

УДК 617.586–007.58.001.573

## МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ МАЛОИНВАЗИВНЫХ ОПЕРАТИВНЫХ ВМЕШАТЕЛЬСТВ ПРИ ПЛОСКО-ВАЛЬГУСНОЙ ДЕФОРМАЦИИ СТОПЫ У ДЕТЕЙ

В.В. Лашковский<sup>1</sup>, к.м.н., доцент; С.А. Старовойтов<sup>2</sup>, к.т.н.

<sup>1</sup> - УО «Гродненский государственный медицинский университет»

<sup>2</sup> - УО «Гродненский государственный университет им. Я. Купалы»

*Описана методика математического моделирования работы подтаранного суставного комплекса и изучены варианты возможных хирургических вмешательств на заднем отделе стопы для коррекции плоско-вальгусной деформации у детей. Математически обоснованы оптимальные варианты оперативных методик.*

**Ключевые слова:** плоско-вальгусная стопа, математическое моделирование, хирургическая коррекция.

*A method for mathematical modeling of the function of the subtalar joint complex is described, and variants of possible surgical intervention on the hind foot for the correction of pes plano-valgus in children have been explored. Optimal variants of surgical methods are mathematically grounded.*

**Key words:** pes plano-valgus, mathematical modeling, surgical correction.

### Введение

Математическое моделирование широко применяется в научных исследованиях, однако в медицине признание данного метода получил только в последнее столетие. Под моделированием понимается процесс построения и изучения моделей, которые выступают как инструмент познания. Непосредственное изучение модели дает новую информацию об объекте – оригинале, – и на определенном этапе модель выступает как самостоятельный объект исследования.

Необходимость использования метода моделирования определяется тем, что многие объекты недоступны непосредственному изучению, а в медицине большую группу исследований, связанных с новыми направлениями и неопределёнными предполагаемыми результатами, нельзя проводить, согласно морально-этическим принципам.

В настоящее время в различных разделах медицины используются математические технологии для более точного обоснования методик лечения, прогнозирования и моделирования биологических процессов. Системное моделирование элементов костно-мышечной системы нашло достаточно широкое применение в травматологии и ортопедии [1, 2, 3, 4, 6, 7].

Стопа человека – сложная анатомо-функциональная структура опорно-двигательного аппарата. Являясь дистальным отделом нижней конечности, она выполняет опорную, рессорную, локомоторную и балансирующую функции.

Наиболее значимым в биомеханическом аспекте является задний отдел стопы – предплюсна. В клинко-анатомическом отношении основные суставы предплюсны объединены в подтаранный комплекс, который образован подтаранным суставом и acetabulum pedis с головкой таранной кости. С точки зрения биомеханики, этот суставный комплекс является ключевым функциональным образованием стопы [8]. Дисфункции данного образования ведут к формированию ортопедических заболеваний стопы и, в частности, плоско-вальгусной деформации. Для лечения этой патологии в настоящее время, кроме консервативных способов коррекции, предложено большое количество хирургических методик.

В основе большинства известных операций лежит принцип локального воздействия на основное патогенетическое звено. При этом ис-

пользуется механистический подход, направленный на коррекцию высоты продольного свода стопы, что недостаточно для получения устойчивого положительного результата.

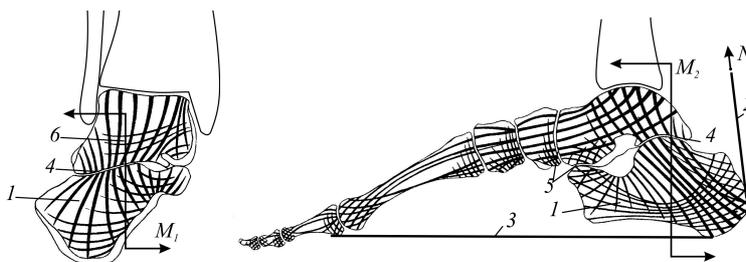
Цель исследования: выполнить математическое моделирование работы заднего отдела стопы, и на основании этого создать варианты хирургической коррекции, направленные на изменение биомеханических параметров подтаранного комплекса при нефиксированной (тип С2D3 и А2В3) плоско-вальгусной деформации стопы у детей.

### Материалы и методы

С позиций математического моделирования нами для коррекции плоско-вальгусной деформации стопы у детей рассмотрено несколько вариантов малоинвазивных оперативных методов лечения.

Теоретическое обоснование рассматриваемых способов хирургической коррекции базируется на изменении биомеханических параметров работы заднего отдела стопы и представлено в виде математической модели элементов заднего отдела, передающих и воспринимающих нагрузки в цикле шага.

Для формирования математической модели примем в качестве неизвестных усилия в области заднего отдела стопы. Пяточная кость 1 (рисунок 1) находится в равновесии в каждый момент времени, поддерживаемая ахилловым сухожилием 2 и связочно-сухожильно-мышечно-апоневротическим комплексом 3 подошвенной поверхности стопы, а также подтаранным 4 и таранно-пяточно-ладьевидным 5 суставами. Указанные суставы и сухожильно-связочные элементы фиксируют положение пяточной кости в пространстве и определяют форму свода



**Рисунок 1 – Распределение силовых линий:** 1 – пяточная кость, 2 – ахиллово сухожилие, 3 – связочно-сухожильно-мышечно-апоневротический комплекс, 4 – подтаранный сустав, 5 – таранно-пяточно-ладьевидный сустав, 6 – таранная кость

стопы. Нагрузка костно-суставных элементов стопы передается вдоль силовых линий, которые в пределах заднего отдела исходят из областей прикрепления ахиллова сухожилия и связочно-сухожильно-мышечно-апоневротического комплекса подошвенной поверхности. Они концентрируются на вершине подтаранного сустава и в переднем отделе пяточной кости [5]. Следовательно, для коррекции положения пяточной кости достаточно изменить направления усилий (моменты в двух плоскостях:  $M_1$  и  $M_2$ ), создаваемых связочно-сухожильно-мышечно-апоневротическим комплексом подошвенной поверхности стопы и ахилловым сухожилием относительно бугра пяточной кости.

Ахиллово сухожилие представляет собой совокупность пучков волокон, работающих на растяжение. Так как их количество велико и распределение по поперечному сечению хаотично, то можно рассматривать только их суммарное воздействие в виде равнодействующей силы  $N$  (рисунок 1), приложенной вдоль центральной оси ахиллова сухожилия. Нагрузки, приводящие к разрушению, отсутствуют, следовательно, деформации волокон и костной ткани не учитываем. Значения внутренних усилий в связочно-сухожильно-мышечно-апоневротическом комплексе подошвенной поверхности стопы определять нет необходимости – они уравниваются усилиями в ахилловом сухожилии. Тогда эффективность коррекции можно оценить по изменению величины и направления момента силы  $N$  относительно бугра пяточной кости. Нами рассмотрены три варианта хирургической коррекции плоско-вальгусной деформации.

1. *Дезинсерция наружной порции ахиллова сухожилия с перемещением и фиксацией ее к интактной части сухожилия.* Теоретически операция может быть выполнена из поперечного доступа длиной 2-3 см по кожной складке несколько выше точки прикрепления tendo Achilli к бугру пяточной кости. Сухожилие выделяется на протяжении 3-4 см, открывается место его прикрепления к пяточной кости и строго в сагиттальной плоскости, продольным вертикальным разрезом 1 (рисунок 2), делится на две равные части. Наружная порция сухожилия 2 отсекается от бугра пяточной кости, прошивается, ротируется внутрь и фиксируется к передней поверхности интактной части сухожилия.

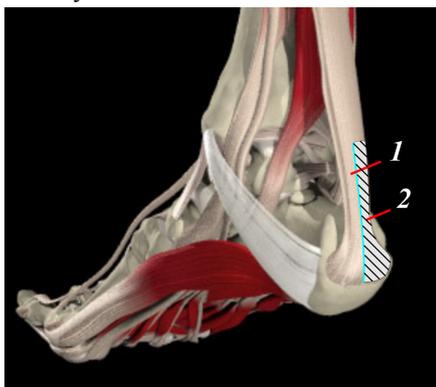


Рисунок 2 – Схема выполнения 1-го варианта операции. 1 – линия рассечения ахиллова сухожилия, 2 – наружная порция ахиллова сухожилия

Работа заднего отдела стопы после этого изменяется: наружная часть ахиллова сухожилия 1 (рисунок 3.1) перемещается 5 в положение 4, тем самым уменьшая его пронаторское воздействие на пяточный бугор за счет смещения равнодействующей усилий  $N$ . Это приводит к возникновению дополнительного супинационного усилия.

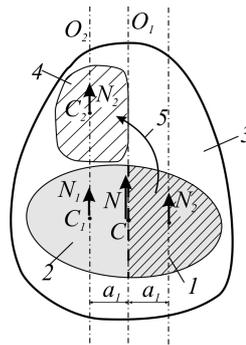


Рисунок 3.1 – Фронтальная плоскость сечения.

- 1, 2 – наружная и внутренняя части прикрепления ахиллова сухожилия к пяточной кости;
- 3 – пяточная кость;
- 4 – положение наружной порции сухожилия после перемещения;
- 5 – направление перемещения сухожилия

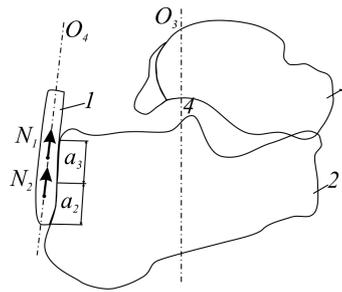


Рисунок 3.2 – Сагиттальная плоскость сечения.

- 1 – ахиллово сухожилие после перемещения;
- 2 – пяточная кость;
- 3 – таранная кость;
- 4 – подтаранный сустав

Введем вспомогательные оси, совпадающие с линией действия внутренних усилий в ахилловом сухожилии до и после перемещения:  $O_1$  – ось, соответствующая сагиттальной плоскости сечения бугра пяточной кости через анатомический центр;  $O_2$  – ось, соответствующая сагиттальной плоскости сечения через центры интактной  $C_1$  и перемещенной  $C_2$  порций сухожилия;  $O_3$  – ось, соответствующая фронтальной плоскости сечения через середину подтаранного сустава;  $O_4$  – ось, образованная центрами тяжести поперечных сечений ахиллова сухожилия.

Разделив область прикрепления ахиллова сухожилия к пяточной кости на две равные по площади части 1 и 2 (при этом  $N_1 = N_2$ ), получим, что во фронтальной плоскости относительно оси  $O_1$  моменты от действия сил  $N_1$  и  $N_2$  уравнивают друг друга (рисунок 3.1):

$$N_1 a_1 - N_2 a_1 = N_1 a_1 - N_1 a_1 = M_1 = 0,$$

где  $N$  – равнодействующая продольных усилий в ахилловом сухожилии до коррекции;  $N_1, N_2$  – равнодействующие продольных усилий в ахилловом сухожилии после коррекции;  $a_1$  – расстояние между осями  $O_1$  и  $O_2$  на уровне  $C$ .

После перемещения половины сухожилия из области 1 в 4 равновесие нарушится, что приведет к возникновению дополнительного момента, ротирующего пяточную кость внутрь и положительно корректирующего свод стопы. Равнодействующая усилий  $N$  направлена вдоль оси  $O_2$ , т. е. перемещается на 1/4 ширины сухожилия. Это можно описать при помощи уравнения равновесия, определив момент относительно точки  $C$ .

$$N_1 a_1 + N_2 a_1 = N_1 a_1 + N_1 a_1 = 2N_1 a_1 = M_1 \neq 0,$$

Принимая ширину места прикрепления ахиллова сухожилия к пяточному бугру, равную 20 мм, и его деление на две равные части, получим:

$$a_1 = a_2 = 20 / 4 = 5 \text{ мм}; \quad M_1 = 2N_1 a_1 = 2N_1 \cdot 5 = 10N_1.$$

В сагиттальной плоскости направления сил и расстояния до центра вращения подтаранного сустава 4 не изменяются, следовательно, в этой плоскости коррекция

не происходит, т. е.  $M_2 = 0$ . Величина сгибания переднего отдела пяточной кости не изменяется. Таким образом, выполнение 1-го типа операции приводит к возникновению только супинационного момента, равного  $10N_1$ .

2. Ротационная реинсерция 1/2 наружной порции ахиллова сухожилия на медиальную поверхность верхнего края пяточной кости (Способ оперативного лечения нефиксированной плоско-вальгусной деформации стопы у детей при неукороченном ахилловом сухожилии. Заявка на изобретение № а20091107, заявл. 21.07.2009). Операция выполняется из поперечного доступа, аналогично 1-му варианту. После дезинсерции наружной порции сухожилия и прошивания последней внутривольным швом, на медиальной поверхности пяточной кости формируется костный паз (рисунок 4). Выполняется ротация 1/2 части tendo Achilli вовнутрь, она вшивается в костный паз. Ось  $O_5$  проходит через перемещенную часть сухожилия.

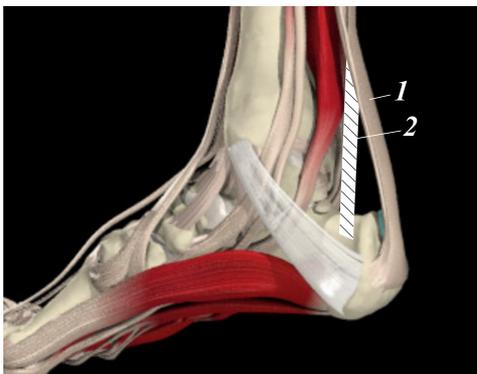


Рисунок 4 - Схема выполнения 2-го варианта операции.  
1 – ахиллово сухожилие, 2 – перемещенная наружная порция ахиллова сухожилия

В результате этой работа заднего отдела стопы изменяется в двух плоскостях: фронтальной и сагитальной.

Фронтальная плоскость. Равнодействующая  $N_2$  в области 1 создает пронационный момент относительно точки  $C$ . Наружная часть ахиллова сухожилия 1 (рисунок 5.1), перемещается на внутренний край пяточной кости, вследствие чего момент от  $N_2$  изменяет свое действие на супинационное. Оставшаяся часть 2 ахиллова сухожилия создает супинационный эффект (момент силы  $N_1$  направлен по часовой стрелке относительно точки  $C$ ), который в дооперационном состоянии нивелировался пронационным эффектом перемещаемой части 1 (момент силы  $N_2$  направлен против часовой стрелки относительно точки  $C$ ). Равнодействующая усилий  $N$ , располагавшаяся в точке  $C$ , смещается на 1/2 ширины ахиллова

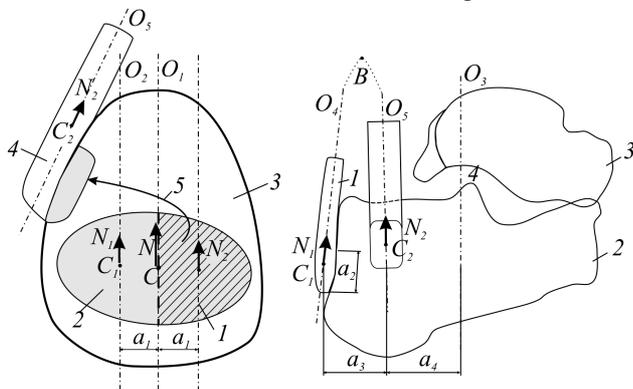


Рисунок 5.1 – Фронтальная плоскость сечения  
Рисунок 5.2 – Сагитальная плоскость сечения

сухожилия (с учетом расположения костного паза), вызывая дополнительное супинационное усилие. Как и в первом случае, равновесие нарушится, что приведет к возникновению момента, ротирующего пяточную кость внутрь, и усилия, приподнимающего передний отдел пяточной кости.

Верхняя часть сухожилия остается неподвижной в точке  $B$ , так как продольное рассечение выполняется на протяжении 5-7 см. Равнодействующая усилий  $N_2$  направлена вдоль оси  $O_5$ , которая наклоняется относительно  $O_2$ . Угол наклона определяется длиной рассеченной части сухожилия (для численной оценки принимаем 7 см), расстоянием его перемещения (принимается 1 см, при ширине сухожилия в области прикрепления к пяточной кости 2 см):  $\arctg(1 \text{ см} / 7 \text{ см}) \approx 8,1^\circ$ .

Уравнение равновесия (с учетом) относительно точки  $C$  принимает вид:

$$N_1 a_1 + N_2 2a_1 / \cos(8,1^\circ) = N_1 a_1 + N_1 2a_1 / \cos(8,1^\circ) = N_1 (a_1 + 2a_1 / \cos(8,1^\circ)) \neq 0$$

Так  $a_1 = a_2 = 20 / 4 = 5$  мм, то

$$N_1 (a_1 + 2a_1 / \cos(8,1^\circ)) = N_1 (5 + 2 \cdot 5 / \cos(8,1^\circ)) = 15,1 N_1$$

Таким образом, супинационный момент увеличился в 1,5 раза по сравнению с первым вариантом операции.

Сагитальная плоскость. Усилия  $N_1$  и  $N_2$  в дооперационном положении создают пронизирующий эффект, так как стремятся прижать передний отдел пяточной кости к опорной поверхности (рисунок 5.2). Наружная часть ахиллова сухожилия 1 перемещается кпереди на верхне-внутренний край пяточной кости на расстояние  $a_3$  и ее новое положение определяет ось  $O_5$ . Корректирующее усилие в сагитальной плоскости складывается из двух составляющих: равнодействующей  $N_1$  оставшейся части и равнодействующей  $N_2$  перемещенной. Действие  $N_1$  остается неизменным до и после коррекции. Момент усилия  $N_2$  относительно точки 4 уменьшается пропорционально расстоянию  $(a_3 + a_4)$ , так как значения сил  $N_1$  и  $N_2$  не изменяются. Это приводит к уменьшению величины сгибания переднего отдела пяточной кости.

Для численной оценки корректирующего эффекта в сагитальной плоскости принимаем:  $(a_3 + a_4) = 3,5$  см; величину перемещения  $a_3 = 1,5$  см; длину рассеченной части 7 см, ее горизонтальную проекцию – 1 см; тогда угол наклона  $O_4$  к вертикальной оси  $O_3$  равен  $\arctg(1/7) \approx 8,1^\circ$ . Так как сухожилие разделяется на две равные части, то  $N_1 = N_2$ , и момент в дооперационном состоянии:

$$M_D = N_1 (a_3 + a_4) / \cos(8,1^\circ) + N_2 (a_3 + a_4) / \cos(8,1^\circ) = 2 N_1 (a_3 + a_4) / \cos(8,1^\circ) = 2 \cdot N_1 \cdot 3,5 / \cos(8,1^\circ) = 7,07 N_1$$

После коррекции:

$$M_K = N_1 (a_3 + a_4) / \cos(8,1^\circ) + N_2 a_4 / \cos(8,1^\circ) = N_1 (a_3 + a_4) / \cos(8,1^\circ) + N_1 a_4 / \cos(8,1^\circ) = N_1 \cdot 3,5 / \cos(8,1^\circ) + N_1 \cdot 2 / \cos(8,1^\circ) = 5,55 N_1$$

Изменение момента в этом случае:

$$M_D - M_K = 7,07 N_1 - 5,55 N_1 = 1,52 N_1$$

или

$$\frac{M_D - M_K}{M_D} \cdot 100\% = \frac{7,07 - 5,55}{7,07} \cdot 100\% = 27\%$$

Таким образом, коррекция в сагиттальной плоскости составила 27% за счет уменьшения усилия сгибания переднего отдела пяточной кости. Действие  $N_2$ , помимо создания супинационного усилия, приводит к увеличению высоты внутренней части свода стопы при сокращении икроножной мышцы за счет дополнительной поддержки верхне-внутренней части пяточной кости и перемещении ее кверху.

3. *Медиализирующая малоинвазивная тенотомия 1/2 наружной порции ахиллова сухожилия и 1/2 наружной части т. gastrocnemius.* (Способ оперативно-го лечения плоско-вальгусной деформации стопы у детей с укороченным ахилловым сухожилием. Заявка на изобретение № а20091111, заявл. 21.07.2009). По задней поверхности стопы в проекции tendo Achilli, непосредственно над местом прикрепления последнего к бугру пяточной кости, строго в сагиттальной плоскости выполняется прокол кожи скальпелем серповидной формы. Лезвие скальпеля поворачивается на 90° (перпендикулярно по отношению к продольной оси данного сухожилия) и наружная 1/2 часть ахиллова сухожилия пересекается непосредственно у места прикрепления к пяточной кости 1 (рисунок 6), медиальная часть сухожилия остаётся интактной.

Аналогичная манипуляция выполняется по наружной части данного сухожилия через прокол кожи на 4-5 см выше 2. С учётом расположения п. cutaneus surae lateralis проводится поперечная корригирующая тенотомия сухожильного растяжения т. gastrocnemius путём выполнения продольного разреза кожи и подкожной клетчатки длиной 1,5-2 см. по наружной поверхности голени в проекции латерального края сухожильной части данной мышцы. Выделяется сухожильное растяжение т. gastrocnemius, отслаивается от подлежащей т. soleus и поперечно пересекается наружная его 1/2 часть, после чего края последнего расходятся на 1,5-2,0 см.

При сокращении икроножной мышцы наружная часть ахиллова сухожилия не передает нагрузку от пяточной кости. Внутренняя его часть полностью воспринимает усилие  $N$ , возникающее при нагрузке. Для сравнения эффективности вариантов операций будем считать, что усилие во внутренней части не изменяет своего значения, т. е.  $N = N_1$ . Тогда уравнение равновесия до коррекции совпадает с уравнением для первого варианта операции во фронтальной плоскости (рисунок 7):

$$N_1 a_1 - N_2 a_1 = N_1 a_1 - N_1 a_1 = M_1 = 0$$

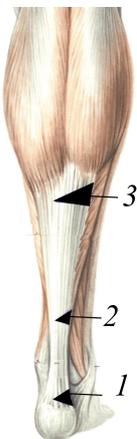


Рисунок 6 – Медиализирующая малоинвазивная тенотомия. 1, 2, 3 – места рассечения

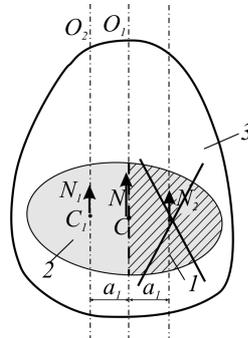


Рисунок 7 – Фронтальная плоскость сечения пяточной кости. 1, 2 – наружная и внутренняя части прикрепления ахиллова сухожилия; 3 – пяточная кость

После исключения из работы половины сухожилия в области 1 равновесие нарушится, что приведет к возникновению дополнительного момента, ротирующего пяточную кость внутрь. Пересеченная часть сухожилия удлинится, это уменьшает как величину сгибания переднего отдела пяточной кости, так и пронацию. Равнодействующая усилий  $N$  переместится к оси  $O_2$  (на 1/4 ширины сухожилия). Принимая  $a_1 = a_2 = 20/4 = 5$  мм и учитывая  $N_2 = 0$ , получим уравнение равновесия:

$$N_1 a_1 + N_2 a_1 = N_1 a_1 + 0 \cdot a_1 = N_1 a_1$$

Так как сила  $N_1$  увеличивается в два раза, то результирующий момент:

$$M_1 = 2N_1 a_1 = 2N_1 \cdot 5 = 10N_1$$

Таким образом, коррекция во фронтальной плоскости аналогична первому варианту операции.

В сагиттальной плоскости ввиду увеличения длины наружной порции сухожильно-апоневротического растяжения происходит уменьшение сгибания переднего отдела пяточной кости, что не наблюдается в первом варианте.

### Результаты и обсуждение

Для оценки эффективности каждого типа операции составлена таблица изменения величины корригирующего момента относительно подтаранного сустава во фронтальной и сагиттальной плоскостях. Численное значение усилия не определяем, считая его равным  $N_1$ .

Таким образом, наиболее выраженное корригирующее воздействие на уровне подтаранного сустава возникает при выполнении операции второго типа, так как при этом отмечается положительный эффект в двух плоскостях – фронтальной и сагиттальной. Третий тип операции имеет преимущества перед первым: более простое техническое выполнение, не требуется длительная иммобилизация в послеоперационном периоде, а также отмечается дополнительное уменьшение сгибания переднего отдела пяточной кости. Таким образом, при помощи предложенной математической модели возможна численная оценка эффективности различных способов коррекции плоско-вальгусной деформации стопы за счет коррекции на уровне подтаранного комплекса. Мерой численного сравнения является изменение величины корригирующего момента (таблица 1).

Таблица 1 – Изменение величины корригирующего момента

Типы операций	Фронтальная плоскость, $\Delta N_1$ , мм	Сагиттальная плоскость, $\Delta N_1$ , мм
1-й тип	10	0
2-й тип	15,1	1,52
3-й тип	10	0*

\* – дополнительно достигается уменьшение сгибания переднего отдела пяточной кости.

Данные виды оперативных вмешательств (вариант 2 и 3) могут быть рекомендованы для выполнения детям в возрасте от 5 до 10 лет при нефиксированной форме плоско-вальгусной деформации стопы С2, D3 и А2, В3 степени тяжести и отсутствии эффекта от комплексного консервативного лечения на протяжении не менее одного года. В указанном возрасте за счёт изменения биомеханических параметров функционирования заднего отдела стопы происходит постепенная коррекция патологических анатомических отклонений.

**Выводы:**

1. Ротационная реинсерция ахиллова сухожилия при плоско-вальгусной деформации стопы является наиболее оптимальной, так как суммарная величина корригирующего момента составляет  $(15,1+1,52)\Delta N_1 = 16,62\Delta N_1$ , что значительно превышает корригирующие параметры первого и третьего типов операции, корригирующий момент которых равен  $10\Delta N_1$ .

2. При плоско-вальгусной деформации стопы типа С2D3 и А2В3, сочетающейся с укорочением ахиллова сухожилия, предпочтителен третий вариант операции, при котором суммарная величина корригирующего момента во фронтальной плоскости ( $10\Delta N_1$ ) сочетается с уменьшением сгибания переднего отдела пяточной кости.

3. Наименьшей коррекцией обладает первый тип операции, который в то же время является технически более сложным, поэтому мы не можем его рекомендовать для практического применения.

**Литература**

1. Применение математического компьютерного моделирования при разработке и прогнозировании биомеханического поведения эндопротезов тазобедренного сустава / А.А. Ильин [и др.] // Вест. травматол. ортопед. им. Н.Н. Приорова. – 2009. – № 3. – С. 7-13.

2. Прокопчук, Ю.А. Системное моделирование и конструирование средств реабилитации опорно-двигательного аппарата человека/ Ю.А. Прокопчук, А.П. Алпатов, П.А. Белоножко // Математическое моделирование и биомеханика в современном уни-

верситете: труды междунар. школы – семинара, пос. Абрау – Дюрсо, 23 – 27 мая 2005г./ Гл. ред. А.В. Ватуляян. – Ростов-на-Дону: НПК «Гефест» ООО «Кописервис», 2005. – С. 37-39.

3. Сикилинда, В.Д. Моделирование в задачах травматологии и ортопедии / В.Д. Сикилинда, В.А. Еремеев, А.В. Наседкин // Математическое моделирование и биомеханика в современном университете: труды междунар. школы – семинара, пос. Абрау – Дюрсо, 23 – 27 мая 2005г./ Гл. ред. А.В. Ватуляян. – Ростов-на-Дону: НПК «Гефест» ООО «Кописервис», 2005. – С. 43-48.

4. Шевц, Р.Л. Ортопедия неопорных стоп: проблемы механики, моделирования, компьютеризации / Р.Л. Шевц // Математическое моделирование и биомеханика в современном университете: труды междунар. школы – семинара, пос. Абрау – Дюрсо, 23 – 27 мая 2005г./ Гл. ред. А.В. Ватуляян. – Ростов-на-Дону: НПК «Гефест» ООО «Кописервис», 2005. – С. 51-53.

5. Bertolini, R. Atlas der anatomie des menschen. Band 1: Arm und Bein / R. Bertolini, G. Leutert. – VEB Georg Thieme Leipzig, 1978. – S. 186-187.

6. Liggins, A.B. Foot and ankle measures using instrumented gait analysis: modeling challenges and practical adaptations / A.B. Liggins // Биомеханика стопы человека: междунар. науч.-практ. конф., Гродно, 18–19 июня 2008 г. / ГНУ НИЦПР НАНБ; редкол.: А.И. Свиридёнко (отв. ред.) [и др.]. – Гродно: ГрГУ, 2008. – С. 24-27.

7. Pauk, J. Gait assessment in diplegia patients using mathematical modeling / J. Pauk // Journal of Vibroengineering. – July / September 2007, Vol. 9. Issue 3. – P. 53-56.

8. Sarrafian, S.K. Biomechanics of the subtalar joint complex / S.K. Sarrafian // Clinical Orthopaedics and Related Research. – 1993. – № 290. – P. 17-26.

*Поступила 15.03.10*