костями есть физиологическая подвижность, величина которой варьирует в достаточно широких пределах, и составляет от 1,5 до 3 мм (в среднем 2,14±0,74 мм). Нагрузка весом тела реально и статистически значимо ( $p=0,048$ ) увеличивает межберцовый промежуток (в среднем 6,52±0,61) по сравнению с состоянием без нагрузки (в среднем 5,42±0,046).

- работа мышц определенно влияет на расстояние между берцовыми костями! При варусном положении пятки величина межберцо-

**Результаты исследования и их обсуждение.** В результате исследований получено, что без нагрузки диастаз между берцовыми костями составляет 5...6 мм (в среднем 5,42 ± 0,46), что соответствует рентгенологическим показателям и многочисленным литературным данным.

В зависимости от вида нагрузки расстояние между берцовыми костями меняется (от 1,5 до 3 мм), причем величина изменения тоже соответствует данным рентгенографии.

При нагрузке расстояние между берцовыми костями на ультразвуковых сканах увеличивается, причем величина изменения расстояния тоже соответствует данным рентгенографии и литературным данным.

При нагрузке в обычном положении, при вальгусной нагрузке и эквинусной нагрузке при отклонении плоскости опоры от горизонтальной плоскости на 30°, в каждом случае ультразвуковое исследование показывало увеличение расстояния между берцовыми костями от 1 до 2,1 мм.

Что касается исследования при нагрузке с варусным отклонением плоскости опоры и исследования при стоянии на носках, то при этих положениях стопы расстояние между берцовыми костями увеличивалось незначительно (не более 0,5 мм у одного из волонтеров) или же было **даже меньше!** чем это расстояние при исследовании без нагрузки. Этот факт может быть объяснен только одним образом, а именно, работа мышц голени оказывает на величину подвижности малоберцовой кости определяющее влияние.

Полученные в результате УЗИ данные представлены в таблице 1.

вого промежутка (в среднем 4,90±0,75 мм) уменьшается в сравнении с величиной межберцового промежутка при осевой нагрузке (в среднем 6,52±0,61). При стоянии на носках (пятка при этом занимает варусное положение) межберцовый промежуток (в среднем 4,38±0,71) статистически значимо ( $p=0,003$ ) меньше, чем при нагрузке весом тела (в среднем 6,52±0,61). Другими словами межберцовый диастаз статистически значимо меньше при стоянии на носках чем при нагрузке весом тела. А в ряде случаев даже меньше, чем при исследовании без нагрузки. Этот факт мы можем объяснить наличием вертикаль-

ной подвижности малоберцовой кости, которая при осевой нагрузке, за счет работы длинных мышц голени, смещается каудально, а связки межберцового синдесмоза вжимают малоберцовую кость в вырезку большеберцовой кости.

Параллельно с ультразвуковым исследованием расстояния между берцовыми костями у каждого исследуемого волонтера проводили измерение угла наклона оси вращения голеностопного сустава.

Простое измерение расстояния между верхушками лодыжек и горизонтальной опорной поверхностью при опоре на всю стопу и опоре на передний отдел стопы (до отрыва пятки от опорной поверхности) показало, что напряжение глубоких мышц задней группы голени уменьшает расстояние между опорной поверхностью и верхушкой латеральной лодыжки на 1-2мм. Другими словами смещает малоберцовую кость каудально, функционально «удлиняя» наружную лодыжку.

Антропометрические показатели угла наклона оси вращения голеностопного сустава показали значительный разброс этого показателя от 7° до 16°. Была проанализирована зависимость между величиной угла наклона оси вращения голеностопного сустава и величинами подвижности малоберцовой кости относительно большеберцовой при различных нагрузках. С помощью корреляционного анализа была выявлено, что чем больше угол наклона оси вращения голеностопного сустава, тем большую подвижность в межберцовом синдесмозе имеет человек. Это подтверждается высоким положительным коэффициентом корреляции  $r=0,902$ ,  $p=0,036$ .

Нужны ли подобные ультразвуковые и антропометрические исследования голеностопного сустава? Ведь, действительно, уже неоднократно доказано, что подвижность берцовых костей существует. Неоднократно показана величина этой подвижности. Но, каким образом эти данные используются на практике? Как эти данные учитываются при оказании помощи больным?

Наше исследование подвижности малоберцовой кости было ориентировано именно для решения этих вопросов. Во-первых, - мы опытным путем не просто показали, что подвижность в области межберцового синдесмоза существует, мы показали вариабельность этих параметров и показали влияние работы мышц голени на подвижность малоберцовой кости. Во-вторых, - мы определили пределы этой подвижности, чтобы их можно было использовать для моделирования функции межберцового синдесмоза, разработки конструкций для лечения больных с повреждениями межберцового синдесмоза, способов соединения берцовых костей. В-третьих, - мы показали корреляцию угла наклона оси вращения голеностопного сустава и величины подвижности малоберцовой кости. Что, несомненно, должно вносить поправки в методики лечения больных с повреждениями межберцового синдесмоза, так как величина подвижности малоберцовой кости относительно большеберцовой является показателем адаптации стопы к различным условиям нагружения.

**Заключение.** Таким образом, проведенные исследования клинико-антропометрических особенностей строения и функции межберцового синдесмоза показали значительную вариабельность величины подвижности малоберцовой кости. Изменение величины межберцового промежутка возможно в пределах 1,5... 3мм и зависит от величины наклона оси вращения голеностопного сустава. Напряжение глубоких мышц задней группы голени обеспечивает вертикальную подвижность малоберцовой кости, функционально «удлиняя» наружную лодыжку. А наличие прямой сильной корреляционной связи между углом наклона оси вращения голеностопного сустава и величиной подвижности малоберцовой кости позволяет по антропометрическим показателям оценивать адаптационные особенности стопы для дифференцированного подхода к лечению больных с травмами голеностопного сустава, сочетающихся с повреждением межберцового синдесмоза.

#### ЛИТЕРАТУРА:

1. Гурьев В.Н. Консервативное и оперативное лечение повреждений голеностопного сустава. - М., - 1971. - 162 с.
2. Крупко И.И., Глебов Ю.М. Переломы области голеностопного сустава и их лечение - М.: Медицина, 1972. - 159 с.
3. Кузьменко В.В., Бондаренко В.П. Диагностика и лечение повреждений дистального межберцового синдесмоза // Вестник хирургии им. Грекова. - 1983. - №4. - Т.130. - С.139-143.
4. Bonnin J.G. Injuries to the Ankle. - NY. - 1950. - 350 p.
5. Lauge-Hansen N. Fractures of the ankle, II: combined experimental surgical and experimental roentgenologic investigation // Arch. Surg. - 1950. - Vol.60. - P. 957-985.
6. Hopkinson W.J., St.Pierre P., Ryan J.B., Wheeler J.H. Syndesmosis sprains of the ankle // Foot Ankle. - 1990. - Vol.10. - P.325-330.
7. van den Bekerom M.P., Hogervorst M., Bolhuis H.W., van Dijk C.N. Operative aspects of the syndesmotic screw: review of current concepts. Injury.-2008. - Vol. 39. - № 4. - P. 491-498.
8. Dattani R., Patnaik S., Kantak A., Srikanth B., Selvan T.P. Injuries to the tibiofibular syndesmosis // J. Bone Joint Surg. - 2008. - Vol. 90-B. - № 4. - P.405-410.
9. van den Bekerom M.P., Lamme B., Hogervorst M., Bolhuis H.W. Which ankle fractures require syndesmotic stabilization? // J. Foot Ankle Surg. - 2007. - Vol. 46. - № 6. - P.456-463.
10. 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
11. Бурьянов О.А., Лябах А.П., Омельченко Т.М. Стабильно-функциональный остеосинтез при переломах кісточок // Травма. - 2009. - Т. 10, № 2. - С.181-184