

В.И. Евсеев

БИОМЕХАНИКА ПЕРЕЛОМОВ ЛОДЫЖЕК И ПОВРЕЖДЕНИЙ СВЯЗОК ГОЛЕНСТОПНОГО СУСТАВА

Монография

Содержание

Введение	4
1. Биомеханические особенности голеностопного сустава	10
1.1. Общие вопросы биомеханики голеностопного сустава	10
1.2. Биомеханика опорной функции голеностопного сустава при вальгусной установке стопы	52
1.3. Биомеханика опорной функции голеностопного сустава при варусной установке стопы	61
1.4. Биомеханика активных стабилизирующих элементов голеностопного сустава	65
1.5. Биомеханика пассивных стабилизирующих элементов	77
1.6. Прочностные характеристики костно-связочного аппарата голеностопного сустава	91
1.7. Фотоупругие модели голеностопного сустава с искусственными связками	101
2. Биомеханика мехаогенеза переломов лодыжек и повреждений связочного аппарата голеностопного сустава	112
2.1. Клинико-биомеханическая характеристика повреждений голеностопного сустава	112
2.2. Биомеханика повреждений голеностопного сустава пронационного типа	122
2.3. Биомеханика повреждений голеностопного сустава супинационного типа	138
2.4. Биомеханика повреждений голеностопного сустава ротационного типа	146
2.5. Биомеханика переломов заднего края большеберцовой кости	151
3. Клинико-биомеханический анализ диагностики и лечения повреждений голеностопного сустава	155
3.1. Общая характеристика клинических наблюдений	155
3.2. Биомеханическое обоснование диагностики повреждений межберцового синдесмоза и дельтовидной связки	162
3.3. Биомеханика репонирующих сил при переломах лодыжек и повреждениях связок голеностопного сустава	195
3.4. Аппаратные методы лечения повреждений голеностопного сустава	210
3.5. Биомеханика стабильной фиксации при разрывах межберцового синдесмоза	227
3.6. Лавсанопластика связок голеностопного сустава	239
Заключение	251
Литература	256

Введение

Вопросы диагностики и лечения повреждений голеностопного сустава продолжают оставаться актуальными, причиной чего являются значительная частота травм данной области и высокий процент неудовлетворительных результатов лечения.

Повреждения голеностопного сустава составляют 10 - 22% всех повреждений опорно-двигательного аппарата, занимая четвертое место среди всех видов травм скелета, уступая лишь повреждениям кисти, головы и стопы [50,163,367] .

По данным международной статистики, число перелома-вывихов в голеностопном суставе составляет 100–200 на 100 тысяч населения, то есть около 0,1%. В России этот показатель в 1,5–2 раза выше [102]. Частота повреждений голеностопного сустава обусловлена его анатомо-функциональными и биомеханическими особенностями [45].

Если анатомо-функциональные особенности голеностопного сустава изучены достаточно хорошо, то по биомеханике его повреждений имеются лишь отдельные сведения, недостаточные для улучшения диагностики и лечения.

Некоторые вопросы биомеханики повреждений голеностопного сустава освещены в работах [29,207,214,247,250,400,404,478]. Излагая биомеханические особенности голеностопного сустава, механогенез его повреждений и статико-биомеханические нарушения в случае неправильно сросшихся переломов лодыжек, авторы не приводят конкретных, биомеханически обоснованных практических рекомендаций, направленных на снижение плохих исходов.

Неудовлетворительные результаты лечения повреждений голеностопного сустава, по многочисленным данным различных авторов, составляют от 7 до 40% [98,100,120,209,306,335,486]. Выход на инвалидность при повреждениях голеностопного сустава составляет 2 - 8,8% [114,249].

Главными причинами, приводящими к образованию «застарелых» повреждений голеностопного сустава, большинство авторов считает:

- 1) диагностические ошибки, особенно при недооценке повреждений дельтовидной связки и дистального межберцового синдесмоза;
- 2) недостаточно правильное, с точки зрения анатомии, восстановление целостности сустава, особенно неполное устранение смещения и укорочения малоберцовой кости, оставление межберцового диастаза и подвывиха стопы;

3) нестабильную фиксацию отломков лодыжек, что в процессе реабилитации приводит к их смещению и сращению в неправильном положении.

В.И.Иванов [89] одной из важных причин диагностических ошибок при повреждениях голеностопного сустава, считает нечеткость представлений о механизме повреждения, недостаточный учет нарушений целостности сумочно-связочного аппарата в общем комплексе повреждений.

И.Л.Крупко и Ю.И.Глебов [114] пишут, что диагноз при повреждениях голеностопного сустава требует временного отвлечения от конкретных клинично-рентгенологических данных и до известной степени абстрактного представления о механизме перелома, его динамике, возможных вариантах сочетаний повреждений костей и связок. Они отмечают, что рентгенография в двух обычных, или даже в дополнительных косых проекциях, является только «фотографическим снимком», или всего лишь тенью, отражающей часть настоящего положения вещей.

В.В.Гориневская [44] и В.А.Рейзнер [209] также считают, что, в процессе диагностики, репозиции и в выборе правильного метода дальнейшего лечения переломов лодыжек имеет значение точное выявление механизма перелома в области голеностопного сустава.

Учитывая, что повреждения голеностопного сустава чаще всего встречаются у лиц наиболее работоспособного возраста, главной задачей, имеющей социально-экономическое значение, считается дальнейшее улучшение диагностики и лечения травм данной области [1,100,209,226,404].

Применение законов теоретической механики и математическое моделирование позволит более углубленно подойти к изучению механизмов возникновения повреждений голеностопного сустава, их совокупности, динамики и даст не только качественные, но и количественные оценки травмирующих сил. Биомеханическая характеристика травм голеностопного сустава сделает более объективными их диагностику и лечение, что значительно уменьшит число неудовлетворительных результатов.

Целью исследования биомеханических особенностей повреждений голеностопного сустава является изучение картины внешних сил, действующих в данной области в момент травмы, и выявление напряженного состояния, возникающего в дистальном конце голени при различных нагрузках. Характеристика распределения нагрузки в области лодыжек, имеет большое значение для понимания патогенеза различных деформаций голеностопного сустава, наступающих при поврежде-

ниях его костно-связочного аппарата. Также эти данные необходимо учитывать при лечении свежих переломов лодыжек и производстве реконструктивных операций при неправильно сросшихся переломах с вальгусной или варусной деформацией для восстановления опорной и локомоторной функции конечности.

Биомеханика – наука, изучающая строение живого организма с точки зрения единых законов математики, механики, теории машин и механизмов, сопротивления материалов и других точных наук, действующих при пространственных перемещениях материальных тел. Специальных законов механики, справедливых только для живых организмов, не существует.

Впервые идея применения принципов механики к живым организмам родилась еще при Аристотеле, но в XVII-XVIII веках такие исследования под названием «латромеханика» были дискредитированы механистическим подходом.

Большой вклад в развитие биомеханики внесли немецкие ученые XIX и начала XX века братья В. и Е. Weber, [478], W. Henke [327], Н. Meyer, [362], R. Fick, [314] и Н. Strasser [402]. Они изучали статику и механику костей, ходьбу человека, определили его центр тяжести, применив закон рычага.

Из отечественных ученых изучением биомеханических особенностей человека занимались П. Ф. Лесгафт [118], Г. А. Коган [104], Л. П. Николаев [189], М. Ф. Иваницкий [87], О. В. Недригайлова [188], Д. Д. Донской [54, 55, 56], Х. А. Янсон [248] и другие. Они преодолели механистические ошибки и идеалистические взгляды предшественников, приблизили биомеханику к физиологии, глубоко и всесторонне изучали движение, как функцию целостного организма в его единстве с окружающей внешней средой.

Сейчас биомеханика признана как важная часть комплексной оценки живой природы, ее сущности. Область биомеханики в применении к человеческому телу определяется как исследование в технических понятиях механической функции костей и суставов в норме и патологии, оптимальности ее изменений, обусловленных изменениями во всем теле, ее сохранением, воспроизведением и заменой. Необходимо изучение всей сложности изменений макро- и микроструктуры человеческого тела при нарушениях или изменениях его биомеханических характеристик [10, 16, 95, 340].

Ограничиваясь рассмотрением органов и систем человеческого тела, биомеханика применительно к медицинским проблемам пытается ответить на 4 вопроса:

Что такое механическая функция?

При каких значениях функция оптимальна?

Как функция отражает изменения во всей системе тела?

Насколько функция может быть сохранена, восстановлена и улучшена?

С точки зрения биомеханики, человеческое тело, его органы и ткани характеризуются неоднородностью, нелинейностью, сложностью компонентов, поэтому при детальном изучении функции приходится упрощать их сложные взаимоотношения.

Различают нормальную и патологическую биомеханику. Нормальная биомеханика изучает биомеханические особенности тела здорового человека. Патологическая биомеханика изучает биомеханические особенности нарушений у больных с повреждениями, или заболеваниями опорно-двигательного аппарата.

Как в нормальной, так и в патологической биомеханике выделяют три основных раздела: общая биомеханика, частная биомеханика и гистомеханика [188]. Общая биомеханика занимается изучением статических, кинематических и кинетических (динамических) явлений при движении в теле человека. Частная биомеханика осуществляет анализ функции отдельных органов и систем, механогенез деформаций, переломов и вывихов, анализ действия силы тяжести, тяги мышц и анатомических особенностей костных рычагов. Гистомеханика изучает микроскопические повреждения структуры тканей при действии на них механической нагрузки.

Успешно развивается в биомеханике новое направление - математическое моделирование живых систем применительно к практическим вопросам медицинской науки [12,60,69,190,221].

От биомеханики отделилось новое направление – биосопромат, которое занимается изучением вопросов прочности биологических тканей и устойчивости их к механическим нагрузкам. Проблема устойчивости биологических тканей человека к различным нагрузкам имеет большое значение для многих медицинских дисциплин, в том числе для травматологии и ортопедии, хирургии и судебной медицины.

Врачу, биологу, гистологу, хирургу необходимо знать прочность тканей подобно тому, как инженер знает прочность деталей машины в различных режимах работы [191].

Зная параметры механической прочности тканей человека и предельные нагрузки, вызывающие их повреждения, можно предупредить травмы, точно определять силу «дозированного удара», корректировать аллопластическими материалами недостаточно прочный связочный аппарат.

Впервые довольно полное описание деформативно-прочностных свойств некоторых тканей человека дано в работе А. Rauber [383]. По А. Rauber прочность трубчатой кости на растяжение равна 9,25-12,41 кг/мм², на сжатие – 12,56-16,8 кг/мм², на кручение 8 кг/мм². В то время, как губчатой кости – 0,84-0,96 кг/мм², коэффициент упругости костной ткани равен 1871-2560, коэффициент эластичности костного хряща 3,888 - 5,833, коэффициент эластичности сухожилий 166,93. По А. Rauber костный хрящ эластичнее сухожилия в 43 раза. Это говорит о том, что связки служат только для удержания отдельных частей сустава и не могут служить тормозами, так как не оказывают большого сопротивления [117]. По данным А. Rauber [383] бедренная кость при сгибании ломается от нагрузки в 350 - 475 кг, а при скручивании в 140 кг.

К. Tittel [406] приводит следующие сведения:

- 1) прочность кости на эластичность – 130000 кг/см²;
- 2) прочность кости на разрыв – 1700 кг/см²;
- 3) прочность кости на сгибание – 1800 кг/см²;
- 4) прочность кости на сдавление – 1500 кг/см².

Е.П. Подрушняк и Е.И. Сумов [203] определили, что предел прочности на сжатие компактной части бедра равен 15-30 кг/мм², на изгиб 16-27 кг/мм², а губчатой части всего 0,7-1,5 кг/мм², то есть в 20 раз меньше.

А.С. Обысов [191] приводит следующие сведения о прочности бедренной кости человека: модуль упругости Юнга равен $2 \cdot 10^4$ МПа, прочность на растяжение 74 – 134 МПа, на сжатие – 120 – 200 МПа, на изгиб – 180 МПа, на кручение – 90 – 105 МПа.

По В.К. Калнберзу и Х.А. Янсону [94] модуль упругости кости равен $E_k = 2,6 \cdot 10^4$ МПа, а модуль упругости связки $E_{св} = 0,12 \cdot 10^4$ Мпа. То есть модуль упругости костной ткани приблизительно в 20 раз больше, чем связки, что указывает на ее большее сопротивление растягивающим силам.

Таким образом, для правильного понимания действия законов механики в живом организме, необходим комплексный научный подход и тщательный учет всех анатомо-физиологических особенностей и приспособительных возможностей, регулируемых нервной системой [188].

Д.Д.Донской [54] так определил перспективы современного направления биомеханики: «В целом путь дальнейшего развития может быть охарактеризован стремлением перейти от описательной биомеханики к причинной, и от последней к конструирующей, позволяющей добиваться прогрессирующего преобразования возможностей человека».

1. Биомеханические особенности голеностопного сустава

1.1. Общие вопросы биомеханики голеностопного сустава

Голеностопный сустав представляет собой сложное, как в анатомическом, так и в функциональном отношении образование, сочетающее функции опоры и перемещения веса тела человека. Еще в 1840 году Ф.Фр. Бланден писал, что анатомическое строение конечностей может служить вечным удивлением для медика-философа, ибо все тут устроено по самым строгим механическим законам, как в отношении прочности, так и движения [18]. По Ф.Фр. Бландену, назначение голеностопного сустава заключается в удержании всей тяжести тела и передаче ее стопе, и если бы не длина наружной лодыжки, то стопа обязательно вывернулась бы кнаружи.

По К.Ф.Вегнеру [29] во фронтальной плоскости блок таранной кости как бы втиснут между обеими лодыжками, а в сагиттальном сечении вогнутая суставная поверхность большеберцовой кости и выпуклая суставная поверхность блока таранной кости представляют собой части правильной окружности, причем первая составляет $1/6$ ее, а вторая – $1/4$, благодаря чему обеспечивается их подвижность относительно друг друга (рис.1).

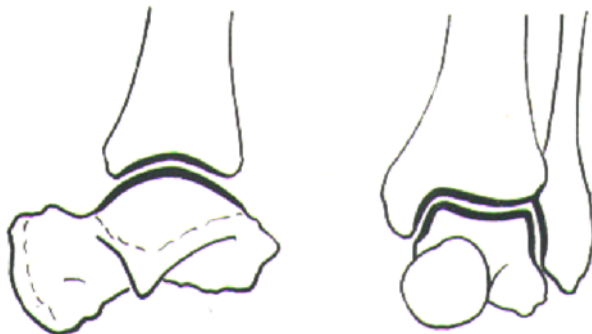


Рис. 1. Схема голеностопного сустава по К.Ф.Вегнеру [29]

По П.И.Тихонову [231] физиологическое назначение голеностопного сустава сводится к двум положениям: дать подвижность корню стопы и дать опору соответствующей половине туловища. В пер-

вом случае, пишет он, таранная кость составляет одно целое с костями стопы, во втором – одно целое с костями голени.

Голеностопный сустав – сложная биомеханическая система, которая является одновременно органом опоры и движения, так как удерживает и переносит тело человека в пространстве. С анатомической точки зрения голеностопный сустав – вариант блоковидного сустава с одной степенью свободы движений в направлении сгибания – разгибания.

С позиции теоретической механики голеностопный сустав можно представить как незамкнутую кинематическую цепь в виде пространственного шарнирного механизма «изогнутая плоскость – цилиндр» по И.И.Артоболовскому [5] (1951) класс - 1, число условий связи $K - 1$, число степеней свободы $W = 1$.

Приводим на рис. 2 биомеханическую схему кинематической пары «большеберцовая кость – таранная кость» с позиции теоретической биомеханики [59].

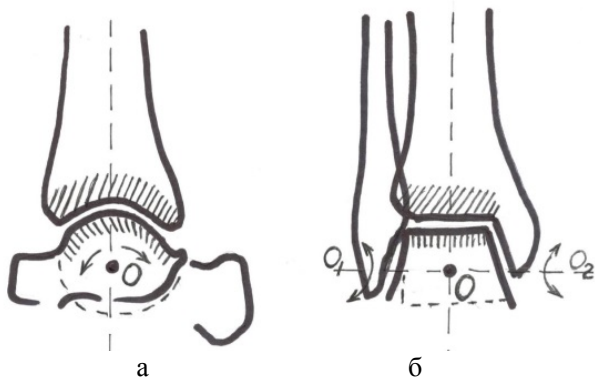


Рис.2. Биомеханическая схема кинематической пары «большеберцовая кость – таранная кость» с позиции теоретической механики в виде пространственного шарнирного механизма «изогнутая плоскость – цилиндр» с одной степенью свободы ($W = 1$) [59]: а – в сагиттальной плоскости, б – во фронтальной плоскости. Где: О – биомеханический центр цилиндра; O_1-O_2 – фронтальная ось вращения шарнира.

Если рассматривать кинематическую пару «большеберцовая кость – таранная кость» как пространственный подвижный механизм, то она может иметь относительно прямоугольной системы координат x, y, z пять возможных степеней свободы: три поступательных и два вращательных движения, $W = 6 - S$, где S – число условий связи.

Если $S = 6$, то $W = 0$, тогда кинематическая пара «большеберцовая кость – таранная кость» превращается в жесткое неподвижное соединение из двух звеньев.

Если $S = 0$, то $W = 6$, тогда звенья кинематической пары «большеберцовая кость – таранная кость» перестанут соприкасаться, и кинематическая пара перестанет существовать, будут два свободно движущихся независимых одно от другого тела в пространстве.

Следовательно, из 6 возможных относительных движений звеньев кинематической пары голеностопного сустава при моделировании биомеханических повреждающих условий могут быть исключены пять, четыре, три, два или одно движение в зависимости от постановки конкретной задачи взаимодействия звеньев кинематической пары. То есть число степеней свободы кинематической пары «большеберцовая кость – таранная кость» в модели голеностопного сустава при повреждениях может меняться от 1 до 5.

Для определения возможного числа степеней свободы суставов конечности также можно применить структурную формулу пространственного механизма: $n = 6N - \sum_{i=3}^5 i P_i$, где N – число подвижных костей, i – число ограничений степеней свободы в суставе, P_i – число соединений конечности с данным количеством ограничений.

Лодыжечная вилка и капсульно - связочный аппарат прочно удерживают таранную кость от боковых смещений, поэтому в норме в голеностопном суставе возможны движения только в сагиттальной плоскости вокруг фронтальной оси в направлении тыльного и подошвенного сгибания. Подвижность в голеностопном суставе определяется функцией тормозных аппаратов, которыми являются сами суставные поверхности [250,314,478], сумка и связки сустава [117,118,201], а также мышцы, расположенные с противоположной движению стороны [207].

Вращение в голеностопном суставе в высокой степени затруднено при стоянии на обеих ногах, так как оси вращения обоих суставов не только не сливаются в одну линию, но даже значительно конвергируют кпереди и при параллельно поставленных ногах по J.Bernstein образуют тупой угол [45].

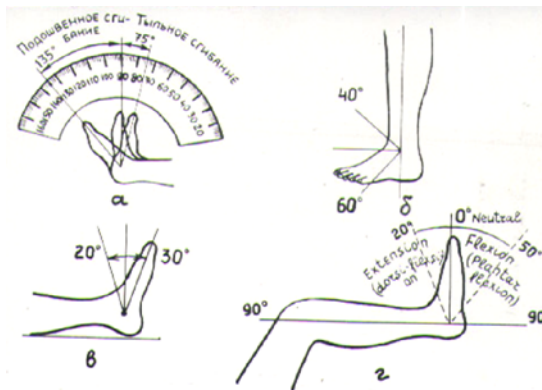


Рис.3. Возможная амплитуда движений в голеностопном суставе: а – по Лесгафту-Ячмонину [118]; б – по В.Д.Чаклину[240]; в – по D.Wahl [477]; г – по Н.Sevearth [395].

Так, тыльное сгибание стопы тормозится вилкой голеностопного сустава, шейкой таранной кости и напряжением икроножной мышцы, что обеспечивает в статике продольное равновесие [29] (рис.4).

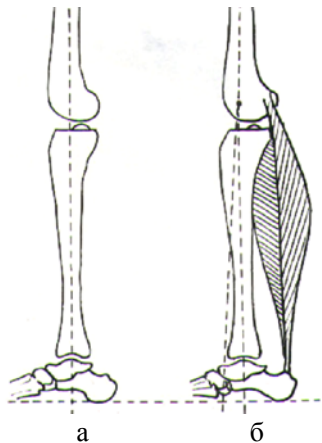


Рис.4. Направление силы тяжести при неустойчивом (а) и при устойчивом (б) положении голени по К.Ф.Вегнеру [29]

С биомеханической точки зрения голеностопный сустав относится к кинематически замкнутым парам, так как соприкосновение элементов пар (суставных поверхностей большеберцовой и таранной костей), образующих сустав, обеспечено только их конструктивной

формой. Особенностью голеностопного сустава является также и то, что в нем осуществляется силовое замыкание под действием силы веса тела. Голеностопный сустав имеет одну степень свободы и допускает только одно вращательное движение вокруг фронтальной оси [59]. При этом на относительные движения каждого звена налагается пять ограничений, исключаяющих два поступательных и два вращательных движения (рис.5).

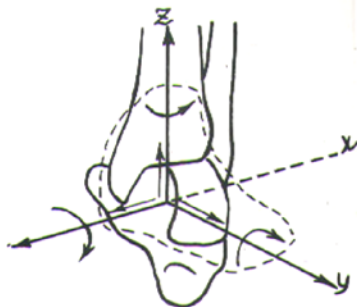


Рис.5. Биомеханическая схема ограничения свободы движений в голеностопном суставе [59].

Динамическая нагрузка голеностопного сустава обусловлена вращением таранной кости (стопы) вокруг фронтальной оси в сагиттальной плоскости, что приводит к возникновению момента силы трения. При вращении таранная кость будет как бы взбегать на суставную поверхность большеберцовой и будет происходить временное соприкосновение суставных поверхностей в точке А (рис.6).

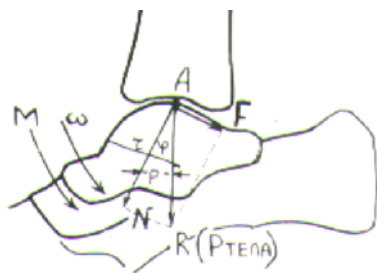


Рис.6. Биомеханическая схема динамической нагрузки голеностопного сустава

В ответ на это в точке А возникает сила F , отклоняющая нормаль N от силы реакции R на угол трения φ , а величина R будет равна:

$$R = \sqrt{N^2 + F^2} .$$

А так как $F = N \varphi$, то $R = N \sqrt{1 + \varphi^2} = N \sqrt{1 + tg^2 \varphi} = N / \cos \varphi$.

Где: N – нормальная реакция в точке A соприкосновения суставных поверхностей, возникающая под действием веса тела P , равная ему по величине, но противоположно направленная. Момент силы, приложенный к таранной кости, уравнивается моментом трения, равным: $M_{тр} = F \cdot r$.

Момент силы трения относительно фронтальной оси может быть выражен через момент реакции: $M_{тр} = F \cdot r = R \cdot p$, где $p = r \cdot \sin \varphi$.

В силу наличия внутреннего трения при движении таранной кости в вилке голеностопного сустава в направлении тыльного и подошвенного сгибания, происходит неравномерное распределение нагрузки – явление упругого последействия. При вертикальной статической нагрузке, вес тела P в центре тяжести таранной кости распределяется равномерно и напряжение от силы реакции R , согласно теории упругости, распределяется по эллиптическому типу (рис.7).

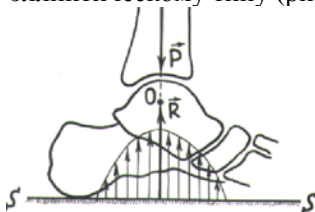


Рис.7. Распределение напряжения голеностопного сустава при вертикальной статической нагрузке.

При динамической нагрузке, согласно теории упругости, в голеностопном суставе происходит сдвиг напряжения и смещение равнодействующей силы реакции R в сторону движения стопы – эффект упругого последействия (рис.8).

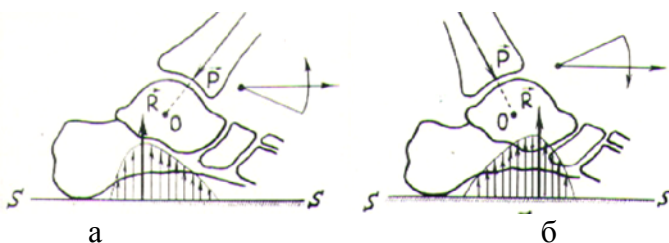


Рис.8. Распределение напряжений в голеностопном суставе при динамическом действии веса тела P : а – при тыльном сгибании; б – при подошвенном сгибании

В зоне *растяжения* – участок затухающих деформаций, в зоне *сжатия* – участок нарастающих деформаций [4]. Следовательно, при динамической нагрузке распределение напряжения голеностопного сустава будет несимметричным с максимумом и сдвинуто в сторону движения. Равнодействующая R будет смещена от центра таранной кости O в сторону движения на величину r , которую называют плечом силы трения качения.

При тыльном сгибании стопы напряжение R в голеностопном суставе смещается в сторону заднего отдела стопы (рис.8 а), а при подошвенном сгибании стопы напряжение R смещается в сторону переднего отдела стопы (рис.8 б).

Учет сдвига напряжений в голеностопном суставе имеет значение при изучении биомеханизма переломов переднего и заднего края дистального эпиметафиза большеберцовой кости.

Динамический вид нагрузки голеностопного сустава и стопы связан с ходьбой человека. Динамический вид нагрузки стопы имеет 5 фаз: 3 фазы переднего шага и 2 фазы заднего шага (рис.9).

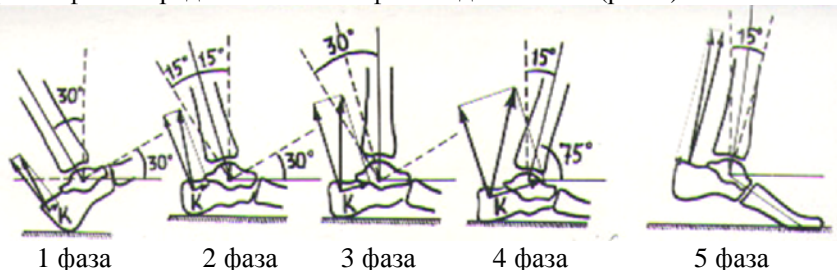


Рис.9. Динамический вид нагрузки стопы: 1 фаза – пяточная, 2 фаза – перекаг, 3 фаза – пронационная, 4 фаза – компрессирующая, 5 фаза – мышечная.

Как следует из рис.9, большое значение в динамическом виде нагрузки стопы играют факторы изменения углов тыльного и подошвенного сгибания стопы. В динамический вид нагрузки, так же как и в статический, входит пронационная фаза 3, поэтому разложения силы веса тела P на составляющие в пронационную фазу являются одинаковым для обоих видов нагрузки стопы. Численные значения составляющих сил оси пронации ($P \sin \gamma$), в дальнейшем будут использованы при расчете сил и их моментов, возникающих в области голеностопного сустава при опорной нагрузке и при пронационном механизме травмы.

В голеностопном суставе, как в кинематической замкнутой паре, возникают три вида блокировки: опорная (от действия силы веса тела); косто – связочная и блокировка трения.

Косто-связочная блокировка – основной биомеханический фактор многоплоскостной стабилизации голеностопного сустава, ограничивающий избыточную подвижность блоковидного шарнира. Косто – связочная блокировка обеспечивается активными и пассивными стабилизирующими элементами. Активные стабилизирующие элементы – мышцы голени и стопы, сила тяги которых уравнивает силу веса тела. Пассивные стабилизирующие элементы – это капсульно-связочный аппарат голеностопного сустава, своеобразный биологический футляр шарнирного соединения, упругие свойства которого также противодействуют действию вертикальной и горизонтальной составляющих сил веса тела и тяги мышц.

В пассивной стабилизации голеностопного сустава определенную роль играет блокировка сил трения (покоя, скольжения, качения и верчения), которая ограничивает степень свободы вращения вокруг нормали контакта и стремится удержать суставные поверхности большеберцовой кости и таранной кости при их взаимном перемещении в плотном соприкосновении. Но роль силы трения двоякая: удержание суставных концов в плотном контакте затрудняет и даже частично блокирует сгибание – разгибание, и одновременно усиливает контактные напряжения в суставном хряще. Силу трения в голеностопном суставе в 20 раз снижает синовиальная жидкость, которая выполняет функцию смазки суставных поверхностей и вырабатывается по реципрокному принципу: чем выше сила трения, тем больше должно быть синовиальной жидкости. Приводим на рис. 10 биомеханическую схему силовой характеристики кинематической пары тел 1 и 2, образующих голеностопный сустав, в сагиттальной плоскости относительно осей координат x и y .

На рис.10 тело 1 - дистальный эпиметафиз большеберцовой кости, тело 2 – блок таранной кости, P – опорная нагрузка, R – реакция опорных поверхностей тел на нагрузку P в контактной точке A ; N - нормальная вертикальная составляющая силы реакции R , T – горизонтальная составляющая от силы реакции R , T_C – тангенциальная сила трения скольжения, F - сила смещения (сдвига) тела 1 относительно плоскости тела 2, f – угол сдвига силы F , ϕ – угол отклонения нормали N от вертикали, ω – угловая скорость, M_T – момент силы трения, противодействующий смещению тела 1 относительно тела 2.

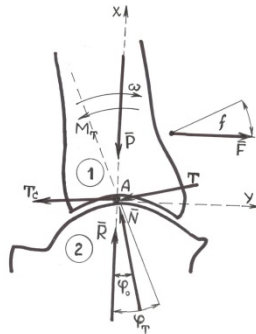


Рис.10. Биомеханическая схема силовой характеристики кинематической пары тел 1 и 2 в сагиттальной плоскости относительно осей координат x и y (описание в тексте).

Когда звенья кинематической пары типа шарнирного механизма (тело 1 и тело 2) нагружены внешней силой P , то чтобы началось их движение относительно друг друга за счет скольжения по изогнутой плоскости вокруг фронтальной оси $O_1 - O_2$, необходимо приложить активную силу тяги F . Тогда в точке A соприкосновения опорных поверхностей тела 1 и тела 2 возникнут: 1) сила реакции R на опорную нагрузку P ($P = -R$); сила N – вертикальная составляющая силы реакции R , образующая силы трения скольжения T_C , качения T_K и верчения T_V , противодействующие движению; 3) сила T – горизонтальная составляющая силы реакции R , противодействующая движению тел 1 и 2, и образующая контактную силу трения T .

Когда $P = -R$, то f_0 и $f = \text{const}$, $\varphi_T = \text{arc tg}(f)$; $(\varphi_T)_0 = \text{arc tg}(f_0)$.

Рассмотрим теоретические аспекты трения, которые необходимо учитывать при анализе биомеханики голеностопного сустава. Внешним трением называется способность контактирующих поверхностей звеньев кинематической (подвижной) пары сопротивляться их относительному движению [4]. Трение обусловлено неидеальным состоянием контактирующих поверхностей (микронеровности, шероховатости, отсутствие смазки), а также возникающими при движении силами межмолекулярного сцепления. Трение в кинематических парах характеризуется силами трения и моментами трения. Силой трения называется касательная составляющая к реакции нагрузки в кинематической паре (составляющая направлена по касательной к контактирующим поверхностям). Сила трения всегда направлена тангенциально вдоль поверхности соприкосновения суставных поверхностей и противоположно вектору силы, приводящему в движение кинематическую пару.

Рассмотрим теоретические аспекты трения в кинематических парах:

1) **трение покоя** (статическое трение) – появляется в тот момент, когда два тела, находящихся в состоянии относительного покоя, начинают относительное движение, состоящее в смещении контактирующих точек соприкасающихся поверхностей. Существующую касательную составляющую, действующую до возникновения относительного движения, называют силой сцепления, она всегда меньше силы трения покоя, но максимальная величина силы сцепления считается равной силе трения покоя;

2) **трение скольжения** – появляется в кинематической паре при наличии относительного движения звеньев, причем в большинстве случаев трения скольжение меньше трения покоя;

3) **трение качения** – появляется в высших кинематических парах при наличии относительного вращательного движения звеньев вокруг оси или точки контакта;

4) **трение верчения** – возникает при взаимодействии контактирующих между собой торцовых поверхностей звеньев вращающихся кинематических пар.

В голеностопном суставе, как в кинематической замкнутой паре, при сгибании и разгибании одновременно возникают трение скольжения и трение качения, то есть, нет чистого скольжения, или чистого качения. Если бы было чистое качение, то задняя часть суставной поверхности дистального эпиметафиза большеберцовой кости была бы слишком длинной. Если бы было чистое скольжение, то суставная поверхность блока таранной кости была бы слишком короткой. Следовательно, одновременное наличие сил трения скольжения и трения качения при движении в голеностопном суставе обеспечивает баланс сопротивления избыточной подвижности суставных поверхностей при различных нагрузках и является своеобразным биологическим тормозом.

Горизонтальная составляющая T , образующая контактную силу трения, отклоняет действительную реакцию N от общей нормали R по касательной к поверхностям соприкосновения тел 1 и 2 кинематической пары в точке A на угол трения φ_T и находится, как векторная сумма: $R = N + F$. Когда $f_0 = \varphi_0$, то движения нет, когда $f_0 > \varphi_0 = f$, то начинается смещение тела 1 по поверхности тела 2. Тогда значение силы реакции R будет равно: $R = \sqrt{N^2 + T^2}$, а так как $T = N\varphi$, сила реакции $R = N \sqrt{1 + \varphi^2} = N \sqrt{1 + tg^2\varphi} = N / \cos \varphi$.

Следовательно, вертикальная составляющая N силы реакции R при начатом движении образует силу трения скольжения, которая равна: $T_C = N \operatorname{tg} \varphi$. Сила R – нормальная реакция, направленная перпендикулярно плоскости соприкосновения суставных поверхностей большеберцовой кости и таранной кости в точке A . Сила трения скольжения T_C направлена по касательной к плоскости соприкосновения и противоположно силе тяги мышц F .

В этом случае момент силы тяги мышц, передающийся на суставные поверхности большеберцовой и таранной костей, уравновешивается моментом трения: $M_{TC} = T_C \cdot r$, где r - радиус вращения таранной кости относительно центра O .

Также момент силы трения скольжения в голеностопном суставе относительно фронтальной оси вращения может быть выражен через момент реакции: $M_{TC} = T_C \cdot r = R \cdot r \sin \varphi$.

Но обычно момент трения во вращательной паре определяют по формуле [4]: $M_{TC} = R \cdot r \cdot 4 \pi \cdot k_1$, где k_1 - коэффициент трения скольжения, безразмерная величина, зависящая от гладкости поверхности и равная в суставах человека $0,06 - 0,07$ [124,259,397,473]. Тогда в статике при силе веса тела 70 кг и радиусе вращения 2 см, уравновешивающий момент трения скольжения M_{TC} в голеностопном суставе при условии ($P = R$) при односторонней опоре может быть равен $105,5 - 123,0$ кг см.

Если рассчитывать момент трения скольжения при односторонней опоре по формуле $M_{TC} = N \operatorname{tg} \varphi \cdot r$, когда радиус вращения r равен 2 см, то при угле $\varphi = 5^\circ$ момент трения скольжения будет равен 140 кг см, при угле $\varphi = 15^\circ$ момент $M_{TC} = 37,5$ кг см, при $\varphi = 50^\circ$ момент $M_{TC} = 166,8$ кг см, при угле $\varphi = 75^\circ$ момент $M_{TC} = 522,5$ кг см, при угле $\varphi = 80^\circ$ момент $M_{TC} = 793,9$ кг см, при угле $\varphi = 90^\circ$ момент $M_{TC} = 802$ кг см. Следовательно, чем больше угол тыльного сгибания в голеностопном суставе в сагиттальной плоскости, тем больше должен быть момент трения скольжения для противодействия моментам сдвига.

Трение скольжения противодействует силам смещения и стремится удержать в постоянном контакте движущиеся суставные поверхности большеберцовой кости и таранной кости. Трение скольжения – полезное трение, повышающее устойчивость голеностопного сустава, это своего рода тормозной механизм, блокирующий избыточное движение суставных поверхностей под действием внешних сил в сагиттальной плоскости.

Так как $T_C = N \operatorname{tg} \varphi$, где T_C сила трения скольжения на уровне суставных поверхностей, где в начале движения $\operatorname{tg} \varphi = F_{\text{пр}}/N$; то $F_{\text{пр}}$ -

предельная сила тяги мышц, необходимая для того, чтобы началось движение в голеностопном суставе (сгибание – разгибание). Поэтому $T_C = f \cdot N$; $T_C \leq F_{\text{ГПР}}$; $T_C \leq f N$ (статика), $\text{tg } \varphi^1 < \text{tg } \varphi$ (статика), здесь f - угол сдвига.

Следовательно, для сохранения покоя и равновесия в биомеханической системе голеностопного сустава, угол f между силой веса тела P и нормалью N должен быть значительно меньше угла трения φ , определяемого формулой: $T_C = N \text{tg } \varphi$, где $\text{tg } \varphi = f$.

Мы считаем, что трение скольжения (T_C) стартовое, контактное, существующее во время движения (сгибания – разгибания) в голеностопном суставе, это сопротивление движению, которое должна преодолеть сила тяги мышц ($T_C \leq F_{\text{ГПР}}$). Имеется следующая закономерность: чем больше сила веса тела (P), тем больше будет вертикальная составляющая N силы реакции R , тем больше будет сила трения скольжения (T_C) и больше будет блокировка трения в голеностопном суставе.

Следовательно, стартовое усилие силы тяги мышц $F_{\text{ГПР}}$, необходимое для начала движения, зависит только от величины контактной силы трения скольжения (T_C): $T_C = N \text{tg } \varphi$, где $\text{tg } \varphi = f$. Когда угол сдвига f будет больше угла трения $\text{tg } \varphi$ ($f > \text{tg } \varphi$), то начнется движение и возникнут одновременно два вида трения: стартовое трение скольжения T_C и динамическое трение качения T_K . Поэтому, если суставные поверхности большеберцовой и таранной костей находятся одновременно в статическом и в динамическом контакте, то есть скользят и катятся, то между ними всегда во время движения действуют тангенциальные реакции, то есть силы контактного и динамического трения.

Рассмотрим на биомеханической векторной модели возникновение силы трения качения в голеностопном суставе, как вращательной пары (рис.11).

При суммарном действии опорной нагрузки силы веса тела P и силы тяги мышц F во время движения (сгибания – разгибания) в голеностопном суставе в сагиттальной плоскости, соприкосновение суставных поверхностей большеберцовой кости и таранной кости происходит не в одной контактной точке A , как в покое (статике), а в двух точках A и B , которые находятся друг от друга на расстоянии h . В результате вращения суставных поверхностей большеберцовой кости и таранной кости относительно друг друга, интенсивность давления в точке A убывает, а в точке B прибывает, и действие силы реакции R и, соответственно, её составляющих N и T также прибывает. Вертикальная составляющая силы реакции R образует силу трения скольже-

ния, равную $T_C = N \operatorname{tg} \varphi$. С увеличением суммарной силы $(P + F)$ зона смещения контактных точек суставных поверхностей между точками А и В - (h_0) , растет до некоторой предельной величины (h) .

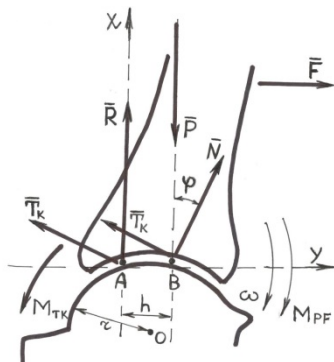


Рис.11. Биомеханическая векторная модель возникновения силы трения качения в голеностопном суставе. Где: R – сила реакции от силы веса тела P ; F – сила тяги мышц; N – вертикальная (нормальная) составляющая равная $R \cos \varphi$; T_K – горизонтальная составляющая (сила трения качения) равная $R \sin \varphi$; А, В - подвижные контактные точки суставных поверхностей большеберцовой кости и таранной кости; φ – угол отклонения оси большеберцовой кости от оси x ; r – радиус вращения таранной кости; О - центр вращательной пары; h – расстояние между подвижными точками А и В суставных поверхностей; M_{PF} – сгибающий момент; ω – угловая скорость вращения.

Таким образом, при движении (сгибании – разгибании) в голеностопном суставе одновременно действуют пара сил P и $F_{ПР}$ с моментом $M = F_{ПР} \cdot r$, и уравновешивающая пара сил $F_{ПР}$ и $N = R \cos \varphi$ с моментом $m = N \cdot h$. Тогда $F_{ПР} \cdot r = N \cdot h$.

Биомеханические особенности суставного трения качения следующие:

1) когда $F_0 < F_{ПР}$, движения нет (покой, статика) и действует только удерживающее, тормозящее трение покоя;

2) когда $F_0 = F_{ПР}$, то может начаться движения, и появляется контактное трение скольжения T_C ;

3) когда $F_0 > F_{ПР}$, то начинается движение (динамика): $F_0 = k_2 \cdot \frac{P}{r}$, откуда $M_0 = P \cdot k_2$, где k_2 - коэффициент трения

качения равный $k_2 = \left(\frac{F_0}{P} \right) \cdot r$. Получается следующее: когда $F_0 = P$, то $k_2 = r$.

4) коэффициент трения качения (k_2) - размерная величина (см), так как сила трения качения (T_K) определяется по плечу (h), которое должна иметь сила тяги мышц (F_0), чтобы она была равна силе веса тела (P).

5) так как радиус вращения стопы в голеностопном суставе (r) величина постоянная для каждого конкретного сустава ($r = const$), то и величина коэффициента трения качения при $F_0 = P$ тоже будет постоянной величиной ($k_2 = const$), зависящей только от параметров блока таранной кости (r).

6) чем больше сила веса тела (P), чем больше будет сила тяги мышц (F_0) и чем больше будет коэффициент трения качения (k_2), тем больше будет сопротивление движению в голеностопном суставе.

Следовательно, если сила тяги мышц $F_0 = P$, вес тела $P = 70$ кг, а радиус вращения r равен 2 см, то начальный момент трения качения, противодействующий вращению в голеностопном суставе при односторонней опоре равен: $M_0 = P \cdot k_2 = 140$ кг см.

Кроме силы трения скольжения (контактного) T_C и силы трения качения (динамического) T_K , в голеностопном суставе, как в биомеханической системе, на уровне суставных поверхностей большеберцовой и таранной кости возможно возникновение силы трения вращательного движения вокруг вертикальной оси z – силы трения верчения T_V .

Приводим на рис.12 биомеханическую схему возникновения силы трения верчения T_V в голеностопном суставе при действии пары сил веса тела P и тяги мышц F .

Ротационная функция голеностопного сустава состоит в том, что при подошвенном сгибании стопа поворачивается вокруг вертикальной оси z в горизонтальной плоскости кнутри (инверсия), а при тыльном сгибании (разгибании) – кнаружи (эверсия). При заблокированном голеностопном суставе, когда существует только статическое трение покоя T , пара сил веса тела P и тяги мышц F , приложенная к костному рычагу конечности, могут сообщить большеберцовой кости относительно блока таранной кости вращательное движение в горизонтальной (неподвижной) плоскости вокруг оси z . Вектор этого движения в сагиттальной плоскости относительно нормали N представляет собой силу трения скольжения T_C , а в вертикальной, ортогональной плоско-

сти, силу трения верчения T_v , равную: $T_v = k_3 \cdot P$, где k_3 - коэффициент трения верчения, размерная величина (м), приблизительно в 5 – 10 раз меньше коэффициента трения скольжения.

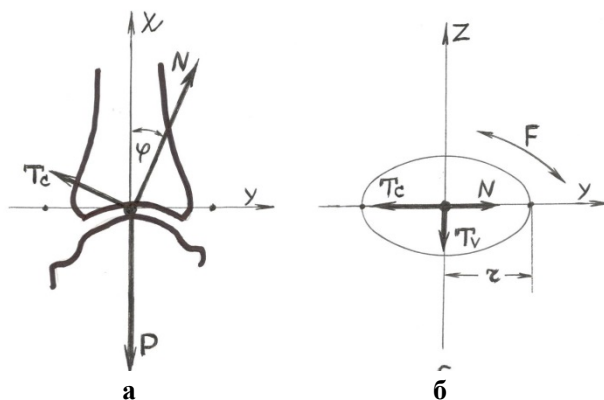


Рис.12. Биомеханическая схема возникновения силы трения верчения в голеностопном суставе: а – в сагиттальной плоскости, б - в горизонтальной плоскости. Где: x, y, z - декартовы координаты; P – нагрузка силы веса тела; N – вертикальная составляющая; T – горизонтальная составляющая; F – вектор силы вращательного движения; T_c – вектор силы трения скольжения и качения; T_v – вектор силы трения верчения, r – плечо силы трения верчения, равное радиусу блока таранной кости.

Следовательно, сопротивление, которое оказывает сила трения верчения вращательному движению большеберцовой кости относительно блока таранной кости, определяется только вертикальной составляющей силы веса тела P и величиной коэффициента трения верчения.

При простом сгибании – разгибании в голеностопном суставе, когда опорной нагрузки нет ($P = 0$), нет и статического трения ($T = 0$), то возникают только трение скольжения T_c и динамическое трение качения T_k от силы тяги мышц и силы веса стопы.

При опорной нагрузке силой веса P , когда существует только статическое трение покоя T , пара сил, приложенная к голеностопному суставу, может сообщить ему вращательное движение в горизонтальной плоскости, которому будет противодействовать сила трения верчения T_v .

Существует формула для определения момента силы трения верчения: $M_{тп\ v} = 1/5 \cdot N \operatorname{tg} \varphi \cdot k_1 \cdot r$, где: $N \operatorname{tg} \varphi$ – сила трения сколь-

жения; k_1 – коэффициент трения скольжения, r - радиус вращательного момента, равный половине ширины сечения блока таранной кости в горизонтальной плоскости. Следовательно, максимальный момент верчения от пары сил в 5 раз меньше момента силы трения скольжения, пропорционален только силе опорной нагрузки стопы и не зависит от других сил биомеханической системы.

Если сила веса тела $P = 70,0$ кг, угол $\varphi = 5^\circ$, $k_1 = 0,06$, $r = 2$ см, то момент трения верчения при односторонней опоре в статике будет равен: $M_{\text{тр} \nu} = 0,071$ кг см, при угле $\varphi = 15^\circ$ $0,71$ кг см, при угле $\varphi = 50^\circ$ момент верчения равен $1,501$ кг см а при угле $\varphi = 90^\circ$ момент трения верчения будет равен $72,18$ кг см. Так как момент трения верчения противодействует избыточной ротации стопы снаружи или кнутри, то, следовательно, чем больше угол сгибания голеностопного сустава, то тем больше будет момент трения верчения, противодействующий избыточной ротации суставных поверхностей бедра и большеберцовой кости.

Таким образом, биомеханика функциональной нагрузки сгибания – разгибания голеностопного сустава состоит в том, что на уровне суставных поверхностей действуют четыре силы трения, блокирующих избыточную подвижность: 1) трение покоя (статическое), 2) трение скольжения (T_C), контактное, стартовое трение, величина которого определяется силой веса тела (P) и постоянным коэффициентом трения (k_1), равным $0,06 - 0,07$; 3) трение качения (T_K), динамическое, величина которого определяется соотношением пары сил (веса тела P и тяги мышц F) с коэффициентом трения (k_2), величина которого зависит от радиуса (r) относительно центра вращения блока таранной кости в сагиттальной плоскости; 4) трение верчения (T_ν), вращательное, динамическое, величина которого определяется только нормальным давлением суставных концов и не зависит от других сил, коэффициент трения верчения (k_3) в 5 раз меньше коэффициента трения скольжения. Причем, если трение скольжения (T_C) и трение качения (T_K) противодействуют избыточному сгибанию – разгибанию в сагиттальной плоскости, то трение верчения (T_ν) тормозит избыточное вращение блока таранной кости относительно суставной поверхности большеберцовой кости в горизонтальной плоскости.

Если сравнить начальные моменты (M_0) всех видов трения в голеностопном суставе, то получается, что в начале движения, когда угол φ отклонения оси большеберцовой кости от оси стопы равен 5° , момент трения скольжения равен $1,4$ кг см, момент трения качения равен $140,0$ кг см, а момент трения верчения составляет всего $0,071$ кг см.

Следовательно, основное сопротивление движению в голеностопном суставе (сгибанию – разгибанию) оказывает динамическое трение качения, а контактное трение скольжения и трение верчения, после преодоления силой мышц трения качения не оказывают значительного сопротивления.

Зато в статике, при фиксированных углах сгибания в голеностопном суставе, например, статическом полуприседе, моменты трения скольжения и трения верчения оказывают внешним силам достаточное сопротивление. Так, при силе веса тела 70,0 кг и при относительно фиксированном угле сгибания в голеностопном суставе, равным 25° , момент трения скольжения равен 7,0 кг см, а момент трения верчения 0,335 кг см. При относительно фиксированном угле сгибания в голеностопном суставе, равным 50° , момент трения скольжения равен 38,3 кг см, а момент трения верчения 1,5 кг см. При относительно фиксированном угле сгибания в голеностопном суставе, равным 70° , момент трения скольжения равен 40,1 кг см, а момент трения верчения 7,2 кг см. Следовательно, при относительно фиксированном полуприседе до угла 70° в голеностопном суставе, момент трения скольжения увеличился в 5,7 раза, а момент трения верчения почти в 22 раза и стал равен начальному моменту трения скольжения. Следовательно, во столько же раз за счёт силы трения возросла блокировка от сил трения на уровне суставных поверхностей большеберцовой кости и блока таранной кости к силам сдвига и вращения. Поэтому наиболее вероятно возникновение повреждений голеностопного сустава при функционально невыгодной статической позе с высокой силой контактного трения, когда возникает блокировка трения и вся статико – динамическая нагрузка передаётся на лодыжечную вилку.

Свободная подвижность стопы в голеностопном суставе зависит от величины суставных поверхностей большеберцовой и таранной костей и обозначается флекссионным углом F . Мы предлагаем определять флекссионный угол F , измеряя на скиаграмме голеностопного сустава в боковой проекции расстояние между конечными точками суставных поверхностей большеберцовой (C и D) и таранной (A и B) костей [59]. Расстоянием между суставными поверхностями суставных хрящей и их относительной кривизной можно пренебречь, учитывая, что при расчете эти показатели взаимно компенсируются.

Для определения флекссионного угла F нами применен аналитический метод, для чего соотношение длин блока таранной кости и суставной поверхности большеберцовой кости представлено в виде геометрических фигур СОД и АОВ с общим радиусом r (рис.13).

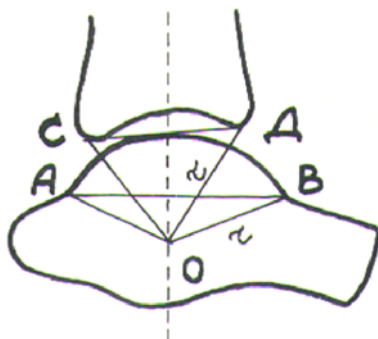


Рис.13. Биомеханическая схема голеностопного сустава для вычисления флекссионного угла: CD – длина суставной поверхности большеберцовой кости; r - радиус таранной кости; AB – длина блока таранной кости; O – центр вращения таранной кости [59].

Определим флекссионный угол F по биомеханическим параметрам дистального эпиметафиза большеберцовой кости и блока таранной кости:

$$\begin{aligned} \sin \angle F/2 &= \sin \angle (AOB/2) \cdot \cos \angle (COD/2) - \cos \angle (AOB/2) \cdot \sin \angle (COD/2) \\ &= AB/2r \cdot (\sqrt{4r^2 - CD^2} : 2r) - (\sqrt{4r^2 - AB^2} : 2r) \cdot CD : 2r \approx (AB^2 - CD^2) / AB \cdot CD; \quad r = 1/2AB; \\ \sin \angle F/2 &= (AB^2 - CD^2) / AB \cdot CD = (AB + CD)(AB - CD) / AB \cdot CD; \\ \angle F &= 2 \arcsin [(AB + CD)(AB - CD) / AB \cdot CD]. \end{aligned}$$

Приводим пример расчета флекссионного угла F по биомеханическим параметрам голеностопного сустава по предложенной формуле: при измерении по скиаграмме получаем, что AB (длина блока таранной кости) = 42 мм, CB (расстояние между конечными точками суставной поверхности большеберцовой кости) = 30 мм. Подставляя эти данные в формулу, получаем следующее:

$$\angle F = 2 \arcsin [(AB + CD)(AB - CD) / AB \cdot CD] = 2 \arcsin [(42 + 30)(42 - 30) / 42 \cdot 30] = 2 \arcsin 0.682 = 2 \cdot 43^\circ = 86^\circ. \quad \angle F = 86^\circ.$$

То есть, максимальная амплитуда сгибания - разгибания в голеностопном суставе по данным биомеханических параметров ($AB = 42$ мм, $CD = 30$ мм) должна быть равна 86° .

Выявлена зависимость амплитуды движений в голеностопном суставе от изменения его биомеханических параметров, что отражено в таблице 1.