

ПОДДЕРЖКА ПРИНЯТИЯ РЕШЕНИЙ В ХИРУРГИИ ПЕРЕДНЕГО ОТДЕЛА СТОПЫ

ПОДДЕРЖКА ПРИНЯТИЯ РЕШЕНИЙ В ХИРУРГИИ ПЕРЕДНЕГО ОТДЕЛА СТОПЫ



Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение
высшего образования
«Саратовский государственный медицинский университет
имени В.И. Разумовского»
Министерства здравоохранения Российской Федерации

ПОДДЕРЖКА ПРИНЯТИЯ РЕШЕНИЙ В ХИРУРГИИ ПЕРЕДНЕГО ОТДЕЛА СТОПЫ

Под общей редакцией В.В. Островского, В.Ю. Ульянова

*Издательский центр Саратовского государственного медицинского
университета им. В.И. Разумовского
2021*

УДК 617.586-089

ББК 54.57

П44

Авторы:

И.А. Норкин, С.И. Киреев, А.А. Голядкина, А.В. Полиенко,
В.С. Киреев, А.Г. Курманов

Поддержка принятия решений в хирургии переднего отдела стопы: [монография] / И. А. Норкин, С. И. Киреев, А. А. Голядкина [и др.] ; под общ. ред. В. В. Островского, В. Ю. Ульянова ; Саратовский государственный медицинский университет имени В. И. Разумовского. – Саратов : Изд. центр Сарат. гос. мед. ун-та, 2021. – 100 с.

ISBN 978-5-7213-0754-6

В монографии представлены современные алгоритмы оценки и выбора методов хирургической коррекции статических деформаций переднего отдела стопы, использующиеся в качестве поддержки принятия врачебных решений, а также описана методика биомеханического конечно-элементного моделирования условий коррекции первого луча стопы. Проведена сравнительная оценка параметров напряженно-деформированного состояния системы «кость – фиксаторы» при выполнении наиболее распространенных остеотомий первой плюсневой кости. Созданные биомеханические модели могут быть использованы для разработки новых способов остеотомии первой плюсневой кости и винтов, предназначенных для фиксации костных фрагментов.

Предназначена для травматологов-ортопедов, специализирующихся в области хирургии стопы, биомехаников, студентов, ординаторов, аспирантов медицинских и технических вузов.

УДК 617.586-089

ББК 54.57

Рецензенты:

Л.Ю. Коссович, доктор физико-математических наук, профессор;

В.Г. Процко, доктор медицинских наук, доцент

Одобрено к изданию редакционно-издательским советом СГМУ

© Саратовский государственный
медицинский университет
им. В. И. Разумовского, 2021

ISBN 978-5-7213-0754-6

© Авторы, 2021

ОГЛАВЛЕНИЕ

СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ И УСЛОВНЫХ ОБОЗНАЧЕНИЙ	5
ВВЕДЕНИЕ	6
ГЛАВА 1. ХИРУРГИЧЕСКАЯ КОРРЕКЦИЯ ДЕФОРМАЦИИ ПЕРЕДНЕГО ОТДЕЛА СТОПЫ	9
1.1. Оценка деформации первого луча стопы	9
1.2. Актуальные подходы к хирургической коррекции первого луча стопы	12
1.3. Остеотомии первой плюсневой кости как базисная техника хирургической коррекции первого луча стопы.....	14
1.4. Моделирование остеотомий первой плюсневой кости	22
1.5. Оценка деформации малых лучей стопы	26
1.6. Моделирование остеотомий первой плюсневой кости в хирургической коррекции первого луча стопы.....	27
ГЛАВА 2. БИОМЕХАНИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ОСТЕОТОМИЙ ПЕРВОЙ ПЛЮСНЕВОЙ КОСТИ.....	32
2.1. Методика биомеханического моделирования остеотомий первой плюсневой кости	32
2.2. Анализ биомеханических параметров остеотомии первой плюсневой кости при коррекции легкой степени деформации первого луча стопы	40
2.3. Анализ биомеханических параметров остеотомии первой плюсневой кости при коррекции выраженной степени деформации первого луча стопы.....	44

2.4. Анализ биомеханических параметров остеотомии первой плюсневой кости при коррекции тяжелой степени деформации первого луча стопы	49
--	----

ГЛАВА 3. ХИРУРГИЧЕСКАЯ КОРРЕКЦИЯ ДЕФОРМАЦИИ ПЕРВОГО ЛУЧА СТОПЫ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ БИОМЕХАНИЧЕСКОГО МОДЕЛИРОВАНИЯ ОСТЕОТОМИЙ ПЕРВОЙ ПЛЮСНЕВОЙ КОСТИ.....	54
3.1. Собственный алгоритм хирургической коррекции деформации первого луча стопы.....	54
3.2. Оценка ближайших и отдаленных результатов хирургической коррекции деформации первого луча стопы.....	67
ЗАКЛЮЧЕНИЕ	75

СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ И УСЛОВНЫХ ОБОЗНАЧЕНИЙ

- ВАШ – визуально-аналоговая шкала
ДМФС – дистальный межфаланговый сустав
КТ – компьютерная томография
МЛС – малые лучи стопы
МРТ – магнитно-резонансная томография
ПОС – передний отдел стопы
ПФС – плюснефаланговый сустав
1ЛС – первый луч стопы
1ПК – первая плюсневая кость
1ПКС – первый плюснеклиновидный сустав
1ПС – первый палец стопы
1ПФС – первый плюснефаланговый сустав
ТМТ – тарзometатарзальный сустав
 \angle М1М2 – первый межплюсневый угол
 \angle М1Р1 – угол отклонения первого пальца
 \angle РАSA – угол наклона проксимальной суставной поверхности

ВВЕДЕНИЕ

Статические деформации переднего отдела стопы (ПОС) являются распространенной ортопедической патологией, сопровождающейся болевым синдромом, проблемами с подбором обуви, косметическим дефектом, возникновением временной нетрудоспособности, а также снижением двигательной и социальной активности [1–5]. По данным различных авторов, частота встречаемости данной нозологии достигает 23% в молодом и среднем возрасте (18–65 лет), чему способствует увеличение доли городского населения, повседневная активность которого связана со стремлением носить модную обувь, оказывающую негативное влияние на возникновение патологии стопы. В старшей возрастной группе (старше 65 лет) этот показатель увеличивается до 37,5% [1; 4; 5]. Общеизвестным является факт преобладания деформации первого луча стопы (1ЛС) у женщин по сравнению с мужчинами. Согласно данным различных исследователей, гендерное соотношение составляет от 2 : 1 до 15 : 1 [1; 2; 4; 5]. Актуальность лечения статических деформаций стопы обусловлена их распространенностью, а также негативным влиянием на качество жизни пациентов, походку, балансовую устойчивость и риск падений [4].

В возникновении и прогрессировании статической деформации ПОС значительную роль играют биомеханические условия распределения нагрузки при ходьбе, которые характеризуются значительным по времени и силе воздействием на подошвенную поверхность головки первой плюсневой кости (1ПК) [6–8]. Нарушение механизмов статической и динамической стабилизации приводит к деформации 1ЛС за счет изменения нормального анатомического положения 1ПК, которая отклоняется в медиальном направлении с последующим угловым смещением первого плюсневой сустава (1ПС) кнаружи [5; 9; 10].

Приоритетность и эффективность хирургической коррекции ЛЛС подтверждается мнением преобладающего большинства профильных специалистов, основанным на результатах многочисленных исследований [11–13]. В актуальных алгоритмах предоперационного планирования отсутствует консенсус относительно индивидуальных критериев выбора необходимых техник и тактики хирургической коррекции ЛЛС [5; 9; 10; 14]. Преимущественно двухсторонний характер деформации ПОС (у 76–84% пациентов) является аргументом для одномоментной операции на обеих стопах [15–17], однако противники такой хирургической тактики ссылаются на повышенный риск осложнений [18]. Сроки и интенсивность активизации пациентов после хирургической коррекции ЛЛС также остаются предметом дискуссии.

Реконструкции ППК отводится первостепенная роль в рамках реализации актуальных алгоритмов хирургии ПОС [19]. Шевронная и scarf-osteотомии являются наиболее популярными в клинической практике техниками этой реконструкции [20]. Перспективные направления совершенствования алгоритмов предоперационного планирования должны быть основаны на индивидуальном подходе к выбору остеотомий. Одним из критериев такого подхода, требующим дополнительного изучения, является влияние этой операции на мобильность ППК [21; 22]. Другим аспектом реализации этой стратегии может послужить разработка и внедрение методов количественной оценки остеотомий.

Моделирование остеотомии ППК является обоснованным и актуальным методом, позволяющим повысить эффективность предоперационного планирования и выбора способа хирургической коррекции ЛЛС [23]. Наибольшей простотой и частотой использования в клинической практике отличается геометрическое моделирование, которое тем не менее не позволяет решить вопрос выбора допустимой нагрузки на стопу в раннем послеоперационном периоде с учетом индивидуальных особенностей пациента [24]. Биомеханическое экспериментальное моделирование на кадаверном материале и полимерных муляжах имеет ряд существенных ограничений, исключающих возможность применения этого метода в рамках индивидуального подхода к предоперационному планированию [25]. Таким требованиям отвечает метод конечно-элементного моделирования, все шире применяющийся в современных системах поддержки принятия врачебных решений [26]. Создание

такой системы является актуальной задачей современной хирургии стопы, отвечающей требованиям доказательной медицины.

Деформация малых лучей характеризуется высокой частотой встречаемости у пациентов с патологией ПОС. В основе ее возникновения лежит патологическое перераспределение нагрузки вследствие анатомо-функциональных нарушений 1ЛС, а также индивидуальных анатомических отклонений от нормального соотношения длины плюсневых костей. На основе анализа значительного количества исследований были сформированы актуальные алгоритмы выбора методов хирургической коррекции малых лучей стопы (МЛС). Эти алгоритмы признаны эффективным средством поддержки принятия врачебных решений в хирургии ПОС.

ГЛАВА 1. ХИРУРГИЧЕСКАЯ КОРРЕКЦИЯ ДЕФОРМАЦИИ ПЕРЕДНЕГО ОТДЕЛА СТОПЫ

1.1. Оценка деформации первого луча стопы

В актуальные алгоритмы и шкалы оценки 1ЛС включены в различных сочетаниях пять рентгенометрических показателей: первый межплюсневый угол ($\angle M1M2$), угол отклонения первого пальца ($\angle M1P1$), угол наклона проксимальной суставной поверхности (PASA), угол между осями фаланг первого пальца, угол деклинации 1ПК [2; 5; 27–31]. В зарубежных руководствах выделяют легкую, выраженную и тяжелую степени деформации [5; 32]. В основу наиболее простой рентгенометрической классификации степеней деформации 1ЛС положена величина первого межплюсневового угла (1МПУ) [32]. Считается, что нормальное значение 1МПУ не превышает 9° . Наибольшее распространение в клинической практике получила классификация, учитывающая также величину угла вальгусного отклонения 1ПС, нормальное значение которого не превышает 15° [1; 32–34]. Следует отметить, что в настоящее время отсутствует полный консенсус по поводу рентгенологических параметров и их значений, используемых для определения степени деформации 1ЛС. А.А. Карданов предлагает использовать в клинической практике классификацию, включающую 1-ю, 2-ю и 3-ю степени деформации 1ЛС [9; 35; 36]. В качестве критериев оценки в данной классификации используются: количественные значения 1МПУ и угла отклонения 1ПС, а также качественные рентгенологические характеристики угла наклона суставной поверхности головки 1ПК, подвывиха в первого плюсне-фалангового сустава (1ПФС) и межфаланговой деформации

ции ИПС. Для удобства сравнительного анализа актуальных подходов к оценке деформации 1ЛС авторские критерии представлены в табл. 1. Особенностью представленных в таблице 2 классификаций является их диагностическая направленность, не имеющая функции алгоритма предоперационного планирования хирургической коррекции 1ЛС.

Таблица 1

Классификационные критерии деформации 1ЛС

Критерий	Автор	Степень деформации		
	M.J. Coughlin A.H. Robinson A.A. Карданов	легкая	выраженная	тяжелая
		1-я	2-я	3-я
∠M1M2	M.J. Coughlin	< 13°	> 13°	> 20°
	A.H. Robinson	< 14°	> 14–20° <	> 20°
	A.A. Карданов	< 12°	< 18°	> 18°
∠M1P1	M.J. Coughlin	< 30°	< 40°	> 40°
	A.A. Карданов	< 25°	> 25°	> 35°
Нестабильность ТМТ	M.J. Coughlin	да / нет		
	A.H. Robinson	да / нет		
Конгруэнтность	M.J. Coughlin	да / нет		
	A.H. Robinson	да / нет		
	A.A. Карданов	да	да / нет	нет
∠PASA	A.A. Карданов	нормальный или негативный		негативный
Деформация первого пальца	A.A. Карданов	да / нет		

Отдельного внимания заслуживает трехплоскостная классификация, основанная преимущественно на оценке пронации ИПК и смещения сесамовидных костей относительно головки ИПК, а также дегенеративных изменений в суставах [1; 2; 5; 37–48]. В ней выделяются четыре типа деформации 1ЛС. Авторы принимают во внимание увеличение ∠M1M2 и ∠M1P1 относительно нормы без конкретных количественных значений, за исключением 3-го типа деформации, соответствующего увеличению ∠M1M2 > 20°. В данной классификации предусмотрены предпочтительные техники хирургической коррекции 1ЛС, соответствующие определенному типу деформации. По мнению исследовате-

лей, данная классификация нуждается в подтверждении своей клинической значимости в рамках дальнейших исследований.

В многочисленных исследованиях и руководствах по хирургии стопы обращается внимание на отсутствие строго соответствия степени деформации ЛС и клинических проявлений, отражающих выраженность функциональных нарушений, обусловленных этой патологией [2; 5; 9; 10; 36; 49; 50]. В связи с этим были предложены специальные шкалы комплексной клинико-рентгенологической оценки, позволяющие проводить количественное сравнение состояния ЛС в рамках научно-практических исследований [2; 27–31]. В течение длительного периода времени наибольшей популярностью в исследованиях, посвященных обсуждаемой проблеме, пользовались шкалы Американского общества ортопедов стопы и голеностопного сустава (American College of Foot and Ankle Surgeons Scoring Scale) и критериев Groulier [6; 9–11; 36; 49–58], однако за последние 10 лет эти шкалы применялись редко, преимущественно российскими авторами. Причиной отказа от их использования явились невысокие уровни валидности и специфичности, не позволяющие рассчитывать на получение статистически значимой количественной оценки [27; 29; 31]. В настоящее время отсутствует консенсус относительно наиболее приемлемой для научно-практических целей системы интегральной количественной оценки состояния ЛС. В то же время, продолжается разработка и внедрение новых шкал, обеспечивающих необходимый уровень достоверности и сопоставимости результатов. С учетом практичности, предполагающей отсутствие необоснованно большого количества учитываемых показателей, заслуживает внимания American College of Foot and Ankle Surgeons Scoring Scale [28]. Первый модуль этой шкалы разработан специально для оценки ЛС. В российском сегменте публикаций, посвященных обсуждаемой теме, данная шкала пока не нашла применения.

Таким образом, актуальным вопросом современной ортопедии является дальнейшее усовершенствование подходов к комплексной интегральной количественной оценке состояния ЛС. Внедрение в клиническую и научную практику новых шкал, отвечающих критериям достоверности и комплаентности, является обоснованным подходом к решению данного вопроса.

1.2. Актуальные подходы к хирургической коррекции первого луча стопы

Приоритетность хирургических методов лечения статической деформации 1ЛС в настоящее время бесспорно подтверждается данными о ежегодном увеличении количества выполняемых операций и специалистов в области хирургии стопы в различных странах, включая Россию [2; 5; 11–14; 19; 32; 47; 59–66]. Возрастающий интерес к обсуждаемому разделу современной ортопедии выражается в увеличении количества ежегодно проводимых специализированных научно-практических мероприятий, публикаций, диссертационных исследований. Среди объективных причин указанных тенденций большинство авторов отмечают увеличение доли городского населения, повседневная активность которого связана со стремлением носить модную обувь, оказывающую негативное влияние на возникновение патологии стопы. Именно поэтому разработанные еще в начале XX века методики и принципы хирургической коррекции статической деформации стопы стали широко использоваться и усовершенствоваться в течение последних 50 лет. Разработка и внедрение в практику специального инструментария, силового оборудования и фиксаторов способствовали усовершенствованию предложенных ранее оперативных техник и появлению принципиально нового подхода – малоинвазивной чрескожной хирургии стопы [49; 67–83]. Общее количество известных операций, предложенных с целью исправления деформации 1ЛС, превышает 150. Такое многообразие отражает значительную индивидуальную вариабельность обсуждаемой патологии и методов ее лечения.

Актуальные алгоритмы предоперационного планирования включают в себя различные комбинации критериев выбора и методик хирургической коррекции 1ЛС, которые условно принято делить на три группы: операции, выполняемые на мягких тканях, суставах и костях [2; 5; 12; 14; 30; 32; 38; 47; 60–62; 64–66; 84].

Предложено более 10 способов операций на мягких тканях, направленных на коррекцию 1ЛС [2; 5; 9; 10; 32; 85]. Среди них далеко не все используются в современной клинической практике. В большинстве случаев они применяются не самостоятельно, а в комбинации с остеотомиями [50; 52; 86–90]. Наиболее популярной является методика, предложенная E.D. McBride в 1928 г., и усовершенствованная множеством авторов. Как единственный способ хирургического лечения она приемлема лишь у пациентов с умеренной степенью деформации и сохраненной эластичностью ПОС [9; 10; 36], но даже в таких случаях имеется значительный риск рецидива вальгусной и возникновения вальгусной деформации 1ПК [9; 10; 36; 91–93]. В то же время имеются доказательства целесообразности и эффективности операции McBride в комбинации с остеотомиями 1ПК при ее гипермобильности [50; 52; 83; 86; 89; 90; 94]. Выполнение латерального релиза и капсулотомии достаточно часто рекомендуется сочетать с корригирующими остеотомиями. Ряд авторов считает целесообразным выполнение различных вариантов пластики медиальной порции капсулы 1ПФС [2; 5; 9; 10; 32; 85].

К актуальным операциям, выполняемым на суставах, относятся артродез, эндопротезирование и резекционная артропластика [2; 5; 11–14; 19; 32; 47; 57; 60–62; 65; 66]. Сторонники применения артродеза медиального плюсне-клиновидного сустава по методике Lapidus procedure ссылаются на ее эффективность при тяжелой степени деформации в сочетании с гипермобильностью 1ПК и суставной нестабильностью [32; 42; 48; 95–98]. Выраженный артроз этого сустава, сопровождающийся болевым синдромом, также служит показанием к выбору указанной хирургической техники. В то же время, по данным различных исследователей необходимость выполнения артродеза по Lapidus возникает не более чем у 5% пациентов с вальгусной деформацией 1ЛС [12; 13; 96]. Аналогичная частота применения относится к эндопротезированию 1ПФС, выраженный артроз которого возникает в случае длительного существования тяжелой статической деформации 1ЛС [2; 14; 62]. Резекционная артропластика по методике Keller procedure до настоящего времени используется в клинической практике [32; 53; 99–102]. Однако, ввиду выраженных функциональных нарушений, возникающих после коррекции деформации, эту технику рекомендуется применять лишь у престарелых пациентов с низким уровнем двигательной активности [32; 53].

1.3. Остеотомии первой плюсневой кости как базисная техника хирургической коррекции первого луча стопы

Отдельного внимания заслуживает остеотомия как операция выбора для устранения статической деформации 1ЛС [19; 32; 66; 103–107]. Коррекция формы основной фаланги 1ПС при помощи Akin procedure может применяться изолированно в случае умеренной степени деформации [32; 108]. Малоинвазивная чрескожная методика выполнения этой процедуры позволяет достигнуть отличных результатов [49; 67; 69; 77; 109]. В большинстве случаев Akin procedure является дополнением к остеотомии 1ПК [32; 49; 67; 69; 77; 108; 109].

подавляющее большинство исследований, посвященных хирургической коррекции 1ЛС, связано с разработкой и оценкой эффективности различных способов остеотомии 1ПК [19; 32; 66; 103–107]. Существует консенсус специалистов относительно условий, которым должна соответствовать эталонная техника данной операции: техническая простота исполнения и воспроизведения, стабильность фрагментов, отсутствие избыточного укорочения, разносторонность, безопасность для кровоснабжения, надежность достигнутой коррекции [5; 9; 10; 19]. Известно более 40 способов остеотомии 1ПК. Условно их принято делить на три группы: дистальные, диафизарные и проксимальные.

Основными аргументами в пользу дистальных остеотомий служат малая травматичность операции и короткий реабилитационный период [75; 110–117]. Сторонники проксимальных остеотомий указывают на их преимущество в коррекции тяжелой деформации [18; 88; 118–126]. Причиной значительного увеличения популярности в последние 20–30 лет диафизарных остеотомий является универсальность, максимально соответствующая большинству эталонных критериев [8; 17; 105; 127–136].

Наиболее широко в литературе освещены дистальные остеотомии: Wilson procedure, Mitchell procedure и шевронная остеотомия. Доказа-

на их эффективность в устранении легкой и умеренной степени деформации, когда величина 1МУ не превышает 18–20°. Технические особенности выполнения первых двух из упомянутых типов остеотомий неизбежно приводят к укорочению 1ПК, приводящему к перегрузочной метатарзалгии [110; 112; 137]. Другими характерными для них осложнениями являются потеря коррекции, нарушение костной регенерации и аваскулярный некроз головки 1ПК [91–93; 138–141]. Эти особенности не позволяли достигнуть высокой эффективности лечения, что привело к значительному снижению частоты их использования в последние 20 лет.

Наибольшую популярность, сохраняющуюся в настоящее время, среди дистальных остеотомий получила шевронная или V-образная [139; 142–150]. Усовершенствованные методики ее выполнения позволяют достигнуть необходимой коррекции положения головки 1ПК в 3 направлениях, а также угла наклона ее суставной поверхности [75; 151; 152]. При этом обеспечивается достаточный уровень стабильности в зоне остеотомии, исключающий риск вторичного смещения и потери коррекции. В то же время, сохраняется опасность асептического некроза головки 1ПК [138–140]. Кроме того, остается спорным вопрос о целесообразности и эффективности использования шевронной остеотомии при тяжелой степени деформации, когда величина 1МУ превышает 30° [9; 12; 59; 106].

Применение малоинвазивных способов дистальной остеотомии 1ПК в рамках чрескожной хирургии стопы позволяет достигнуть хороших результатов лечения. Факторами, ограничивающими внедрение такого подхода в широкую клиническую практику, являются высокий уровень мануальных навыков и длительность кривой обучения специалиста [49; 67–69; 77; 78].

В группе проксимальных остеотомий 1ПК предложены различные по геометрическим параметрам варианты: клиновидная, овальная, шевронная [18; 88; 118–126]. Несмотря на возможность эффективной коррекции 1МУ, превышающего 30°, данная группа остеотомий не нашла широкого применения в клинической практике. В качестве причин такого ограничения указывается отрицательный эффект на величину угла наклона суставной поверхности головки 1ПК, риск ее укорочения и вторичной элевации, несращения и вторичного смеще-

ния [91–93; 122; 153; 154]. Достижению необходимой стабильности при выполнении проксимальных остеотомий препятствует существенная длина рычага, роль которого в данном случае выполняет дистальный фрагмент. Внутригрупповое сравнение (среди проксимальных остеотомий 1ПК), по мнению многих авторов, позволяет отдать предпочтение шевронной остеотомии из-за минимального укорочения и более высокой стабильности [18; 88; 121; 155]. В то же время авторы трехплоскостной классификации вальгусной деформации 1ПС считают проксимальную остеотомию 1ПК операцией выбора, наряду с артродезом медиального плюсне-клиновидного сустава [1; 2; 32; 37–48].

Ежегодно увеличивающееся количество публикаций, посвященных применению диафизарных остеотомий, отражает высокую эффективность их использования в лечении пациентов со статической деформацией ПОС [25; 105; 107]. По мере накопления опыта произошло расширение показаний к применению этой группы остеотомий. В качестве максимально допустимой величины 1МУ разные авторы указывают значения от 20 до 40° [19; 25; 105; 107]. Значительное количество способов диафизарных остеотомий является результатом модификаций двух известных техник: Ludloff procedure [32; 105; 156] и scarf-osteотомии [105; 127; 128]. Сторонники этих операций особое внимание уделяют эффективности плантаризации головки 1ПК для профилактики и лечения перегрузочной метатарзалгии. В качестве преимуществ данной группы остеотомий указывают возможность многоплоскостной коррекции 1ПК, значительная площадь межфрагментарного контакта и высокая степень стабильности [25; 107; 155; 157; 158]. Различные варианты диафизарных остеотомий 1ПК не имеют существенных отличий по степени коррекции 1МУ. В то же время исправление угла наклона суставной поверхности головки 1ПК (PASA) значительно лучше достигается при выполнении scarf-osteотомии, что наглядно определяется при сравнительной оценке моделей диафизарных остеотомий на муляжах 1ЛС (рис.1 ; Comparison of screw-fixation stabilities of first metatarsal shaft osteotomies: a biomechanical study / A.M. Ünal, Ö. Baran, B. Uzun, A.C. Turan // Acta Orthop. Traumatol. Turc. 2010. Vol. 44, № 1. P. 70–75).

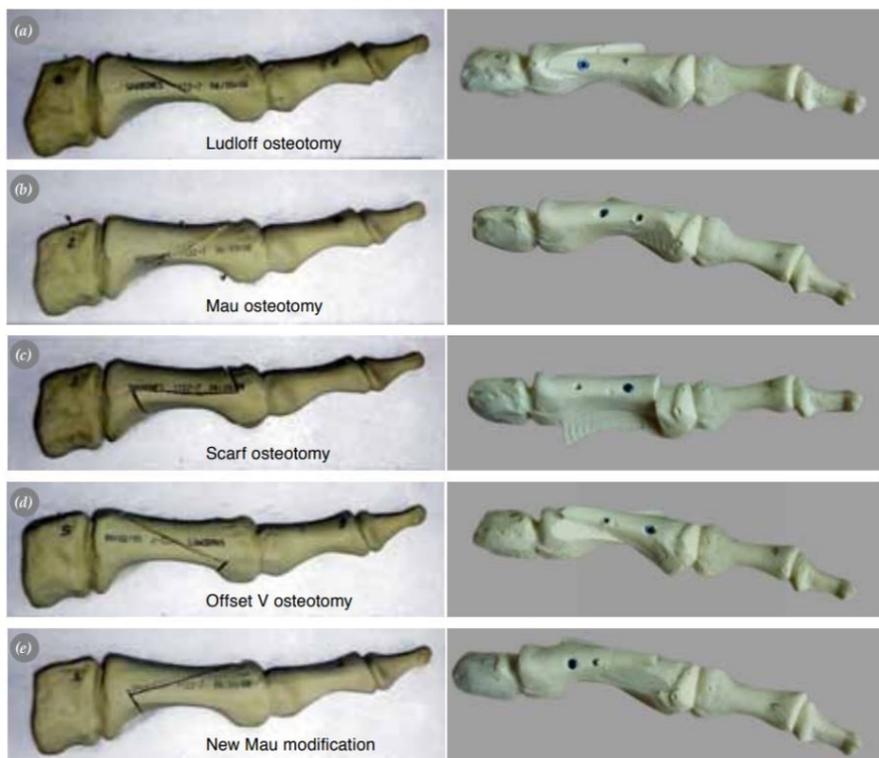


Рис. 1. Модели диафизарных остеотомий первой плюсневой кости

Особенностью указанных муляжей является фиксированное положение 1ПС по отношению к головке 1ПК, поэтому изменение $\angle MIP1$ в этих моделях соответствует изменению угла PASA. Патогенетическая значимость последнего в развитии деформации 1ЛС является общепризнанной.

Анализ публикаций позволяет отметить тенденцию к значительному увеличению популярности scarf-osteotомии [8; 17; 105; 127–136]. В отдельных публикациях авторы доказывают возможность ее применения без фиксации винтами из-за стабильности, обеспечиваемой геометрическими особенностями Z-образного пересечения кости [60]. В то же время значительная степень смещения фрагментов при коррекции тяжелой деформации 1ЛС и снижение костной плотности на фоне остеопороза приводят к необходимости фиксации тремя винтами.

С целью уменьшения травматичности операции при коррекции легкой и выраженной деформации предложено использовать укороченный вариант scarf-остеотомии [159]. В ряде публикаций обращается внимание на значительную частоту осложнений (4–11%) после выполнения scarf-остеотомии, связанных с нестабильностью, потерей коррекции и нарушением костной регенерации [160–162]. Причиной таких осложнений признается техническая сложность, требующая высокого уровня мануальных навыков, и необходимости прохождения длительной кривой обучения [91–93]. Значительная степень травматичности диафизарных остеотомий приводится в качестве аргумента обязательного использования физиотерапии для профилактики десмогенных рубцовых контрактур, что увеличивает сроки стационарного лечения [163; 164]. В специализированной литературе имеются противоречивые сведения относительно влияния scarf-остеотомии на мобильность 1ПК, указывающие на необходимость проведения дополнительных исследований, направленных на уточнение этого вопроса [21; 22].

В качестве поддержки принятия врачебных решений при выборе подходов к устранению статической деформации 1ЛС разработано множество специальных алгоритмов [2; 5; 12; 14; 30; 32; 38; 47; 60–62; 64–66; 84]. Сравнительный анализ позволяет прийти к заключению об отсутствии консенсуса по данному вопросу и актуальности исследований, направленных на их совершенствование. Бесспорными признаются лишь цель и принципиальные подходы к лечению, заключающиеся в исправлении анатомических и функциональных нарушений. Общим является понимание необходимости учета индивидуальных особенностей патологии у конкретного пациента [5; 6; 9; 10; 36; 49; 50], однако единый универсальный набор критериев оценки этих особенностей в настоящее время отсутствует, и продолжает оставаться предметом обсуждения. Научно-методической базой выбора способов операции в большинстве случаев является личный опыт авторов, подтверждающий их эффективность [2; 11–14; 19; 32; 47; 56; 57; 60–66]. Большинство исследователей обращают внимание на то, что степень деформации 1ЛС (отраженная в актуальных диагностических классификациях) не оказывает определяющего влияния на алгоритм предоперационного планирования [9; 12; 30; 61; 62]. Для удобства сравнительной оценки и анализа критерии выбора наиболее распространенных в клинической

практике хирургических техник коррекции деформации ЛЛС представлены в табл. 2.

Таблица 2

Критерии выбора способов хирургической коррекции ЛЛС

Степень деформации	Эффективные хирургические техники, предлагаемые различными авторами		
	M.J. Coughlin	A.H. Robinson	A.A. Карданов
Легкая (1-я)	Остеотомии: шевронная, Mitchell, или проксимальная	Шевронная остеотоми	1. Восстановление капсульно-связочного баланса. 2. Экзостозэктомия. 3. Дистальная остеотомия ЛПК либо операция McBride
Выраженная (2-я)	Остеотомии: Mitchell или проксимальная	Scarf-osteotomy	1. Восстановление капсульно-связочного баланса. 2. Экзостозэктомия. 3. Дистальная или диафизарная остеотомия ЛПК либо операция McBride
Тяжелая (3-я)	Проксимальная остеотомия или артродез ЛПФС	Остеотомии: scarf, проксимальная или Lapidus	1. Восстановление капсульно-связочного баланса. 2. Экзостозэктомия. 3. Диафизарная или проксимальная остеотомия ЛПК. 4. Lapidus. 5. Резекционная артропластика ЛПФС
Нестабильность ТМТ	Lapidus	Lapidus	Lapidus

Степень деформации	Эффективные хирургические техники, предлагаемые различными авторами		
	M.J. Coughlin	A.H. Robinson	A.A. Карданов
Нарушение конгруэнтности 1ПФС	Латеральный релиз	Латеральный релиз	–
Вальгусная деформация или избыточная длина 1ПС	–	–	Остеотомия Akin

В актуальных российских клинических рекомендациях представлен алгоритм хирургической коррекции 1ЛС, имеющий сходство и отличия от остальных критериев (рис. 2; Вальгусное отклонение первого пальца стопы: клин. рекомендации / Ассоциация травматологов-ортопедов России. М., 2016).

Отдельного внимания заслуживает трехплоскостная классификация вальгусной деформации 1ПС, включающая в себя алгоритмы диагностики и предоперационного планирования [1; 2; 5; 37–48]. В соответствии с ней для хирургической коррекции 1ЛС операциями выбора являются проксимальная остеотомия 1ПК и артродез медиального плюсне-клиновидного сустава. Тем не менее общего признания хирургов стопы и голеностопного сустава данная классификация в настоящее время не получила.

Таким образом, в актуальных алгоритмах предоперационного планирования отсутствует консенсус относительно индивидуальных критериев выбора необходимых техник хирургической коррекции 1ЛС. Приоритетность реконструкции 1ПК в рамках реализации указанных алгоритмов не вызывает сомнения. Шевронная и scarf-osteotomy являются наиболее популярными в клинической практике техниками этой реконструкции. Перспективные направления совершенствования алгоритмов предоперационного планирования должны быть основаны на индивидуальном подходе к выбору остеотомий. Одним из критериев такого подхода, требующим дополнительного изучения, является влияние этой операции на мобильность 1ПК. Другим аспектом реализации

этой стратегии может послужить разработка и внедрение методов количественной оценки биомеханических параметров остеотомий.

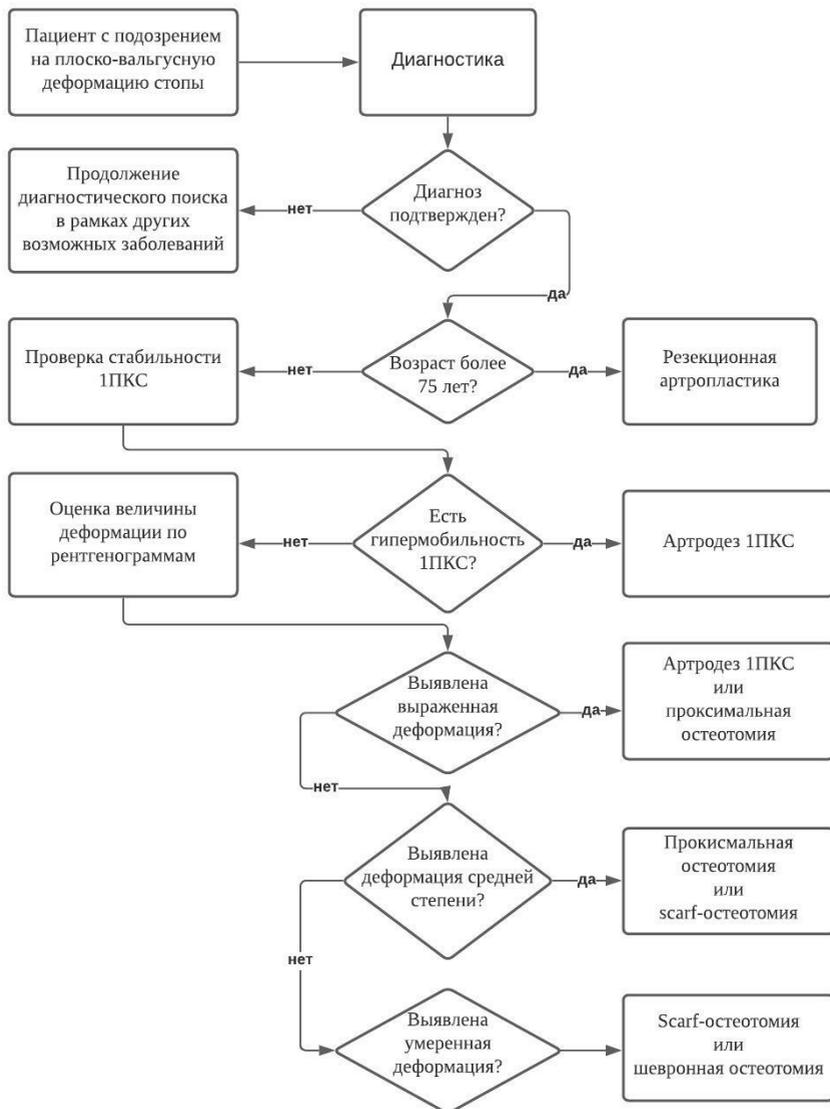


Рис. 2. Алгоритм хирургической коррекции 1ЛС

1.4. Моделирование остеотомий первой плюсневой кости в хирургической коррекции первого луча стопы

Моделирование рекомендуется многими авторами в качестве эффективного подхода к предоперационному планированию остеотомий для хирургической коррекции 1ЛС [2; 12; 14; 24; 38; 80; 144; 165–171]. До настоящего времени продолжается совершенствование этого метода, позволяющего наглядно и объективно оценить обоснованность и целесообразность выбранной хирургической техники с учетом индивидуальных особенностей. Наиболее простым техническим решением для моделирования остеотомий служит изображение трафаретов предоперационных рентгенограмм ПОС с последующим их редактированием [24; 38]. По своей сущности такой подход является геометрическим, который позволяет более точно выбрать направление плоскостей остеотомии и величину взаимного перемещения костных фрагментов, а также оценить степень достигаемой коррекции рентгенологических показателей, характеризующих деформацию 1ЛС [24; 38]. Ввиду значительной степени погрешности в измерении ручным способом рентгенометрических параметров стопы, этот вариант не отвечает современным требованиям доказательной медицины и не используется в научно-практических целях. Критериям точности и воспроизводимости соответствуют специальные компьютерные программы, разработка и внедрение которых началось в последней декаде XX века [24; 80; 144; 165–172]. Такие технологии все чаще используются в качестве системы поддержки принятия врачебных решений в травматологии и ортопедии [26; 173–176]. Большинство из них предназначено для определения и контроля правильного положения различных металлических конструкций. Применение компьютерного геометрического моделирования позволило значительно улучшить результаты эндопротезирования крупных суставов за счет индивидуального подхода к выбору количественных параметров компонентов протеза и их пространственной

ориентации [173]. Внедрение подобных программ в хирургию стопы находится на начальном этапе, на что указывают немногочисленные публикации [23; 170; 177–183]. Модуль планирования хирургической коррекции ЛС имеется в трех программных продуктах, работающих в режиме многоплоскостной реконструкции и использующих функцию построения 2D и 3D-моделей: MedCad Classic (2D), MedCad Hip (3D), TraumaCAD (2D / 3D). Существенным фактором, ограничивающим внедрение указанных программных продуктов в клиническую практику, является их поставка с условием закупки оборудования у соответствующих производителей. Кроме этого, геометрический подход к моделированию не позволяет определить степень прочности фиксации фрагментов остеотомии, проблема которой особенно актуальна для 1ПК и возрастает при увеличении степени деформации ЛС [184; 185]. Очевидным фактом является обратная зависимость между величиной угловой коррекции варусного отклонения 1ПК и площадью контакта между ее фрагментами [185]. Уменьшение последней отрицательно влияет на стабильность фиксации и процесс формирования костного регенерата в зоне остеотомии. Особенную важность индивидуальная количественная оценка стабильности фиксации фрагментов 1ПК после ее остеотомии имеет при решении вопроса о допустимой нагрузке на стопу в раннем послеоперационном периоде, которая в значительной степени определяет тактику хирургического и восстановительного лечения [11; 14; 16; 51; 66; 186; 187].

Биомеханический подход к моделированию остеотомии 1ПК позволяет определить количественные параметры стабильности костных фрагментов. В ряде публикаций отражены результаты экспериментальных исследований, позволивших сравнить различные способы этой операции, смоделированные на кадаверном материале и искусственных муляжах 1ПК [25; 107; 155–158; 188–192]. В качестве критерия сравнительной оценки в них использован параметр соотношения нагрузки и деформации. Закрепление экспериментальных образцов в испытательной установке с последующим приложением внешних усилий производилось с учетом изученных ранее биомеханических условий, соответствующих физиологической нагрузке в динамическом и статическом режимах.

На основании кадаверного биомеханического исследования было установлено, что scarf, Ludloff и Mau остеотомии значительно превос-

ходят по стабильности шевронную и проксимальную овальную [158]. Максимальный показатель соотношения нагрузки к деформации при этом был в моделях остеотомии Mau. Тем не менее по величине максимально допустимой нагрузки, не вызывающей возникновения пластической необратимой деформации, предпочтительными оказались техники scarf и Ludloff. В другом исследовании, выполненном на кадаверном материале, авторы продемонстрировали лучшие показатели стабильности модели scarf-osteotомии по сравнению с проксимальной закрытоугольной остеотомией [185]. В обсуждении результатов они обратили внимание на зависимость абсолютных показателей стабильности от индивидуальных характеристик, обусловленных минеральной плотностью и геометрическими параметрами ИПК, а также степенью деформации ЛС.

Экспериментальное сравнение биомеханических свойств аналогичных способов остеотомии ИПК, выполненных на искусственных полимерных муляжах, продемонстрировало другое соотношение стабильности [107]. Наилучший ее показатель был отмечен при моделировании проксимальной шевронной остеотомии. При этом дистальная шевронная и техника Ludloff характеризовались одинаковым соотношением нагрузки к перемещению. Аналогичное исследование позволило авторам отнести к наиболее стабильным системы «кость – фиксаторы», образующиеся при пересечении ИПК по способам Mau, Ludloff и scarf [25]. Значительные отличия биомеханических параметров были установлены в другом экспериментальном исследовании остеотомий ИПК на полимерных муляжах Sawbone [155]. Авторы обратили внимание на геометрические особенности модели остеотомии Ludloff, определяющие присущую данной оперативной технике межфрагментарную нестабильность. Наиболее стабильной оказалась модель модифицированной техники Mau, несмотря на наличие только одного поперечного пропила. В связи с этим исследователи пришли к заключению о влиянии второго поперечного пропила на стабильность scarf-osteotомии только в продольном направлении. В рамках анализа результатов этого исследования авторы обратили внимание на биомеханические условия, зависящие от положения винтов, фиксирующих костные фрагменты. К подобному выводу пришли и авторы других аналогичных исследований [157]. Частота возникновения нестабильности и смещения дистального винта превышала аналогичные показатели проксимального

фиксатора. Более точный анализ причин отмеченных различий может быть проведен при изучении усилий напряжений, возникающих в области контакта винтов с костной тканью. Испытательные биомеханические установки не позволяют оценить указанный параметр. Кроме этого, имеются другие существенные ограничения, относящиеся к моделированию остеотомий на синтетических муляжах 1ПК: отсутствие интрамедуллярного канала, невозможность приложения продольной нагрузки на суставные поверхности, отличие прочностных свойств костной ткани от полимерного материала [156].

Внедрение в прикладные научные биомеханические исследования компьютерного моделирования, основанного на использовании конечно-элементного анализа, позволило избежать ограничений, характерных для натуральных экспериментов [26; 170]. Использование этого метода признается актуальным компонентом персонализированной медицины, основанной на использовании систем поддержки принятия врачебных решений. Метод конечных элементов позволяет провести структурный анализ механических систем. Отмечается увеличение частоты использования этого метода в прикладных биомедицинских исследованиях, в первую очередь относящихся к стоматологии и ортопедической хирургии [26; 173–176]. Биомеханическое компьютерное моделирование хирургической коррекции 1ЛС проведено в ограниченном количестве пилотных исследований [23; 170; 177–183]. Опубликованы результаты конечно-элементного моделирования шевронной остеотомии 1ПК [182]. В рамках исследования авторы установили, что выполнение пропилов под углом 90° обеспечивает более прочное механическое соединение костных фрагментов с усиленным компрессионным напряжением и уменьшенным напряжением сдвига в сравнении с остеотомией под углом 60° . Обоснованность сделанного авторами сравнения была подтверждена клиническими результатами лечения 51 пациентки с легкой и умеренной степенью вальгусной деформацией 1ПС. В другом исследовании авторы выполнили трехмерное конечно-элементное моделирование дистальной остеотомии 1ПК, соответствующей Mitchell procedure [177]. Было установлено позитивное влияние дополнительной фиксации двумя биоабсорбируемыми спицами на стабильность головки 1ПК. В то же время, позитивного влияния на процесс регенерации костной ткани в зоне остеотомии не было выявлено, что подтвердило эффектив-

ность разгрузки ПОС с помощью специальной обуви в раннем послеоперационном периоде. Проведенный нами библиографический поиск не обнаружил работ, посвященных конечно-элементному биомеханическому моделированию диафизарных остеотомий 1ПК, несмотря на их популярность в клинической практике хирургической коррекции 1ЛС.

Таким образом, моделирование остеотомии 1ПК является обоснованным и актуальным методом, позволяющим повысить эффективность предоперационного планирования и выбора способа хирургической коррекции 1ЛС. Наибольшей простотой и частотой использования в клинической практике отличается геометрическое моделирование, которое тем не менее не позволяет решить вопрос выбора допустимой нагрузки на стопу в раннем послеоперационном периоде с учетом индивидуальных особенностей пациента. Биомеханическое экспериментальное моделирование на кадаверном материале и полимерных муляжах имеет ряд существенных ограничений, исключающих возможность его применения в рамках индивидуального подхода к предоперационному планированию. Таким требованиям отвечает метод конечно-элементного моделирования, все шире применяющийся в современных системах поддержки принятия врачебных решений. Создание такой системы является актуальной задачей современной хирургии стопы, отвечающей требованиям доказательной медицины.

1.5. Оценка деформации малых лучей стопы

Наиболее значимыми патологическими изменениями МЛС являются деформации пальцев. Общепринятая клиническая классификация последних представлена в специальных руководствах по хирургии стопы и включает в себя молоткообразную, молоточкообразную и когтистую деформацию в сагиттальной плоскости, а также кроссоверную деформацию в горизонтальной плоскости [5; 9; 10]. Типичный характер деформации пятого пальца стопы в горизонтальной плоскости с его варусным отклонением принято называть деформацией портного (Тейлора). Био-

механизмом возникновения и прогрессирования указанных деформаций служат ограничение нормальной подвижности (контрактура) и нарушение стабильности (подвывихи и вывихи) в суставах, образующих МЛС. По степени обратимости деформации малых пальцев стопы принято делить на нестойкие (эластические, устраняемые) и стойкие (ригидные, не устраняемые). Визуальный осмотр с оценкой амплитуды активных и пассивных движений позволяет определить описанные клинические варианты деформации малых пальцев стопы. Методика клинической оценки МЛС общепризнана и включает в себя также специальные тесты [5; 9; 10]. Тест Томпсона направлен на выявление нестабильности ПФС и разрыва плантарной пластинки. Тест прижатия бумажной полоски позволяет оценить функциональную недостаточность механизмов активной и пассивной плантофлексии пальца. Рентгенография позволяет получить объективные параметры параболы Лельевра и степени отклонения пальцев в горизонтальной плоскости, которые используются для количественной оценки МЛС в актуальных шкалах [5; 9; 10]. Универсальной общепринятой шкалы в настоящее время не существует [2; 5; 27; 30]. Анализ литературы позволяет обратить внимание на высокую степень специфичности и валидности шкалы Американского колледжа хирургов стопы и голеностопного сустава (ACFAS Scoring Scale Module 2) [28]. С целью визуализации дефектов плантарной пластинки все чаще используется ультразвуковое исследование.

1.6. Алгоритмы хирургической коррекции малых лучей стопы

Для поддержки принятия врачебных решений при выборе методов хирургической коррекции МЛС разработаны и эффективно применяются актуальные для современной клинической практики алгоритмы. В их основе – результаты аналитической оценки многочисленных исследований и консенсус значительного числа специалистов в области хирургии стопы. Важное значение имеет последовательность выполнения коррекции различных компонентов деформации. В первую очередь следует исправлять имеющуюся деформацию ПФС.

Для устранения гиперэкстензионной деформации ПФС используется релиз мягких тканей (тенотомия разгибателей, капсулотомия, лигаментотомия), укорачивающая остеотомия плюсневой кости (по оригинальным или модифицированным методикам Weil, Helal, ДММО), восстановление плантарной пластинки (при помощи различных способов сшивания и пластики) и сухожильная пластика (наиболее часто – транспозиция сухожилий сгибателей) [5; 9; 10] (рис. 3; Malhotra K., Davda K., Singh D. The pathology and management of lesser toe deformities // EFORT Open Rev. 2016. № 1. P. 409–419).

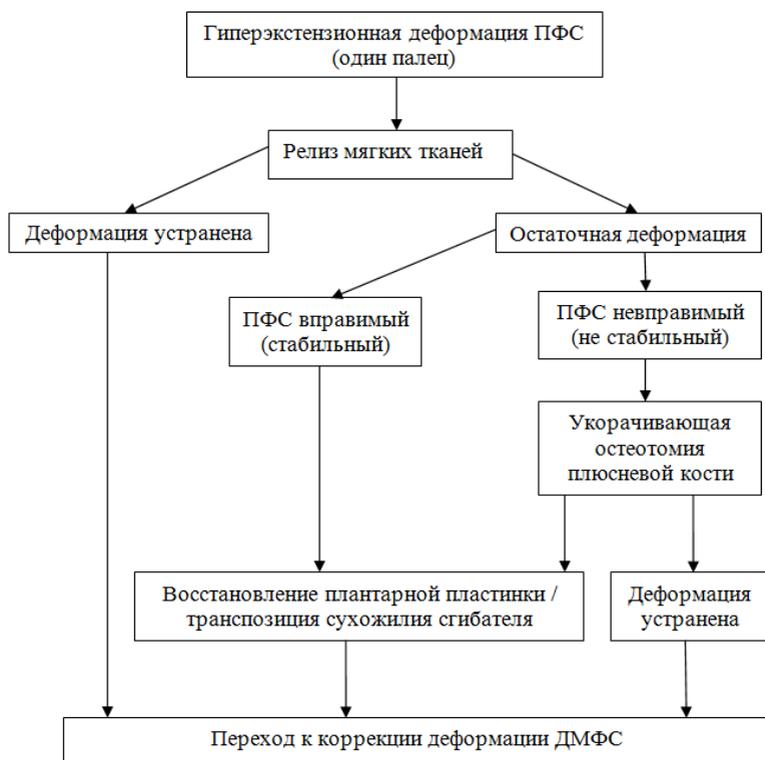


Рис. 3. Алгоритм хирургической коррекции гиперэкстензионной деформации плюснефалангового сустава (ПФС) (при деформации одного пальца). После устранения деформации следует перейти к коррекции дистального межфалангового сустава (ДМФС)

Алгоритм устранения кроссоверной деформации ПФС имеет значительное сходство с алгоритмом коррекции его гиперэкстензии (рис. 4; Malhotra K., Davda K., Singh D. The pathology and management of lesser toe deformities // EFORT Open Rev. 2016. № 1. P. 409–419). В то же время имеются особенности выполнения остеотомии плюсневой кости (коррекция положения головки в горизонтальной плоскости). Дополнительными техниками устранения данной деформации служит транспозиция сухожилий разгибателей и базальная остеотомия проксимальной фаланги пальца [5; 9; 10].



Рис. 4. Алгоритм хирургической коррекции кроссоверной деформации ПФС (при деформации одного пальца). После устранения деформации следует перейти к коррекции ДМФС

Эластическую флексионную деформацию ДМФС устраняют при помощи тенотомии длинного сгибателя в рамках актуального алгоритма (рис. 5; Malhotra K., Davda K., Singh D. The pathology and management of lesser toe deformities // EFORT Open Rev. 2016. № 1. P. 409–419). Для коррекции ригидной деформации применяют артродез сустава и в редких случаях экзартикуляцию ногтевой фаланги [5; 9; 10].

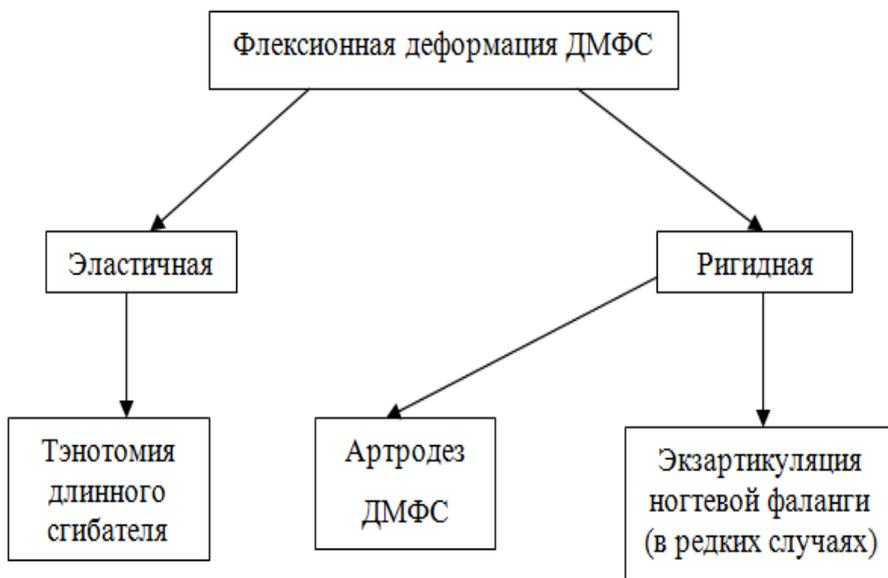


Рис. 5. Алгоритм хирургической коррекции флексионной изолированной ДМФС (при молоточкообразной деформации пальца) или компонента когтеобразной деформации пальца

Алгоритм коррекции флексионной деформации проксимального межфалангового сустава (ПМФС) включает в себя выполнение транспозиции сухожилий сгибателей (при эластичной устранимой деформации), резекционной артропластики и артродеза сустава (при ригидной деформации) [5; 9; 10] (рис. 6; Malhotra K., Davda K., Singh D. The pathology and management of lesser toe deformities // EFORT Open Rev. 2016. № 1. P. 409–419).

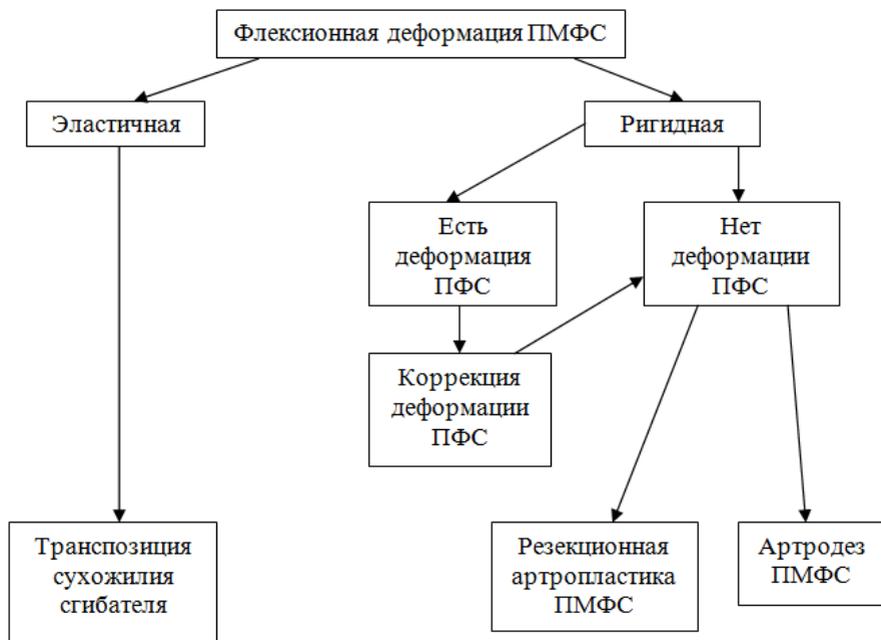


Рис. 6. Алгоритм хирургической коррекции флекссионной изолированной деформации ПМФС (при молоткообразной деформации пальца) или компонента когтеобразной деформации пальца. При наличии ригидной деформации ПМФС в сочетании с деформацией ПФС следует в первую очередь выполнить коррекцию ПФС

ГЛАВА 2. БИОМЕХАНИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ОСТЕОТОМИЙ ПЕРВОЙ ПЛЮСНЕВОЙ КОСТИ

2.1. Методика биомеханического моделирования остеотомий первой плюсневой кости

Объективную сравнительную оценку систем «кость – фиксаторы» при применении наиболее распространенных в клинической практике способов остеотомий 1ПК мы провели, решив биомеханическую задачу путем конечно-элементного моделирования, достаточно часто используемого в ортопедической биомеханике. Исследование выполняли на базе образовательно-научного института наноструктур и биосистем ФГБОУ ВО «Саратовский национальный исследовательский государственный университет имени Н.Г. Чернышевского» сотрудники лаборатории «Системы поддержки принятия врачебных решений»: старший научный сотрудник, кандидат физико-математических наук А.А. Голядкина и старший научный сотрудник А.В. Полиенко.

Для решения поставленной задачи была выбрана математическая модель; создана геометрическая модель; заданы свойства материалов, граничные и начальные условия, расчетные параметры; произведено разбиение модели на конечно-элементную сетку; построены модели – сборки систем «кость – винты» при выполнении шевронной и scarf-osteotomy с различной степенью перемещения костных фраг-

ментов; проведены расчеты показателей напряженно-деформированного состояния, визуализация и анализ полученных результатов.

При моделировании систем «кость – винты», образующихся при остеотомии 1ПК, принимали следующие допущения:

1. Основание 1ПК жестко фиксировано. Со стороны подошвенной поверхности головки 1ПК приложена нагрузка с учетом ее распределения на подошвенную поверхность стопы при ходьбе исходя из средних значений веса пациента.

2. Материал костной ткани и бикортикального винта сплошной, однородный, изотропный и линейно-упругий.

3. Начальные напряжения в элементах отсутствуют.

При моделировании решалась статическая задача теории упругости о действии компрессионной (осевой) нагрузки на объект исследования. В рассматриваемой задаче выполняются следующие уравнения:

– $\sigma_{ii} = 0$ – уравнения равновесия;

– $\sigma_{ij} = \lambda \Theta \delta_{ij} + 2\mu \varepsilon_{ij}$ – уравнения закона Гука;

– $\varepsilon_{ij} = \frac{1}{2}(u_{i,j} + u_{j,i})$ – соотношения Коши,

где σ_{ij} – компоненты тензора напряжений; ε_{ij} – компоненты тензора деформации; u_i – компоненты вектора перемещений; λ, μ – упругие константы Ламе; δ_{ij} – символ Кронекера; $\Theta = \varepsilon_{11} + \varepsilon_{22} + \varepsilon_{33}$ – объемное расширение.

В каждой точке смежных границ (костная ткань – костная ткань, костная ткань – бикортикальный винт) принимались условия полного контакта для функций перемещения, которые обеспечивают жесткое соединение между всеми элементами остеотомии и непрерывность поля деформаций при приложении нагрузки к рассматриваемым моделям.

В поставленной задаче граничные условия имеют смешанный вид. Граница в модели остеотомии может быть разбита на две части, так что $S = S_\sigma \cup S_u$.

На части границы S_σ действуют поверхностные силы:

$$\sigma_{ij}(x_1, x_2, x_3) n_j \Big|_{S_\sigma} = P_i(x_1, x_2, x_3),$$

где n_j – компоненты вектора внешней нормали к поверхности S_σ ; P_i – компоненты вектора заданных на S_σ поверхностных сил.

На части границы S_u заданы перемещения:

$$u_i(x_1, x_2, x_3) \Big|_{S_u} = u_i^*(x_1, x_2, x_3),$$

где u_i^* – компоненты вектора заданных на S_u перемещений.

Основание 1ПК жестко фиксировано. В области сесамовидных костей (в проекции подошвенной поверхности головки 1ПК) приложена нагрузка с учетом веса пациента и распределения нагрузки на подошвенную поверхность стопы при ходьбе. Исходя из того, что на область головки 1ПК приходится около 40% веса тела, была приложена нагрузка 300 Н.

Тела 1ПК и бикортикального винта моделировались линейно-упругим материалом с изотропными однородными свойствами (постоянные модуль Юнга и коэффициент Пуассона). Механические характеристики тканей представлены в табл. 3.

Таблица 3

Механические свойства материалов

Тип материала	Модуль Юнга, ГПа	Коэффициент Пуассона
Компактное костное вещество	18	0,3
Медицинская (хирургическая) нержавеющая сталь (316LS / 316LVM) (бикортикальный винт)	193	0,3

Персонализированный подход к моделированию предполагает построение более сложных моделей биологических объектов. Для создания индивидуальных моделей используются данные компьютерной (КТ) и магнитно-резонансной томографии (МРТ). Встроенное программное обеспечение томографов позволяет построить лишь геометрические модели, непригодные для численных расчетов из-за их низкого качества и несовместимости форматов данных. Для проведения конечно-элементных расчетов используются дополнительные методы исправления и рационализации геометрии.

Для воссоздания 3D модели костей применяют два метода. Первый является полностью автоматизированным и осуществляется с использованием программного обеспечения Mimics или 3D Slicer, которое позволяет выполнить обработку данных Кт и МРТ, и последующее их

преобразование в 3D-модели. На рис. 7 представлен основной интерфейс 3D Slicer.

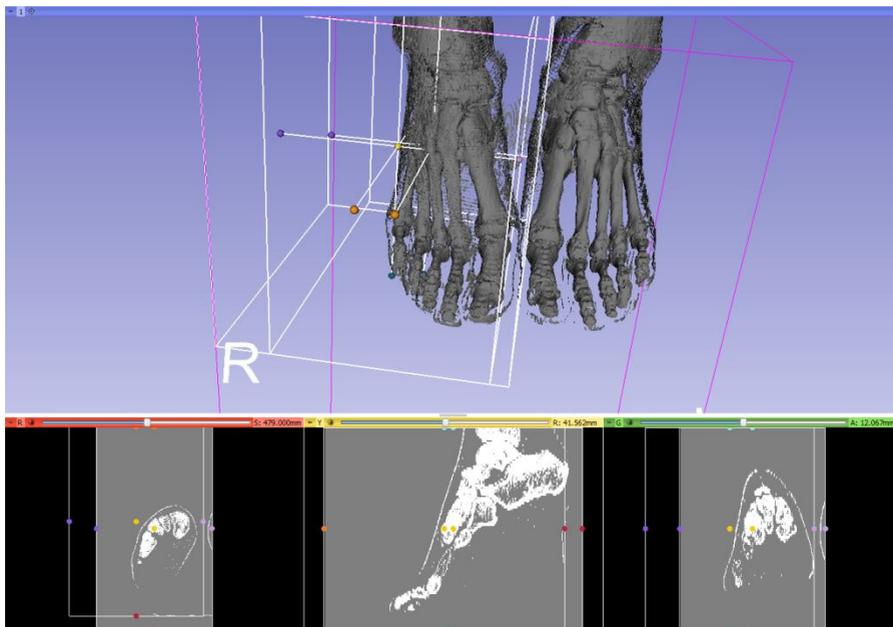


Рис. 7. Основной интерфейс 3D Slicer

На КТ, автоматически визуализированной Mimics или 3D Slicer, при обработке 3D-объектов имеются дефекты, не позволяющие в последующем производить конечно-элементные расчеты.

Второй метод является механическим, не предполагающим загрузку данных в 3D Slicer или Mimics. При этом томограмма объекта открывается встроенным редактором, как правило, поставляющимся в комплекте с оборудованием. В дальнейшем все срезы сохраняются в виде графических изображений. Направление срезов выбирается таким образом, чтобы они были перпендикулярны условной центральной оси восстанавливаемого объекта. Механический метод является более предпочтительным, позволяющим впоследствии производить конечно-элементные расчеты.

С целью дальнейшей подготовки для проведения конечно-элементных расчетов сохраненные изображения импортируются в систему

автоматизированного проектирования SolidWorks, в которой контуры необходимой геометрии каждого сечения обрисовываются сплайнами. В результате получается набор сечений, на основе которых восстанавливается 3D-модель изучаемого объекта (рис. 8, 9а).

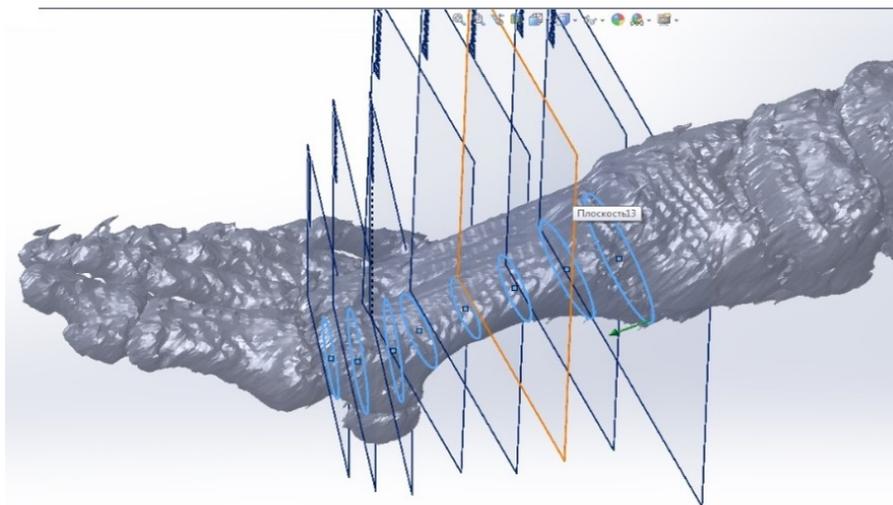


Рис. 8. Построение по сечениям модели плюсневой кости конкретного пациента

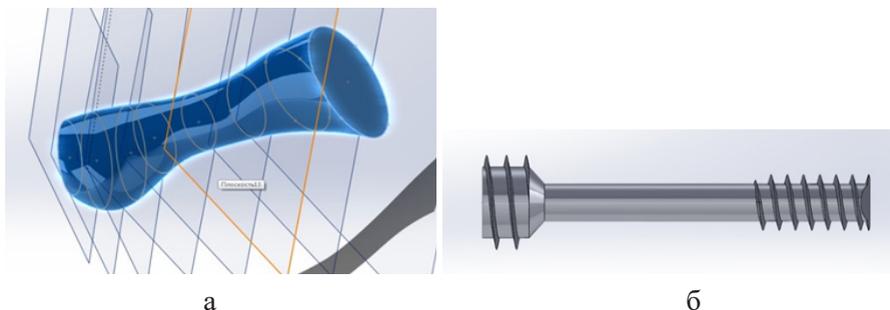


Рис. 9. Модель плюсневой кости конкретного пациента (а) и бикортикального винта (б)

В системе SolidWorks также выполнялось построение модели бикортикального винта, применяемого для фиксации фрагментов 1ПК

(рис. 9б). Итоговым результатом построения стало создание моделей шевронной и scarf-остеотомий 1ПК со смещением фрагментов на $1/3$ и $2/3$ диаметра (рис. 10).

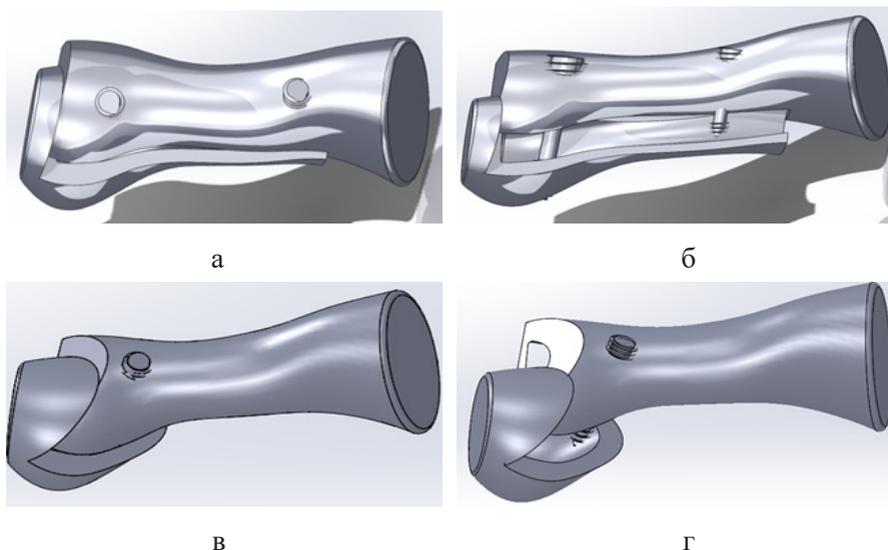


Рис. 10. Модели остеотомий 1ПК: а, б – scarf-остеотомия со смещением костных отломков на $1/3$ и $2/3$ соответственно и фиксацией двумя бикортикальными винтами; в, г – шевронная остеотомия со смещением костных отломков на $1/3$ и $2/3$ соответственно и фиксацией одним бикортикальным винтом

Дополнительно была создана модель slide-down-остеотомии (SD-остеотомии) 1ПК. Данный способ операции применяется в клинической практике у пациентов с тяжелой степенью деформации 1ЛС. При этом возникает необходимость перемещения дистального фрагмента практически на всю ширину поперечного сечения (рис. 11).

Выполнение описанных этапов создания и оптимизации моделей позволяет приступить к их конечно-элементному анализу. Данный метод позволяет математически анализировать модели практически любой сложности. Важными его свойствами являются достоверность, надежность и широкие возможности использования в компьютерном моделировании.

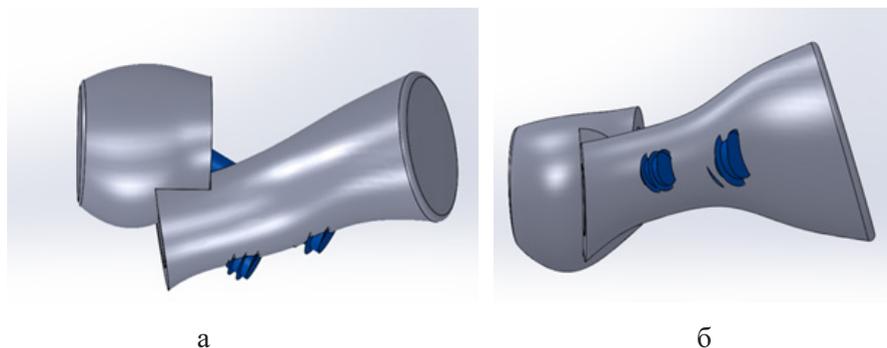


Рис. 11. Модель SD-остеотомии 1ПК с фиксацией двумя бикортикальными винтами: а – вид сверху (прямая проекция); б – вид сбоку (боковая проекция)

После анализа функций, необходимых для решения поставленных задач биомеханического моделирования остеотомий 1ПК, нами был выбран и использован программный комплекс Ansys Workbench, использующий метод конечных элементов.

Перед непосредственным проведением расчетов модели были разбиты на тетраэдрическую нерегулярную сетку (рис. 12) с ребром 0,001 м для кости и винтов.

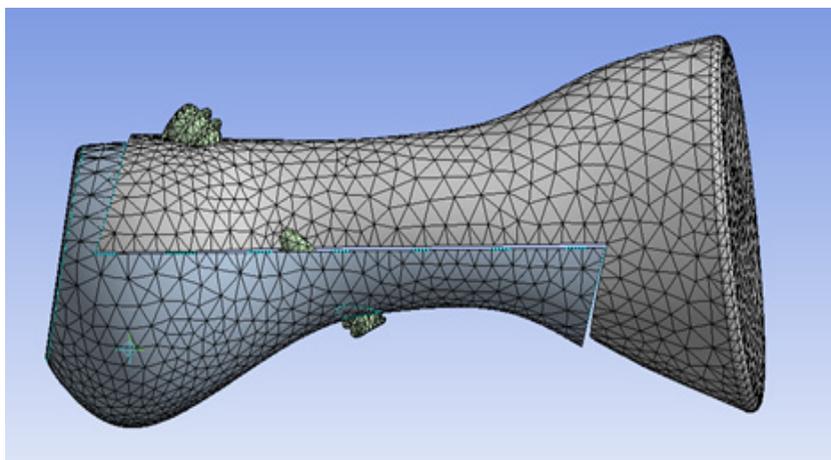


Рис. 12. Тетраэдрическая сетка на моделях

Средние значения общего количества элементов в разработанных моделях остеотомий составило 19 716, а общее количество узлов – 35 727.

Интерфейс программного комплекса Ansys Workbench позволил нам получить графическое представление результатов оценки напряженно-деформированного состояния в системе «кость – фиксаторы». Использование специальной цветной шкалы наглядно представляет распределение значений модуля вектора перемещения, степень которого уменьшалась в направлении от дистального к проксимальному метафизу во всех моделях остеотомии 1ПК (красный цвет – максимальное значение) (рис. 13).

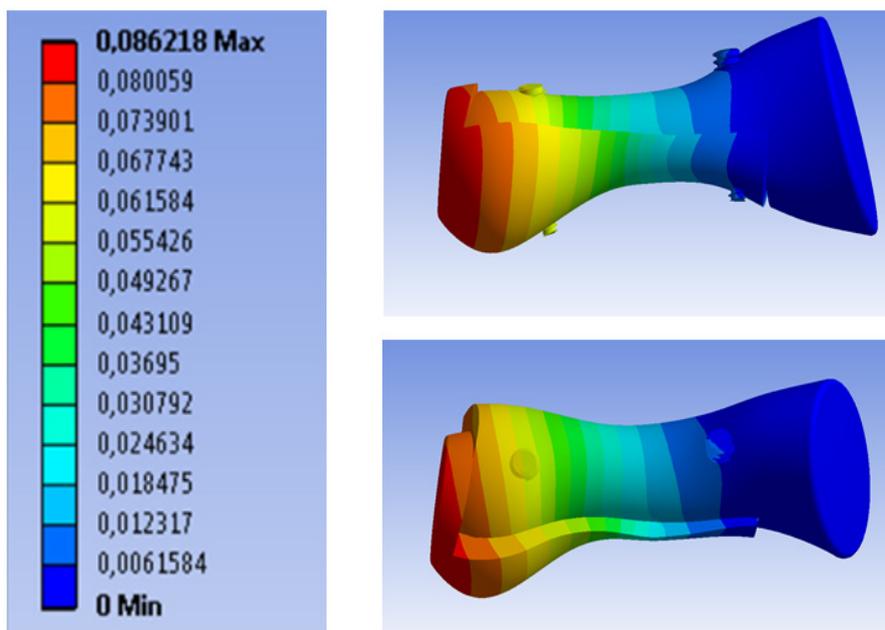


Рис. 13. Распределение значений модуля вектора перемещения в модели остеотомий 1ПК

Кроме этого, мы изучили распределение эквивалентных напряжений, максимальные значения которых возникали на ограниченных участках диафиза 1ПК и средних частях бикортикальных винтов (рис. 14).

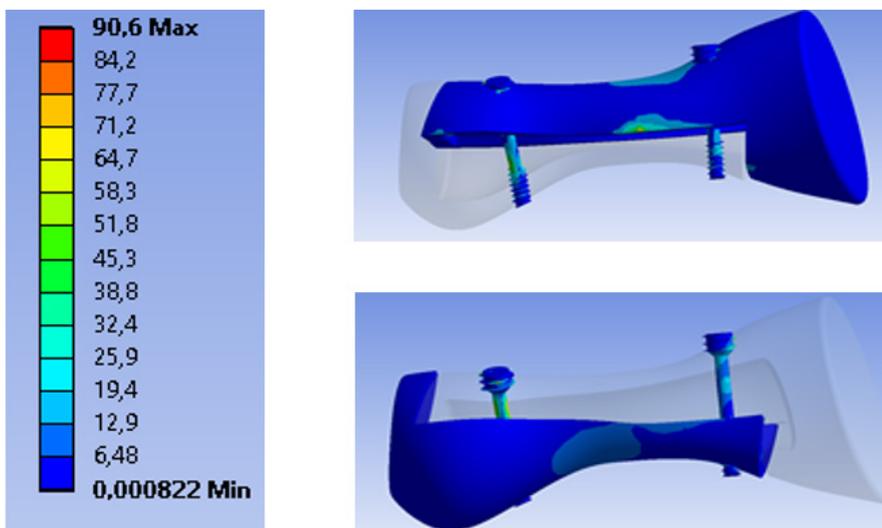


Рис. 14. Распределение значений эквивалентных напряжений в модели остеотомии первой плюсневой кости

2.2. Анализ биомеханических параметров остеотомии первой плюсневой кости при коррекции легкой степени деформации первого луча стопы

Сравнительную оценку биомеханических параметров наиболее популярных в клинической практике остеотомий при коррекции легкой степени деформации 1ЛС провели на моделях с перемещением дистального фрагмента относительно проксимального на $1/3$ ширины поперечного сечения 1ПК.

Для модели шевронной остеотомии распределение модуля вектора перемещения характеризовалось увеличением в направлении от средней к дистальной части 1ПК с максимальными значениями в области головки (рис. 15). Этот показатель на протяжении всей зоны остеотомии превышал нулевой уровень с максимальными значениями в дистальной трети.

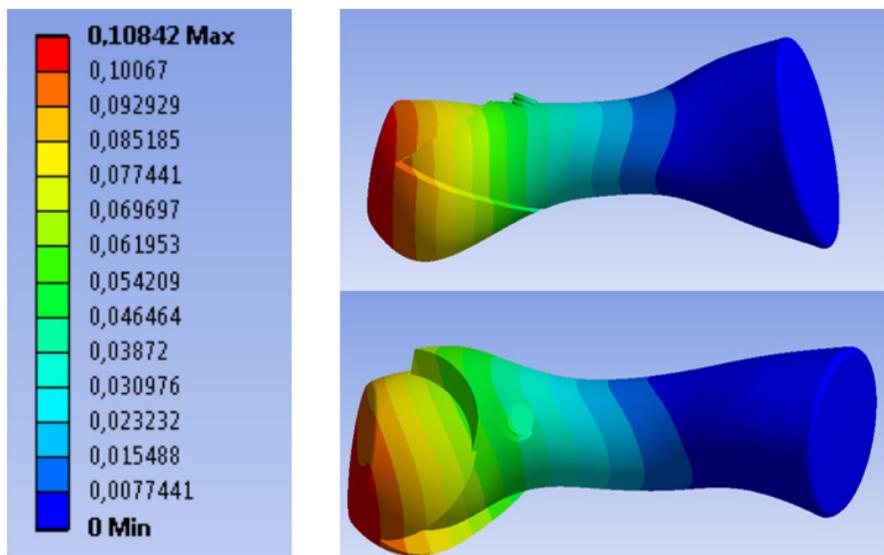


Рис. 15. Распределение значений модуля вектора перемещения при выполнении шевронной остеотомии со смещением дистального фрагмента на 1/3 ширины 1ПК

В модели scarf-остеотомии распределение модуля вектора перемещения также характеризовалось увеличением в направлении от средней к дистальной части 1ПК с максимальными значениями в области головки (рис. 16). В то же время этот показатель не превышал нулевого уровня на протяжении проксимальной трети зоны остеотомии. В средней трети зоны остеотомии модуль вектора перемещения имел минимальные отличия от нулевого уровня. Максимальные значения деформации распределились в дистальной трети остеотомии.

В модели шевронной остеотомии максимальные значения модуля вектора перемещения превосходят более чем на 20% аналогичные значения для модели scarf-остеотомии (рис. 17). При этом в обеих моделях максимальные значения деформации были значительно меньше уровня, оказывающего отрицательное влияние на регенерацию костной ткани в зоне остеотомии (1 мм).

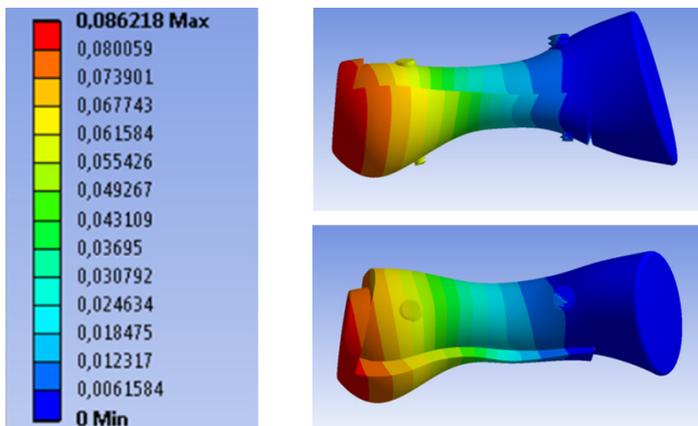


Рис. 16. Распределение значений модуля вектора перемещения при выполнении scarf-остеотомии со смещением дистального фрагмента на 1/3 ширины первой плюсневой кости

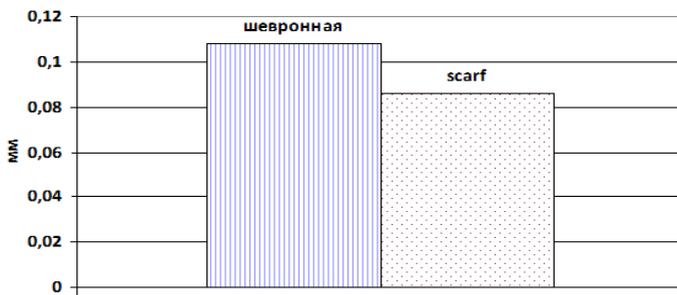


Рис. 17. Максимальные значения модуля вектора перемещения (мм) в системе «кость – винты» при выполнении шевронной и scarf-остеотомий со смещением дистального фрагмента на 1/3 ширины 1ПК

Для модели шевронной остеотомии была отмечена концентрация эквивалентных напряжений в средней трети плюсневой кости с максимальными значениями на поверхности винта в зоне его контакта с костью (рис. 18). Это объясняется разницей жесткости материалов.

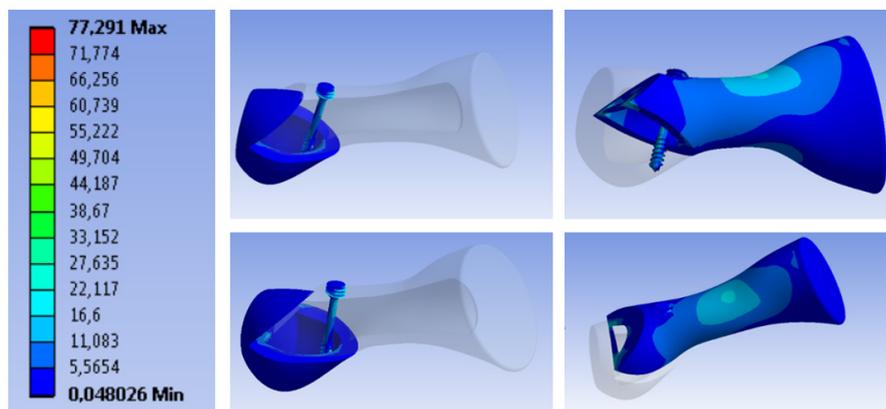


Рис. 18. Распределение эквивалентных напряжений при выполнении шевронной остеотомии со смещением дистального фрагмента на 1/3 ширины первой плюсневой кости

В модели scarf-остеотомии также была отмечена концентрация эквивалентных напряжений в средней трети плюсневой кости (рис. 19), однако максимальные значения напряжений распределялись на поверхности средней части винтов и в меньшей степени в зоне их контакта с костью.

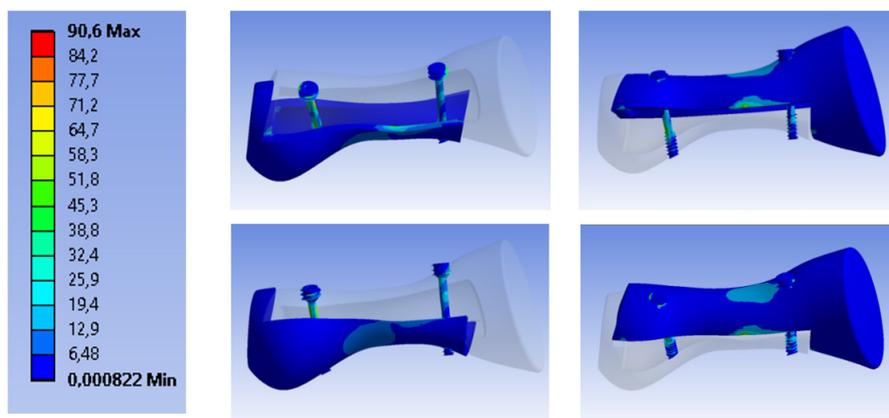


Рис. 19. Распределение эквивалентных напряжений при выполнении scarf-остеотомии со смещением дистального фрагмента на 1/3 ширины 1ПК

Максимальные значения эквивалентных напряжений в обеих моделях остеотомий 1ПК не превосходят 90,6 МПа (рис. 20), что значительно ниже предела прочности кости и стали. В то же время в модели scarf-osteotomy максимальные значения эквивалентных напряжений на 15% превосходят аналогичные значения для модели шевронной остеотомии.

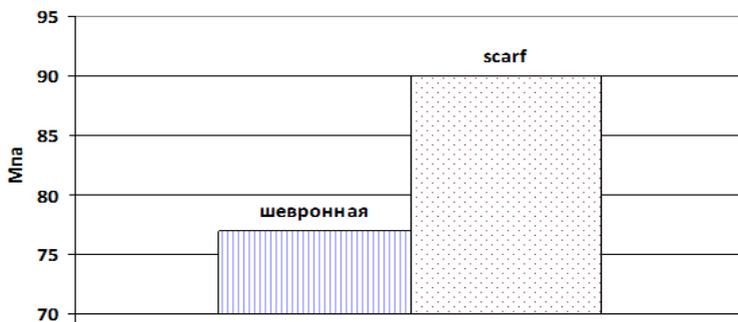


Рис. 20. Максимальные значения эквивалентных напряжений (МПа) в системе «кость – винты» при выполнении шевронной и scarf-osteotomy со смещением дистального фрагмента на 1/3 ширины 1ПК

2.3. Анализ биомеханических параметров остеотомии первой плюсневой кости при коррекции выраженной степени деформации первого луча стопы

Сравнительную оценку биомеханических параметров наиболее популярных в клинической практике остеотомий при коррекции выраженной степени деформации 1ЛС провели на моделях с перемещением дистального фрагмента относительно проксимального на 2/3 ширины поперечного сечения 1ПК.

Для модели шевронной остеотомии распределение модуля вектора перемещения характеризовалось увеличением в направлении от средней к дистальной части 1ПК с максимальными значениями в области головки (рис. 21). Этот показатель на протяжении всей зоны остеотомии превышал нулевой уровень с максимальными значениями в средней и дистальной трети. Признаков нестабильности отмечено не было, так как модули векторов перемещения винта и кости совпадали в зоне их контакта.

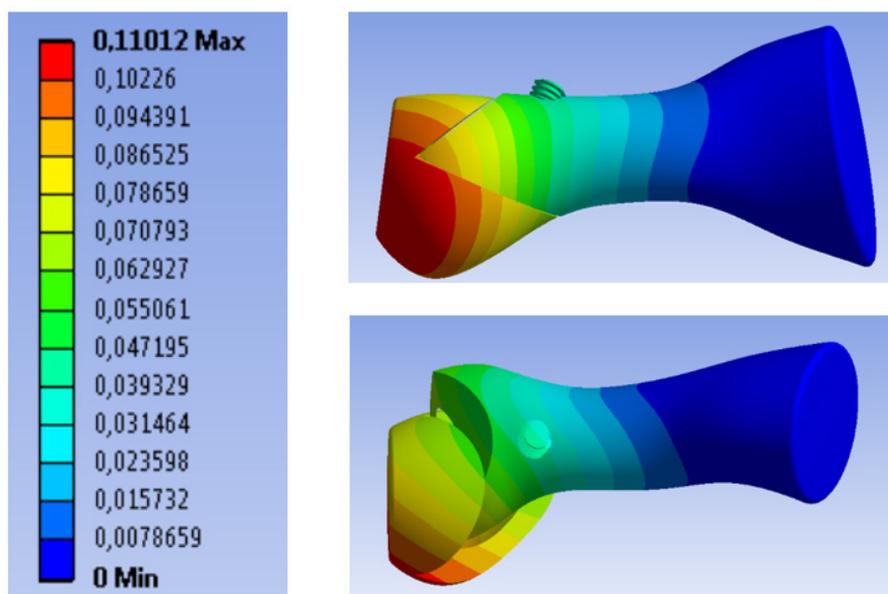


Рис. 21. Распределение значений модуля вектора перемещения при выполнении шевронной остеотомии со смещением дистального фрагмента на 2/3 ширины первой плюсневой кости

В модели scarf-osteотомии распределение модуля вектора перемещения также характеризовалось увеличением в направлении от средней к дистальной части 1ПК с максимальными значениями в области головки (рис. 22). В то же время этот показатель имел минимальные отличия от нулевого уровня на протяжении проксимальной и средней трети зоны остеотомии. Максимальные значения деформации имели

распределение в дистальной трети остеотомии. Признаков нестабильности отмечено не было, так как модули векторов перемещения винтов и кости совпадали в зоне их контакта.

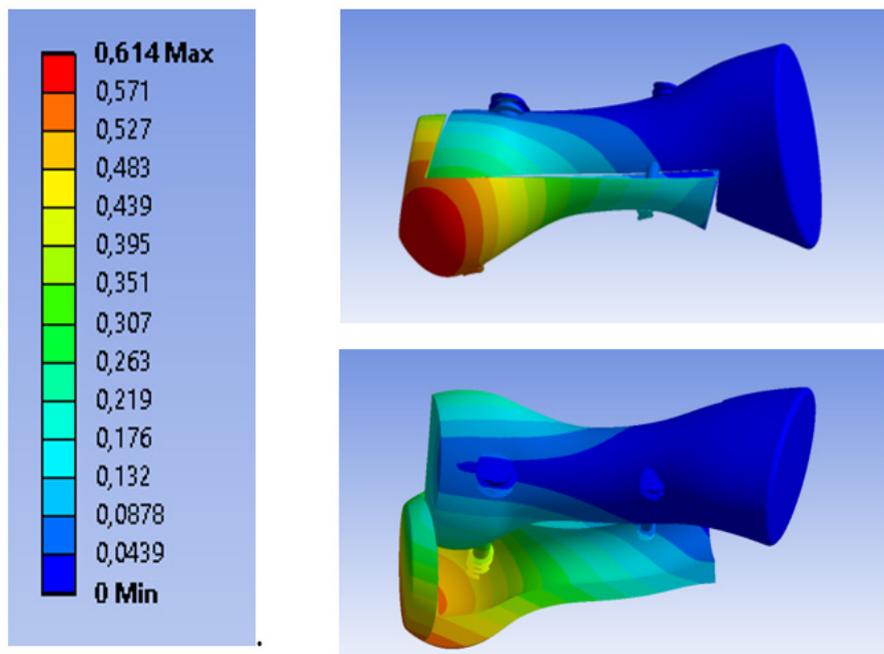


Рис. 22. Распределение значений модуля вектора перемещения при выполнении scarf-osteотомии со смещением дистального фрагмента на 2/3 ширины 1ПК

В модели шевронной остеотомии максимальные значения модуля вектора перемещения превосходят более чем на 40% аналогичные значения для модели scarf-osteотомии (рис. 23). Максимальные значения модуля вектора перемещения в модели шевронной остеотомии приближались к уровню, оказывающему отрицательное влияние на регенерацию костной ткани в зоне остеотомии. Модель scarf-osteотомии характеризовалась значительно меньшим уровнем максимальных величин модуля вектора перемещения по отношению к безопасным для формирования костного регенерата значениям.

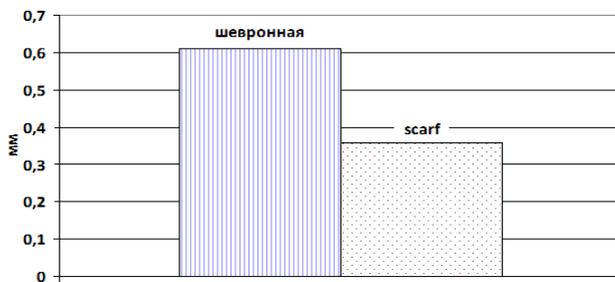


Рис. 23. Максимальные значения модуля вектора перемещения (мм) в системе «кость – винты» при выполнении шевронной и scarf-остеотомий со смещением дистального фрагмента на 2/3 ширины первой плюсневой кости

Для модели шевронной остеотомии была отмечена концентрация эквивалентных напряжений в нижней трети поверхности винта и в зоне его контакта с подошвенным участком кости (рис. 24). Это объясняется разницей жесткости материалов и особенностями распределения механических усилий. Очевидно, что винт всю нагрузку принял на себя и велика вероятность его разрушения при длительных циклических нагрузках.

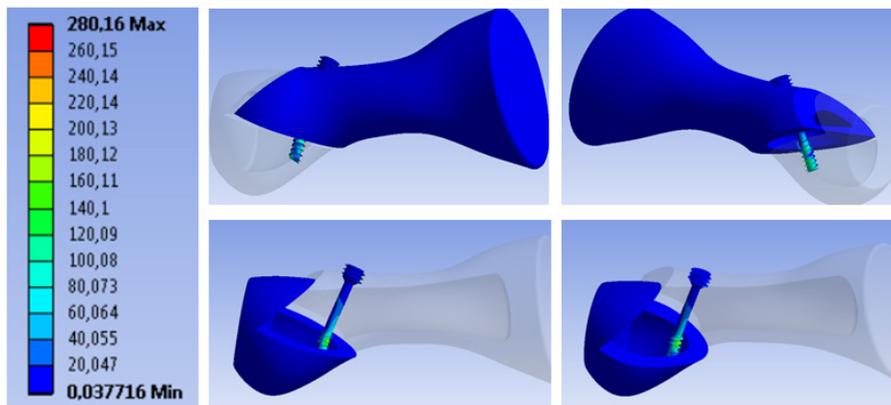


Рис. 24. Распределение эквивалентных напряжений при выполнении шевронной остеотомии со смещением дистального фрагмента на 2/3 ширины 1ПК

В модели scarf-остеотомии было отмечено равномерное распределение концентрации эквивалентных напряжений в плюсневой кости (рис. 25). Максимальные значения напряжений распределялись на поверхности средней части винтов и, в меньшей степени, в зоне их контакта с костью, преимущественно в области нижней части проксимально расположенного винта.

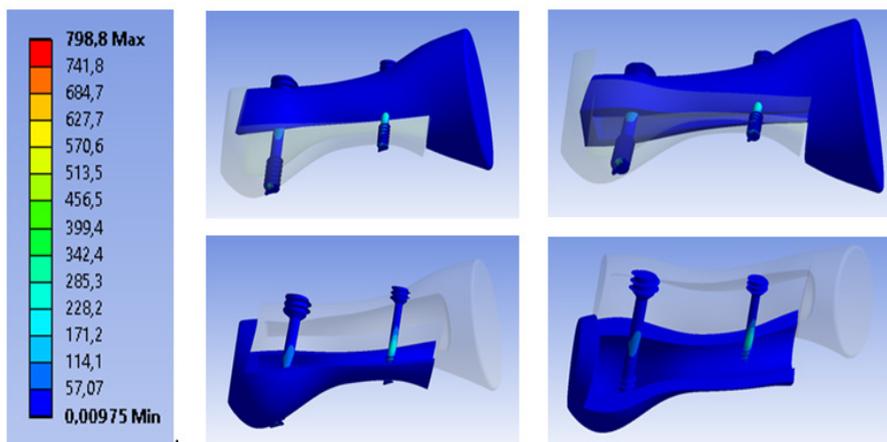


Рис. 25. Распределение эквивалентных напряжений при выполнении scarf-остеотомии со смещением дистального фрагмента на 2/3 ширины первой плюсневой кости

Максимальные значения эквивалентных напряжений в обеих моделях остеотомий 1ПК не превосходят 504 Мпа (рис. 26), что ниже предела прочности стали. В то же время модель scarf-остеотомии обладает большим потенциалом стабильности, так как ее максимальные значения эквивалентных напряжений на 17% меньше аналогичных значений для модели шевронной остеотомии.

Таким образом, применение диафизарной scarf-остеотомии с целью хирургической коррекции деформации 1ЛС позволяет достигнуть достоверно лучших количественных показателей стабильности системы «кость – фиксаторы» по сравнению с использованием шевронной остеотомии.

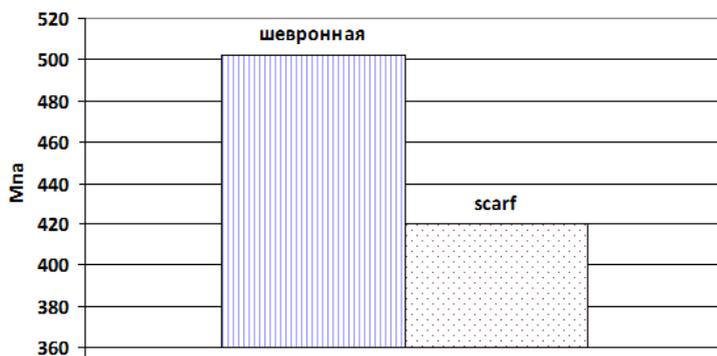


Рис. 26. Максимальные значения эквивалентных напряжений (МПа) в системе «кость – винты» при выполнении шевронной и scarf-остеотомии со смещением дистального фрагмента на 2/3 ширины 1ПК

2.4. Анализ биомеханических параметров остеотомии первой плюсневой кости при коррекции тяжелой степени деформации первого луча стопы

Для коррекции тяжелой степени деформации 1ЛС не у всех пациентов возможно использовать шевронную и scarf-остеотомию из-за необходимости перемещения дистального фрагмента на всю ширину поперечного сечения плюсневой кости. При этом площадь взаимного контакта фрагментов становится нулевой, биотехническая система «кость – винты» становится нестабильной, что неизбежно приводит к отсутствию регенераторного процесса костной ткани. В таких случаях возможно применение SD-остеотомии, предложенной первым президентом российской ассоциации хирургов стопы и голеностопного сустава В.Г. Процко. При разработке биомеханической модели этой остеотомии мы учитывали то обстоятельство, что такая степень деформации чаще встречается у пациентов старшей возрастной кате-

гории, имеющих затруднения в использовании специальной обуви и средств дополнительной опоры, поэтому в качестве параметров нагрузки на подошвенную поверхность головки 1ПК мы выбрали 400 и 800 Н.

Для модели SD-остеотомии распределение модуля вектора перемещения характеризовалось увеличением в направлении от средней к дистальной части 1ПК с максимальными значениями в переднелатеральной области головки (рис. 27). Этот показатель на протяжении всей зоны межфрагментарного контакта не значительно превышал нулевой уровень. Признаков нестабильности отмечено не было, так как модуль вектора перемещения винта и кости совпадали в зоне их контакта.

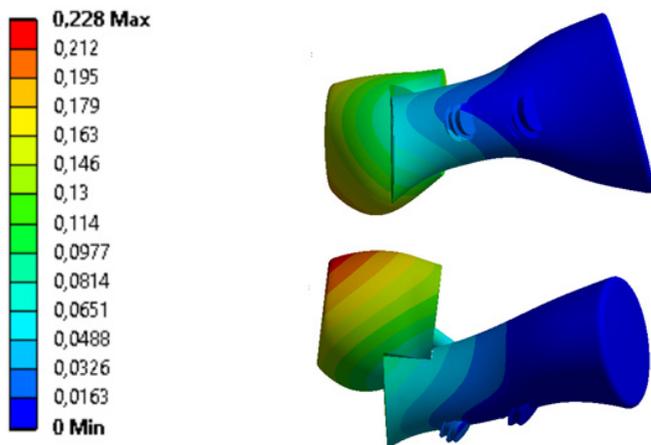


Рис. 27. Распределение значений модуля вектора перемещения при выполнении SD-остеотомии 1ПК

В модели SD-остеотомии максимальные значения модуля вектора перемещения имеют прямую пропорциональную зависимость от величины прикладываемой внешней нагрузки (рис. 28). В то же время максимальные величины модуля вектора перемещения в данной модели остеотомии в обоих случаях нагружения были значительно меньше уровня, оказывающего отрицательное влияние на регенерацию костной ткани в зоне межфрагментарного контакта.

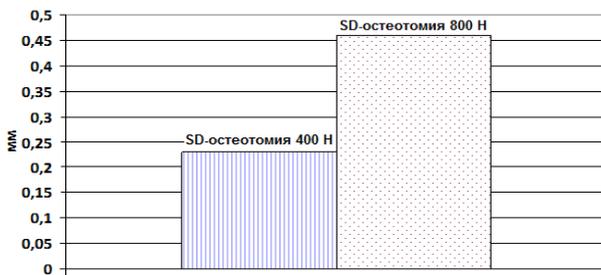


Рис. 28. Максимальные значения модуля вектора перемещения (мм) в системе «кость – винты» при выполнении SD-osteотомии при нагрузке на подошвенную поверхность головки 1 ПК 400 и 800 Н

В модели SD-osteотомии было отмечено равномерное распределение минимального уровня концентрации эквивалентных напряжений во всей плюсневой кости (рис. 29). Умеренный уровень напряжений создавался в области латеральной половины проксимального фрагмента в средней трети плюсневой кости. Максимальные значения напряжений распределялись на поверхности средней и дистальной части винтов, в зоне их контакта с костью.

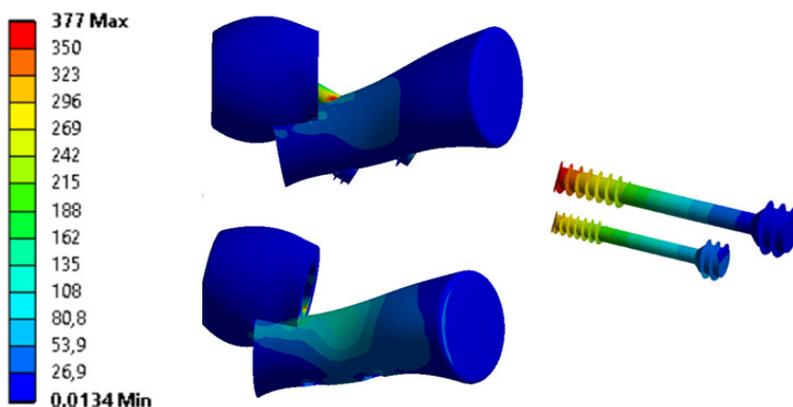


Рис. 29. Распределение эквивалентных напряжений при выполнении SD-osteотомии 1ПК

Максимальные значения эквивалентных напряжений в том и другом случае нагружения модели SD-остеотомий 1ПК не превосходят 370 МПа (рис. 30), что ниже предела прочности стали. Эта модель остеотомии обладает большим потенциалом стабильности.

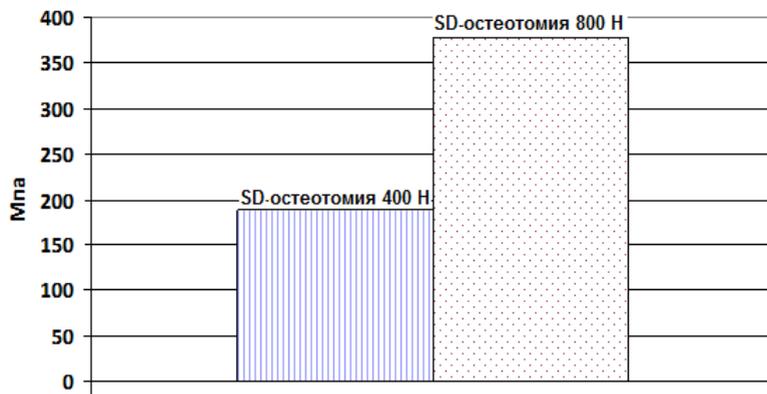


Рис. 30. Максимальные значения эквивалентных напряжений (МПа) в системе «кость – винты» при выполнении SD-остеотомии при нагрузке на подошвенную поверхность головки 1ПК 400 и 800 Н

Анализ представленных показателей напряженно-деформированного состояния биотехнической системы «кость – винты» при выполнении остеотомий 1ПК позволил определить, что:

1) при выполнении шевронной остеотомии 1ПК наибольшие значения эквивалентных напряжений сконцентрированы на поверхности винта, в зоне его контакта с костью, что характеризует данную биомеханическую систему как потенциально нестабильную при длительном воздействии циклических нагрузок;

2) при выполнении scarf-остеотомии 1ПК значения эквивалентных напряжений распределяются не только в зоне контакта винтов с костью, но также в зоне контакта костных фрагментов, что характеризует данную биомеханическую систему как потенциально стабильную при длительном воздействии циклических нагрузок;

3) максимальные значения модуля вектора перемещения системы «кость – винты» при выполнении шевронной и scarf-остеотомии 1ПК со смещением костных фрагментов на $1/3$ ширины не превышают безопасного уровня для регенерации костной ткани;

4) значительное увеличение показателей максимальных эквивалентных напряжений и модуля вектора перемещения при перемещении дистального фрагмента на $2/3$ ширины в случае выполнения шевронной остеотомии 1ПК указывает на тенденцию к потере стабильности и существенному снижению запаса прочности в данной системе «кость – фиксатор» (риск возникновения необратимой пластической деформации);

5) максимальные значения модуля вектора перемещения системы «кость-винты» при выполнении scarf-остеотомии 1ПК со смещением костных фрагментов на $2/3$ ширины не превышают безопасного уровня для регенерации костной ткани;

6) максимальные значения модуля вектора перемещения системы «кость – винты» при выполнении SD-остеотомии 1ПК не превышают безопасного уровня для регенерации костной ткани и указывают на значительный запас прочности (отсутствие риска возникновения необратимой пластической деформации).

ГЛАВА 3. ХИРУРГИЧЕСКАЯ КОРРЕКЦИЯ ДЕФОРМАЦИИ ПЕРВОГО ЛУЧА СТОПЫ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ БИОМЕХАНИЧЕСКОГО МОДЕЛИРОВАНИЯ ОСТЕОТОМИЙ ПЕРВОЙ ПЛЮСНЕВОЙ КОСТИ

3.1. Собственный алгоритм хирургической коррекции деформации первого луча стопы

С учетом результатов биомеханического моделирования, полученных при выполнении первого этапа исследования, нами был предложен алгоритм выбора остеотомий 1ПК. При легкой степени деформации индивидуального биомеханического моделирования не требуется. В то же время предпочтение следует отдавать укороченному варианту scarf-osteotomy с фиксацией одним винтом (рис. 31).

Легкая степень деформации первого луча стопы ($M1P1 \leq 30^\circ$ $M1M2 \leq 12^\circ$)



Предпочтительно – укороченный вариант scarf-osteotomy с фиксацией одним винтом. Возможно – шевронная остеотомия.

Рис. 31. Алгоритм выбора остеотомии 1ПК на этапе предоперационного планирования хирургической коррекции легкой деформации 1ЛС

Для иллюстрации приводим клинический пример.

Пациентка П., 27 лет. Диагноз: «Приобретенная статическая деформация переднего отдела правой стопы. Вальгусная деформация первого пальца правой стопы». Легкая степень деформации 1ЛС была подтверждена данными предоперационной рентгенографии (рис. 32А). Выполнена укороченная scarf-остеотомия 1ПК с фиксацией одним винтом в комбинации с чрескожной нефиксируемой остеотомией проксимальной фаланги 1ПС. Достигнута эффективная коррекция деформации, подтвержденная данными контрольной рентгенографии (рис. 32Б).



Рис. 32. Рентгенологическая характеристика степени деформации и эффективности коррекции первого луча правой стопы пациентки П. при помощи укороченного варианта scarf-остеотомии с фиксацией одним винтом в комбинации с нефиксируемой чрескожной остеотомией проксимальной фаланги 1ПС: А – рентгенограмма переднего отдела правой стопы до операции; Б – контрольная послеоперационная рентгенограмма переднего отдела правой стопы

Существенной особенностью выполнения укороченной scarf-остеотомии является возможность достижения необходимой коррекции 1ЛС через небольшой операционный доступ (2–2,5 см), что подтверждается интраоперационными фотографиями правой стопы пациентки П. (рис. 33).

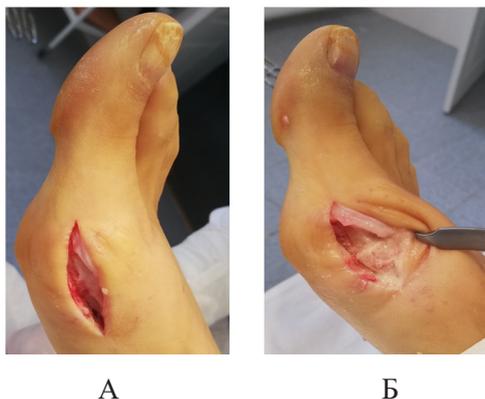


Рис. 33. Интраоперационные фотографии правой стопы пациентки П., 27 лет: А – операционный доступ; Б – положение фрагментов 1ПК после выполнения укороченной scarf-остеотомии

Эффективность хирургической коррекции 1ЛС у пациентки П. была также подтверждена при сравнении фотографий правой стопы до и после операции (рис. 34).

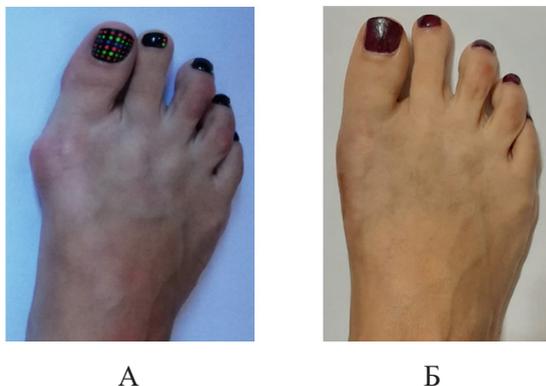


Рис. 34. Фотографии правой стопы пациентки П., 27 лет: А – до операции; Б – после операции

При планировании хирургической коррекции выраженной степени деформации 1ЛС считаем целесообразным выполнение индивидуального биомеханического моделирования (с учетом невозможности достичь благоприятных условий фиксации при использовании укороченного варианта scarf-остеотомии с фиксацией одним винтом или шевронной остеотомии) (рис. 35).



Рис. 35. Алгоритм выбора остеотомии 1ПК на этапе предоперационного планирования хирургической коррекции выраженной степени деформации 1ЛС

Для иллюстрации приводим клинический пример.

Пациентка С., 32 года. Диагноз: «Приобретенная статическая деформация переднего отдела обеих стоп. Вальгусная деформация первых пальцев, варусная деформация пятых пальцев обеих стоп». Выраженная степень деформации первого луча обеих стоп была подтверждена данными предоперационной рентгенографии (рис. 36А). Биомеханическое моделирование подтвердило возможность выполнения укороченного варианта scarf-остеотомии 1ПК с фиксацией двумя винтами на обеих стопах. Достигнута эффективная коррекция деформации, подтвержденная данными контрольной рентгенографии (рис. 36Б).



Рис. 36. Рентгенологическая характеристика степени коррекции первых лучей обеих стоп пациентки С. при помощи укороченного варианта scarf-остеотомии с фиксацией двумя винтами: А – рентгенограмма передних отделов стоп до операции; Б – контрольная послеоперационная рентгенограмма стоп

Пациентка использовала обувь Барука в течение 4 недель после операции. Двигательная активность в течение первых двух недель была существенно ниже привычного уровня, однако отсутствовала необходимость в посторонней помощи и использовании средств дополнительной опоры. На протяжении 3-й и 4-й недель двигательный режим существенно расширился.

На контрольной рентгенограмме через 3 месяца после операции, выполненной в рамках комплексной оценки ближайшего результата лечения, выявлены признаки консолидации фрагментов остеотомии 1ПК на обеих стопах без вторичного смещения (рис. 37).



Рис. 37. Контрольная рентгенограмма стоп пациентки С. через 3 месяца после операции

Эффективность хирургической коррекции 1ЛС у пациентки С. была также подтверждена при сравнении фотографий стоп до и после операции (рис. 38).



Рис. 38. Фотографии стоп пациентки С., 32 года: А – до операции; Б – после операции

У пациентов с тяжелой степенью деформации 1ЛС также считаем целесообразным выполнение индивидуального биомеханического моделирования (с учетом невозможности достичь во всех случаях необходимой коррекции и благоприятных условий фиксации при использовании scarf-остеотомии) (рис. 39).



Рис. 39. Алгоритм выбора остеотомии 1ПК на этапе предоперационного планирования хирургической коррекции тяжелой степени деформации 1ЛС

Для иллюстрации приводим клинические примеры.

Пациентка Н., 46 лет. Диагноз: «Приобретенная статическая деформация переднего отдела левой стопы. Вальгусная деформация I ПС». Тяжелая степень деформации первого луча левой стопы была подтверждена данными предоперационной рентгенографии (рис. 40).



Рис. 40. Рентгенограмма переднего отдела левой стопы пациентки Н., выполненная на этапе предоперационного обследования

Биомеханическое моделирование подтвердило возможность выполнения стандартного варианта scarf-остеотомии 1ПК с фиксацией тремя винтами. Для ограничения нагрузки на 1ПК в раннем и ближайшем послеоперационном периоде пациентка использовала обувь Барука в течение 5 недель после операции. Несмотря на существенное ограничение двигательной активности в течение первых двух недель, пациентка обходилась без посторонней помощи и средств дополнительной опоры. В период с 3-й по 5-ю неделю пациентка С. постепенно увеличивала двигательную активность и степень нагрузки на левую стопу. На контрольной рентгенограмме через 3 месяца после операции, выполненной в рамках комплексной оценки ближайшего результата лечения, выявлены признаки консолидации фрагментов остеотомии 1ПК левой стопы без вторичного смещения (рис. 41).



Рис. 41. Контрольная рентгенограмма стоп пациентки Н. через 3 месяца после операции

Эффективность хирургической коррекции 1ЛС у пациентки Н. была также подтверждена при сравнении фотографий стоп до и после операции (рис. 42).



А

Б

Рис. 42. Фотографии правой стопы пациентки Н.:
А – до операции; Б – после операции

Пациентка К., 74 года. Диагноз: «Приобретенная статическая деформация переднего отдела обеих стоп. Вальгусная деформация первых пальцев, молоткообразная деформация 2, 3 пальцев». Тяжелая степень деформации первого луча обеих стоп была подтверждена данными предоперационной рентгенографии. Предоперационное геометрическое планирование показало возможность достижения необходимой коррекции при помощи SD-остеотомии 1ПК. По результатам биомеханического моделирования было сделано заключение о нецелесообразности выполнения двусторонней коррекции в рамках одной операционной сессии в связи с необходимостью применения средств дополнительной опоры (костылей или ходунков) наряду с послеоперационной обувью Барука. С учетом выраженности болевого синдрома и проблем с подбором обуви в первую очередь была выполнена хирургическая коррекция переднего отдела левой стопы, рентгенограмма которой представлена на рисунке (рис. 43).

Достигнута эффективная коррекция деформации, подтвержденная данными контрольной рентгенографии (рис. 44).



Рис. 43. Рентгенограмма переднего отдела левой стопы пациентки К., выполненная на этапе предоперационного обследования



Рис. 44. Контрольная послеоперационная рентгенограмма переднего отдела левой стопы пациентки К.

В раннем и ближайшем послеоперационном периоде пациентка К. использовала обувь Барука и ходунки в течение 6 недель после операции. В связи возрастными особенностями пациентка отмечала значительное ограничение двигательной активности в течение первых 4 недель. Тем не менее она не испытывала необходимости в постороннем уходе. В период с 4-й по 6-ю неделю пациентка К. постепенно увеличивала двигательную активность и степень нагрузки на левую стопу. Для уточнения вопроса о возможности полной нагрузки на левую стопу была выполнена контрольная рентгенография через 6 недель после операции. Признаков нарушения процесса регенерации костной ткани в зоне остеотомии и вторичного смещения фрагментов 1ПК обнаружено не было (рис. 45).



Рис. 45. Контрольная рентгенограмма переднего отдела левой стопы пациентки К. через 6 недель после операции

Эффективность хирургической коррекции 1ЛС у пациентки К. была также подтверждена при сравнении фотографий стоп до и после операции (рис. 46).



Рис. 46. Фотографии переднего отдела левой стопы пациентки К.: А – до операции; Б – после операции

Применение предложенного алгоритма повлияло на выбор способа остеотомии и хирургической тактики лечения у 50 пациенток основной группы, что оказалось наиболее оправданным в случаях средней и значительной степени деформации 1ЛС, избыточной массы тела, уменьшения прочностных свойств костной ткани вследствие остеопороза. Такой подход позволил обоснованно уменьшить степень операционной травмы за счет применения укороченных вариантов scarf-osteotomy с фиксацией одним бикортикальным винтом у всех пациенток с умеренной степенью и 9 пациенток со средней степенью деформации 1ЛС. У 7 пациенток основной группы со значительной степенью деформации 1ЛС было принято решение о нецелесообразности одномоментной двусторонней операции и необходимости применения дополнительных средств опоры (коштылей и ходунков) наряду со специальной обувью в послеоперационном

периоде. У 47 пациенток контрольной группы предоперационное планирование проводилось с учетом известных подходов к интерпретации данных клинической и рентгенологической оценки деформации 1ЛС.

3.2. Оценка ближайших и отдаленных результатов хирургической коррекции деформации первого луча стопы

Отсутствие достоверных отличий в рентгенологической динамике у пациенток основной и контрольной групп (табл. 4) показало, что использование стандартного (клинико-рентгенологического и геометрического) алгоритма предоперационного планирования позволяет добиться высокой эффективности устранения деформации 1ЛС.

Таблица 4

Рентгенологические показатели степени деформации 1ЛС у пациенток основной и контрольной групп до и после операции

Рентгенологический показатель деформации первого луча стопы	Группы пациенток	
	основная группа (n = 50)	контрольная группа (n = 47)
∠M1M2 до операции, °	19,1 (13,2; 29,4)	18,7 (12,5; 28,9)
∠M1M2 после операции, °:		
через 3 месяца после операции	10,9 (8,7; 14,9)	11,2 (8,4; 15,4)
6 месяцев после операции	11,7 (9,5; 16,2)	12,1 (9,8; 16,5)
12 месяцев после операции	13,8 (10,9; 17,2)	14,3 (11,2; 18,3)
∠M1P1 до операции, °	35,2 (24,7; 39,8)	34,8 (24,2; 39,5)
∠M1P1 после операции, °:		
через 3 месяца после операции	9,6 (5,5; 11,2)	9,5 (4,9; 10,9)
6 месяцев после операции	11,3 (6,9; 12,5)	11,6 (7,1; 12,8)
12 месяцев после операции	12,2 (8,3; 13,9)	12,7 (8,6; 14,1)

Примечание: данные представлены в виде медианы, нижнего (25%) и верхнего (75%) квартилей; p (двусторонний) – критерий достоверности сравнения показателя между основной и контрольной группами пациенток (* – p < 0,05).

В то же время оценка состояния 1ЛС и 1ПФС сустава позволила выявить существенные и достоверные отличия значений интегрального показателя шкалы ACFAS SCORING SCALE (Module 1) между группами пациенток в ближайший и отдаленный послеоперационные периоды (табл. 5). В основной группе он был больше на 8,9–11,8 балла.

Таблица 5

**Результаты хирургической коррекции деформации 1ЛС
по шкале ACFAS SCORING SCALE (Module 1)**

Сроки проведения оценки	Группы пациенток	
	основная группа (n = 50)	контрольная группа (n = 47)
Через 3 месяца после операции	86,1 (84,8; 88,9)	77,2 * (73,4; 79,1)
6 месяцев после операции	93,4 (91,5; 95,6)	83,1* (80,2; 85,4)
12 месяцев после операции	92,1 (91,5; 95,6)	80,3* (78,2; 85,4)

Примечание: данные представлены в виде медианы, нижнего (25%) и верхнего (75%) квартилей; p – (двусторонний) критерий достоверности сравнения показателя между основной и контрольной группами пациенток (* – $p < 0,05$).

Детальный анализ значимости составных критериев шкалы ACFAS SCORING SCALE (Module 1) позволил установить существенные отличия в динамике восстановительных процессов после хирургической коррекции 1ЛС у пациенток основной и контрольной группы (табл. 6–8). К моменту оценки ближайших результатов лечения (через 3 месяца после операции) в 1/5 случаев основной группы отмечались существенные ограничения амплитуды движений 1ПФС, что на 5,5% было меньше в сравнении с контрольной группой (табл. 6). Частота встречаемости отека в области 1ПФС на 3,3% была меньше у пациенток основной группы. Значимый болевой синдром отсутствовал у 88% пациенток основной и 76,6% пациенток контрольной группы. Удовлетворенность косметическим результатом операции выразили 78% пациенток основной и 61,7% пациенток контрольной группы. Не испытывали значимых затруднений при подборе обуви 82% пациенток основной и 78,7% пациенток контрольной группы.

Таблица 6

Клинико-функциональные показатели через 3 месяца после хирургической коррекции деформации 1ЛС

Клинико-функциональные критерии эффективности лечения	Группы пациенток	
	основная группа (n = 50)	контрольная группа (n = 47)
Ограничение амплитуды движений первого плюснефалангового сустава:	10 (20%)	12 (25,5%)
Отек в области первого плюснефалангового сустава:	9 (18%)	10 (21,3%)
Боль и ограничение активности:		
Нет боли, нормальная активность	23 (46%)	17 (36,2%)
Легкая эпизодическая боль без ограничения активности	21 (42%)	19 (40,4%)
Выраженная боль и заметное ограничение активности	6 (12%)	5 (10,6%)
Значительная боль и значительное ограничение активности	–	6 (12,8%)
Тяжелая боль, ограничивающая всякую активность	–	–
Косметический вид:		
Полностью удовлетворен	17 (34%)	10 (21,3%)
В основном удовлетворен	22 (44%)	19 (40,4%)
Затрудняюсь оценить / нейтрально	6 (12%)	13 (27,7%)
В основном не удовлетворен	5 (10%)	5 (10,6%)
Определенно не удовлетворен	–	–
Функциональные возможности:		
Возможность постоянно носить любую обувь	15 (30%)	10 (21,3%)
Возможность носить любую обувь в большинстве случаев	26 (52%)	27 (57,4%)
Возможность носить только прогулочную, спортивную или не модельную обувь	9 (18%)	9 (19,1%)
Возможность носить только специальную ортопедическую или индивидуальную обувь	–	1 (2,2%)

Через 6 месяцев после операции в обеих группах была отмечена существенная положительная динамика (табл. 7). Частота встречаемости ограничения амплитуды движений 1ПФС уменьшилась в основной группе на 12%. Этот показатель оказался на 4,8% меньше в сравнении с аналогичным в контрольной группе пациенток. Отек в области 1ПФС отмечался у пациенток основной группы на 4,4% реже в сравнении с контрольной группой. Отсутствие значимого болевого синдрома отметили 98% пациенток основной и 74,4% пациенток контрольной группы. Удовлетворенность косметическим результатом операции выразили 86% пациенток основной и 66% пациенток контрольной группы. Не испытывали значимых затруднений при подборе обуви 92% пациенток основной и 87,2% пациенток контрольной группы.

Таблица 7

**Клинико-функциональные показатели через 6 месяцев
после хирургической коррекции деформации 1ЛС**

Клинико-функциональные критерии эффективности лечения	Группы пациенток	
	основная группа (n = 50)	контрольная группа (n = 47)
Ограничение амплитуды движений первого плюснефалангового сустава:	4 (8%)	6 (12,8%)
Отек в области первого плюснефалангового сустава:	1 (2%)	3 (6,4%)
Боль и ограничение активности:		
Нет боли, нормальная активность	25 (50%)	1(40,4%)
Легкая эпизодическая боль без ограничения активности	24 (48%)	16 (34,0%)
Выраженная боль и заметное ограничение активности	1 (2%)	7 (14,9%)
Значительная боль и значительное ограничение активности	–	4 (8,5%)
Тяжелая боль, ограничивающая всякую активность	–	1 (2,2%)
Косметический вид:		
Полностью удовлетворен	19 (38%)	11 (23,4%)
В основном удовлетворен	24 (48%)	20 (42,6%)

Окончание табл. 7

Клинико-функциональные критерии эффективности лечения	Группы пациенток	
	основная группа (n = 50)	контрольная группа (n = 47)
Затрудняюсь оценить / нейтрально	4 (8%)	12 (25,5%)
В основном не удовлетворен	3 (6%)	4 (8,5%)
Определенно не удовлетворен	–	–
Функциональные возможности:		
Возможность постоянно носить любую обувь	16 (32%)	10 (21,3%)
Возможность носить любую обувь в большинстве случаев	30 (60%)	31 (65,9%)
Возможность носить только прогулочную, спортивную или немодельную обувь	4 (8%)	5 (10,6%)
Возможность носить только специальную ортопедическую или индивидуальную обувь	–	1 (2,2%)

К моменту оценки отдаленных результатов хирургической коррекции 1ЛС (через 1 год после операции) была отмечена более высокая частота удовлетворенности косметическим результатом у пациенток основной группы (на 12,5%) по сравнению с контрольной (табл. 8).

Таблица 8

Клинико-функциональные показатели через 12 месяцев после хирургической коррекции деформации 1ЛС

Клинико-функциональные критерии эффективности лечения	Группы пациенток	
	основная группа (n = 50)	контрольная группа (n = 47)
Ограничение амплитуды движений первого плюснефалангового сустава:	6 (12%)	8 (17,1%)
Отек в области первого плюснефалангового сустава:	2 (4%)	5 (10,6%)
Боль и ограничение активности:		
Нет боли, нормальная активность	27 (54%)	20 (42,5%)
Легкая эпизодическая боль без ограничения активности	21 (42%)	19 (40,4%)

Клинико-функциональные критерии эффективности лечения	Группы пациенток	
	основная группа (n = 50)	контрольная группа (n = 47)
Выраженная боль и заметное ограничение активности	2 (4%)	4 (8,5%)
Значительная боль и значительное ограничение активности	–	3 (6,4%)
Тяжелая боль, ограничивающая всякую активность	–	1 (2,2%)
Косметический вид:		
Полностью удовлетворен	19 (38%)	12 (25,5%)
В основном удовлетворен	25 (50%)	22 (46,8%)
Затрудняюсь оценить / нейтрально	3 (6%)	8 (17,1%)
В основном не удовлетворен	3 (6%)	4 (8,5%)
Определенно не удовлетворен	–	–
Функциональные возможности:		
Возможность постоянно носить любую обувь	17 (34%)	11 (23,4%)
Возможность носить любую обувь в большинстве случаев	29 (58%)	30 (63,8%)
Возможность носить только прогулочную, спортивную или немодельную обувь	4 (8%)	5 (10,6%)
Возможность носить только специальную ортопедическую или индивидуальную обувь	–	1 (2,2%)

С учетом сопоставимых рентгенологических показателей эффективности операций объективной причиной такого отличия явилась лучшая динамика анатомо-функционального восстановления. Частота встречаемости ограничения амплитуды движений 1ПФС оказалась на 5,1% меньше в сравнении с контрольной группой пациенток. Отек в области 1ПФС отмечался у пациенток основной группы на 6,6% реже в сравнении с контрольной группой. Отсутствие значимого болевого синдрома отметили 96% пациенток основной и 82,9% пациенток контрольной группы. Частота различных вариантов ограничения функциональных возможностей ношения обуви в основной группе оказалась на 2,6–9,4% меньше аналогичных показателей контрольной группы. Более точная оценка условий фиксации и нагрузки у пациенток основной группы способствовала уменьшению периода болевого синдрома в 1,6 раза и

сохранения отека области 1ПФС в 2,2 раза, снижению выраженности боли на 3–4 балла (по ВАШ), спаду частоты возникновения и степени выраженности стойких ограничений амплитуды движений 1ПФС в 1,4 и 2,7 раза соответственно.

Анализ осложнений, повлиявших на результат хирургической коррекции деформации 1ЛС у пациенток основной и контрольной групп (табл. 9) также подтвердил эффективность предложенного нами алгоритма предоперационного планирования.

Таблица 9

Осложнения после хирургической коррекции деформации 1ЛС (повлиявшие на результат лечения)

Осложнения	Группы пациенток	
	основная группа (n = 50)	контрольная группа (n = 47)
Вторичное смещение в зоне остеотомии 1ПК	0	1 (2,2%)
Миграция винтов	0	5 (10,6%)
Асептический некроз головки 1ПК	1 (2%)	2 (4,4%)
Артрозо-артрит 1ПФС, проявляющийся контрактурой, периартикулярным отеком и болевым синдромом	4 (8%)	6 (12,8%)
Рецидив деформации	1 (2%)	2 (4,4%)
Перегрузочная метатарзалгия	3 (6%)	6 (12,8%)
Общее количество пациентов с осложнениями, повлиявшими на исход лечения	5 (10%)	8 (17,1%)

Общее количество осложнений у пациенток основной группы оказалось в 1,7 раза меньшим по сравнению с контрольной группой. Детальный анализ позволил обратить внимание на отсутствие осложнений, связанных с выраженной нестабильностью в зоне остеотомии 1ПК в основной группе пациенток. В то же время такие осложнения (вторичное смещение фрагментов и миграция винтов) возникли у 6 пациенток контрольной группы (12,8%). Вдвое меньшей оказалась частота возникновения асептического некроза головки 1ПК и перегрузочной метатарзалгии у пациенток основной группы по сравнению с контрольной. Несмотря на минимальное количество случаев рецидива деформации в

обеих группах пациенток, частота этого осложнения оказалась большей в 2,2 раза в контрольной группе пациенток. Анализ осложнений, оказавших значимое влияние на результат лечения, позволил сделать вывод, что индивидуальный подход к предоперационному планированию с использованием биомеханического моделирования остеотомии 1ПК способствует уменьшению риска возникновения нестабильности в системе «кость – фиксаторы», а также нарушений регенераторных процессов в зоне оперативного вмешательства. Средняя продолжительность периода восстановления опорно-двигательной функции после хирургической коррекции 1ЛС у пациенток основной группы составила 45 (36,4; 57,8) дней, в то время как у пациенток контрольной группы – 52 (40,2; 62,1) дня. Несмотря на восстановление нормального паттерна ходьбы с перекатом стопы и привычного уровня повседневной активности, пациентки в большинстве случаев указывали на сохранение «отечности» ПОС. Необходимость использования просторной обуви у пациенток основной группы имела место до 51,3 (42,2; 57,6) дня. Аналогичный показатель в контрольной группе пациенток составил 58,3 (54,1; 65,8) дней. Отмеченные отличия позволяют утверждать, что индивидуальный подход к предоперационному моделированию биомеханических условий в зоне остеотомии 1ПК способствует повышению эффективности комплексного восстановительного лечения при хирургической коррекции 1ЛС.

Таким образом, достоверное улучшение клинико-функциональных показателей в периоде послеоперационного восстановительного лечения подтвердило эффективность применения биомеханического моделирования остеотомий 1ПК на этапе предоперационного планирования хирургической коррекции деформаций 1ЛС.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Статические деформации ПОС являются распространенной ортопедической патологией, сопровождающейся болевым синдромом, проблемами с подбором обуви, косметическим дефектом, возникновением временной нетрудоспособности, а также снижением двигательной и социальной активности [1–5]. По данным различных авторов, частота встречаемости данной нозологии достигает 23% в молодом и среднем возрасте (18–65 лет) [1; 4; 5]. Этому способствует увеличение доли городского населения, повседневная активность которого связана со стремлением носить модную обувь, оказывающую негативное влияние на возникновение патологии стопы. Актуальность лечения статических деформаций стопы обусловлена их распространенностью, а также негативным влиянием на качество жизни пациентов, походку, балансовую устойчивость и риск падений [4].

Приоритетность и эффективность хирургической коррекции ЛЛС подтверждается мнением преобладающего большинства профильных специалистов, основанном на результатах многочисленных исследований [11; 12; 193]. Реконструкции ИПК отдается первостепенная роль в рамках реализации актуальных алгоритмов хирургии ПОС [19]. Шевронная и scarf остеотомии являются наиболее популярными в клинической практике техниками этой реконструкции [20].

Перспективные направления совершенствования алгоритмов предоперационного планирования должны быть основаны на индивидуальном подходе к выбору остеотомий. Одним из критериев такого подхода, требующим дополнительного изучения, является влияние этой операции на мобильность ИПК [21; 22]. Другим аспектом реализации этой стратегии может послужить разработка и внедрение методов количественной оценки остеотомий.

Моделирование остеотомии 1ПК является обоснованным и актуальным методом, позволяющим повысить эффективность предоперационного планирования и выбора способа хирургической коррекции 1ЛС [23]. Биомеханическое экспериментальное моделирование на кадаверном материале и полимерных муляжах имеет ряд существенных ограничений, исключающих возможность его применения в рамках индивидуального подхода к предоперационному планированию [25]. Таким требованиям отвечает метод конечно-элементного моделирования, все шире применяющийся в современных системах поддержки принятия врачебных решений [26]. Создание такой системы является актуальной задачей современной хирургии стопы, отвечающей требованиям доказательной медицины.

Объективную сравнительную оценку систем «кость – фиксаторы» при выполнении наиболее распространенных в клинической практике способов остеотомий 1ПК мы провели путем решения биомеханической задачи на основе конечно-элементного моделирования, достаточно часто используемого в ортопедической биомеханике.

Пространственные геометрические модели 1ПК были получены нами с помощью КТ и программной системы автоматизированного проектирования Solid Works с последующим их экспортом в конечно-элементный пакет Ansys Workbench.

В результате численного эксперимента была проведена оценка напряженно-деформированного состояния тканей 1ПК при выполнении шевронной и scarf-osteotomii с различной степенью перемещения костных фрагментов при условии приложения внешней силы величиной 300 Н со стороны подошвенной поверхности головки 1ПК.

Анализ результатов проведенного нами биомеханического моделирования позволил сделать обоснованное заключение о том, что применение диафизарной scarf-osteotomii с целью хирургической коррекции деформации 1ЛС позволяет достигнуть достоверно лучших количественных показателей стабильности системы «кость – фиксаторы» по сравнению с использованием шевронной остеотомии.

С учетом результатов биомеханического моделирования нами был предложен алгоритм выбора способа остеотомий 1ПК. При умеренной степени деформации предпочтение отдавали укороченному варианту scarf-osteotomii с фиксацией одним винтом. При планировании хи-

рургической коррекции средней и значительной степени деформации ЛС считаем целесообразным выполнение индивидуального биомеханического моделирования остеотомии ИПК, эффективность использования которого была проанализирована при лечении 97 пациенток. Такой подход оказал влияние на выбор способа остеотомии и хирургической тактики лечения у 50 пациенток, включенных в основную группу. В контрольной группе (47 пациенток) в качестве поддержки принятия решений на этапе предоперационного планирования использовались общепринятые в современной клинической практике клинико-рентгенологические алгоритмы оценки деформации ЛС.

Индивидуальный подход к оценке биомеханических условий фиксации и нагрузки у пациенток основной группы способствовал улучшению динамики восстановительных процессов по сравнению с контрольной группой. Длительность болевого синдрома уменьшилась в 1,6 раза. Выраженность болевого синдрома снизилась на 3–4 балла (по ВАШ). Период сохранения отека области ИПФС сократился в 2,2 раза. Частота возникновения и степень выраженности контрактур ИПФС уменьшились в 1,4 и 2,7 раза соответственно.

Несмотря на сопоставимую рентгенометрическую степень достигнутой хирургической коррекции, показатель удовлетворенности косметическим результатом у пациенток основной группы на 12,5% превысил аналогичный параметр в контрольной группе. На различие в субъективной оценке внешнего вида стопы оказала влияние лучшая динамика уменьшения отека в послеоперационном периоде у пациенток основной группы. Показатели функциональных возможностей ношения обуви в основной группе оказались лучше на 2,6–9,4%. Аналогичные отличия касались амплитуды движений ИПФС.

Сравнительная оценка осложнений, возникших у пациенток основной и контрольной групп, послужила дополнительным основанием для положительной оценки индивидуального подхода к предоперационному планированию с использованием биомеханического моделирования остеотомии ИПК. Применение усовершенствованного алгоритма поддержки принятия врачебных решений способствует уменьшению риска возникновения нестабильности в системе «кость – фиксаторы» и нарушений регенераторных процессов в зоне оперативного вмешательства.

Таким образом, многообразие индивидуальных особенностей оказывает существенное влияние на сложность предоперационного планирования хирургической коррекции ПОС. Целесообразность усовершенствования популярного в ортопедической клинической практике метода моделирования операций имеет научное обоснование и практическую значимость. Биомеханическая оценка остеотомий 1ПК с использованием метода конечно-элементного моделирования позволяет решить множество вопросов, связанных с выбором способа операции и режима послеоперационной нагрузки в рамках персонализированной клинической практики. Эффективность использования такого подхода в качестве дополнительного компонента системы поддержки врачебных решений в хирургии стопы продемонстрирована в рамках пилотного проекта, представленного в монографии.

ЛИТЕРАТУРА

1. Coughlin M. J., Jones C. P. *Hallux valgus*: demographics, etiology, and radiographic assessment // *J. Foot & Ankle Int.* – 2007. – Vol. 28, № 7. – P. 759–777.

2. Myerson M. S. *Hallux valgus* / *Foot and Ankle Disorders.* – Philadelphia: W.B. Saunders Company, 2000. – P.213–288.

3. *Hallux valgus* in males-part 1: demographics, etiology, and comparative radiology / C. Nery, M. J. Coughlin, D. Baumfeld [et al.] // *J. Foot & Ankle Int.* – 2013. – Vol. 34, № 5. – P. 629–635.

4. Nix S., Smith M., Vicenzino B. Prevalence of *hallux valgus* in the general population: a systematic review and meta-analysis // *J. Foot & Ankle Res.* – 2010. – № 3. – P. 21–29.

5. Richardson E. G. Disorders of *hallux*. Campbell's operative orthopaedics // Mosby Elsevier. – 2008. – Vol. 4, № 4. – P. 4471–4586.

6. Сорокин Е. П. Клинико-биомеханическая оценка эффективности различных методик оперативного лечения вальгусного отклонения первого пальца стопы: дис. ... канд. мед. наук. – СПб., 2013. – 176 с.

7. *Hallux valgus* and plantar pressure loading: the Framingham foot study / A. Galica, T. J. Hagedorn, A. B. Dufour [et al.] // *J. Foot & Ankle Res.* – 2013. – № 6. – P.42.

8. Scarf osteotomy for *hallux valgus*. A prospective clinical and pedobarographic study / S. Jones, H. A. Al Hussainy, F. Ali [et al.] // *J. Bone Joint Surg. Br.* – 2004. – Vol. 86, № 6. – P. 830–836.

9. Карданов А. А. Хирургическая коррекция деформаций стопы. – М.: Медпрактика-М, 2016. – 220 с.

10. Карданов А. А., Макияня Л. Г., Лукин М. П. Оперативное лечение деформаций первого луча стопы: история и современные аспекты. – М.: Медпрактика, 2008. – 103 с.

11. Усольцев И. В., Леонова С. Н. Проблемы диагностики и хирургического лечения вальгусного отклонения первого пальца стопы (обзор литературы) // Acta Biomedica Scientifica. – 2017. – Т. 2, № 6. – С. 69–75.

12. Coughlin M. J., Mann R. A., Saltzman C. L. *Hallux Valgus*. Surgery of the Foot and Ankle. 8th Edition // Mosby Elsevier. – 2007. – № 8. – P. 265–267.

13. Easley M. E, Trnka H. J. Current concepts review: *hallux valgus* part II: operative treatment // J. Foot & Ankle Int. – 2007. – Vol. 28, № 6. – P. 748–758.

14. Diagnosis and treatment of first metatarsophalangeal joint disorders. Section 1: *hallux valgus* / J. V. Vanore, J. C. Christensen, S. R. Kravitz [et al.] // J. Foot & Ankle Surg. – 2003. – Vol. 42, № 3. – P. 112–123.

15. Bettenhausen D. A., Cragel M. The offset-V osteotomy with screw fixation: a retrospective evaluation of unilateral versus bilateral surgery // J. Foot & Ankle Surg. – 1997. – № 6. – P. 418–421.

16. Unilateral versus bilateral first ray surgery: a prospective study of 186 consecutive cases-patient satisfaction, cost to society, and complications / R. Fridman, J. Cain, L. Weil [et al.] // J. Foot & Ankle Spec. – 2009. – Vol. 2, № 3. – P. 123–129.

17. The SCARF osteotomy for the correction of *hallux valgus* deformities / K. H. Kristen, C. Berger, S. Stelzig [et al.] // J. Foot & Ankle Int. – 2002. – Vol. 23, № 3. – P. 221–229.

18. Sammarco G. J., Russo-Alesi F. G. Bunion correction using proximal chevron osteotomy: a single-incision technique // J. Foot & Ankle Int. – 1998. – Vol. 19, № 7. – P. 430–437.

19. Nyska M. Principles of first metatarsal osteotomies // J. Foot & Ankle Clin. – 2001. – Vol. 6, № 3. – P. 399–408.

20. Long-term follow-up of a randomized controlled trial comparing Scarf to Chevron osteotomy in hallux valgus correction / R. M. Jeuken, M. G. Schotanus, N. P. Kort [et al.] // J. Foot & Ankle Int. – 2016. – Vol. 37, № 7. – P. 687–695.

21. Roukis T. S., Landsman A. S. Hypermobility of the first ray: a critical review of the literature // J. Foot & Ankle Surg. – 2003. – Vol. 42, № 6. – P. 377–390.

22. Van Beek C., Greisberg J. Mobility of the first ray: review article // J. Foot & Ankle Int. – 2011. – Vol. 32, № 9. – P. 917–922.

23. Primary analysis of the first ray using a 3-dimension finite element foot model / K. Tao, C. T. Wang, D. M. Wang [et al.] // Conf. Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. – 2005. – P. 2946–2949.

24. Jahss M. H., Troy A. I., Kummer F. Roentgenographic and mathematical analysis of first metatarsal osteotomies for *metatarsus primus varus*: a comparative study // J. Foot & Ankle Int. – 1985. – № 5. – P. 280–321.

25. Comparison of screw-fixation stabilities of first metatarsal shaft osteotomies: A biomechanical study / A. M. Unal, O. Baranm, B. Uzun [et al.] // Acta Orthop. Traumatol. Turc. Papers. – 2010. – Vol. 44, № 1. – P. 70–75.

26. Mathematical and computational methods and algorithms in biomechanics of human skeletal systems: an introduction / J. Nedoma, J. Stehlik, I. Hlavacek [et al.]. London: John Wiley & Sons, 2011. – 300 p.

27. Button G., Pinney S. A meta-analysis of outcome rating scales in foot and ankle surgery: is there a valid, reliable, and responsive system? // J. Foot & Ankle Int. – 2004. – № 25. – P. 521–525.

28. Cook J. J. Validation of the American College of Foot and Ankle Surgeons Scoring Scales // J. Foot & Ankle Int. – 2011. – Vol. 50, № 4. – P. 420–429.

29. Guyton G. P. Theoretical limitations of the AOFAS scoring systems: an analysis using Monte Carlo modeling // J. Foot & Ankle Int. – 2001. – Vol. 22, № 10. – P. 779–787.

30. Palladino S.J. Preoperative evaluation of the bunion patient // Textbook of Bunion Surgery. Third Edition. – Philadelphia: W.B. Saunders Company, 2001. – P. 3–71.

31. Pinsker E., Daniels T. AOFAS Position Statement Regarding the Future of the AOFAS Clinical Rating Systems // J. Foot & Ankle Int. – 2011. – Vol. 32, № 9. – P. 841–842.

32. Robinson A. H., Limbers J. P. Modern concepts in the treatment of *hallux valgus* // J. Bone & Joint Surg. Br. – 2005. – Vol. 87, № 8. – P. 1038–1045.

33. The reliability of angular measurements in *hallux valgus* deformities / M. J. Coughlin, E. Freund, A. Roger [et al.] // J. Foot & Ankle Int. – 2001. – Vol. 22, № 5. – P. 369–379.

34. Coughlin M. J., Saltzman C. L., Nunley J. A. Angular measurements in the evaluation of *hallux valgus* deformities: A report of the ad hoc committee of the american orthopaedic foot & ankle society on angular measurements // J. Foot & Ankle Int. – 2002. – Vol. 23, № 1. – P. 68–74.

35. Актуальные рентгеноанатомические параметры переднего отдела стопы / А. А. Карданов, Н. В. Загородний, М. П. Лукин [и др.] // Вестник рентгенологии и радиологии. – 2007. – № 3. – С. 58–64.

36. Карданов А. А. Оперативное лечение деформаций и заболеваний костей и суставов первого луча стопы: автореф. дис.... д-ра мед. наук. – М., 2009. – 30 с.

37. Pilot study of a 3-dimensional method for analysis of pronation of the first metatarsal of *hallux valgus* patients / B. Campbell, M. C. Miller, L. Williams [et al.] // J. Foot & Ankle Int. – 2018. – Vol. 39, № 12. – P. 1449–1456.

38. Clinical and surgical implications of first ray triplane deformity / P. Dayton, M. Kauwe, M. Feilmeier [et al.] // Evidence-Based Bunion Surgery:

A Critical Examination of Current and Emerging Concepts and Techniques. – Switzerland: Springer International, 2018. – P. 73-90.

39. Dayton P., Kauwe M., Feilmeier M. Is our current paradigm for evaluation and management of the bunion deformity flawed? A discussion of procedure philosophy relative to anatomy // *J. Foot & Ankle Surg.* – 2015. – Vol. 54, № 1. – P. 102–111.

40. Dayton P., Kauwe M., Feilmeier M. Clarification of the anatomic definition of the bunion deformity // *J. Foot & Ankle Surg.* – 2014. – Vol. 53, № 2. – P. 160–163.

41. Relationship of frontal plane rotation of first metatarsal to proximal articular set angle and *hallux* plane alignment in patients undergoing tarsometatarsal arthrodesis for *hallux abducto valgus*: a case series and critical review of the literature / P. Dayton, M. Kauwe, M. Feilmeier [et al.] // *J. Foot & Ankle Surg.* – 2013. – Vol. 53, № 3. – P. 348–354.

42. Correction of frontal plane rotation of sesamoid apparatus during the Lapidus procedure: a novel approach / L. DiDomenico, R. Fahim, J. Rollandini [et al.] // *J. Foot & Ankle Surg.* – 2014. – Vol. 53, № 2. – P. 248–251

43. A new measure of tibial sesamoid position in *hallux valgus* in relation to the coronal rotation of the first metatarsal in CT scans / J. Y. Kim, J. S. Park, S. K. Hwang [et al.] // *J. Foot & Ankle Int.* – 2015. – Vol. 36, № 8. – P. 944–952.

44. Mortier J.P., Bernard J.L., Maestro M. Axial rotation of the first metatarsal head in a normal population and *hallux valgus* patients // *Orthop. Traumatol. Surg. Res.* – 2012. – Vol. 98, № 6. – P. 677–683.

45. The shape of the lateral edge of the first metatarsal head as a risk factor for recurrence of *hallux valgus* / R. Okuda, M. Kinoshita, T. Yasuda [et al.] // *J. Bone & Joint Surg. Am.* – 2007. – Vol. 89, № 10. – P. 2163–2172.

46. The pathogenesis of *hallux valgus* / A. M. Perera, L. Mason, M. M. Stephens // *J. Bone & Joint Surg.* – 2011. – Vol. 93, № 17. – P. 1650–1661.

47. Wagner P., Ortiz C., Wagner E. Rotational osteotomy for *hallux valgus*: a new technique for primary and revision cases // *Tech. Foot & Ankle Surg.* – 2017. – Vol. 16, № 1. – P. 3–10.

48. Weber A. K., Hatch D. J., Jensen J. L. Use of the first ray splay test to assess transverse plane instability before first metatarsocuneiform fusion // *J. Foot & Ankle Surg.* – 2006. – Vol. 45, № 4. – P. 278–282.

49. Бережной С. Ю. Чрескожные операции в лечении статических деформаций переднего отдела стопы: автореф. дис. ... д-ра мед. наук. – М., 2014. – 42 с.

50. Ильминский А. В. Хирургическое лечение поперечной распластанности стопы и вальгусной деформации первого пальца: автореф. дис. ... канд. мед. наук. – Курск, 2009. – 122 с.

51. Сравнение результатов односторонней и двусторонней хирургической коррекции *hallux valgus* / А. В. Бойченко, Л. Н. Соломин, С. Г. Парфев [и др.] // *Травматология и ортопедия России.* – 2014. – № 3. – С. 44–51.

52. Результаты применения нового метода лечения пациентов с вальгусной деформацией I пальца стопы / Л. К. Брижань, А. В. Бойченко, Д. В. Давыдов, [и др.] // *Клиническая медицина.* – 2016. – № 6. – С. 458–462.

53. Опыт хирургической коррекции вальгусного отклонения первого пальца стопы у пациентов с поперечным плоскостопием и деформирующим артрозом первого плюснефалангового сустава / В. М. Машков, Е. Л. Несенюк, Е. П. Сорокин [и др.] // *Травматология и ортопедия России.* – 2013. – № 1. – С. 72–78.

54. Усольцев И. В., Леонова С. Н. Анализ результатов использования методики М. Maestro при хирургическом лечении вальгусной деформации пальца стопы (*hallux valgus*) // *Кафедра травматологии и ортопедии.* – 2017. – № 4 (30). – С. 42–47.

55. Усольцев И. В., Леонова С. Н., Косарева М. А. Лечение тяжелой деформации переднего отдела стопы // *Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова.* – 2015. – № 3. – С. 84–85.

56. Усольцев И. В., Леонова С. Н., Косарева М. А. Современное хирургическое лечение деформаций переднего отдела // Бюллетень Восточно-Сибирского научного центра Сибирского отделения Российской академии медицинских наук. – 2015. – № 6. – С. 40–42.

57. Усольцев И. В., Леонова С. Н., Косарева М. А. Хирургическое лечение тяжелой деформации переднего отдела стопы // Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. – 2015. – № 3. – С. 84–86.

58. The influence of the number of screws and additional surgical procedures on outcome in *hallux valgus* treatment / T. Jentzsch, N. Renner, R. Niehaus [et al.] // J. Orthopaedic Surg. & Research. – 2018. – Vol. 13, № 1. – P. 166–175.

59. Coughlin M. J., Roger A., Mann A. Juvenile *hallux valgus*: etiology and treatment // J. Foot & Ankle Int. – 1995. – Vol. 16, № 11. – P. 682–697.

60. Gądek A., Liszka H., Łoboda K. Współczesne metody leczenia operacyjnego deformacji koślawej palucha // Przegląd Lekarski. – 2013. – Vol. 70, № 7. – P. 468–472.

61. Hansen Jr. S.T. Hallux valgus surgery. Morton and Lapidus were right! // Clin Podiatr. Med. Surg. – 1996. – Vol. 13, № 3. – P. 347–354.

62. Lin J.S., Bustillo J. Surgical treatment of *hallux valgus*: a review // Current Opinion in Orthopaedics. – 2007. – Vol. 18, № 2. – P. 112–117.

63. Foot width changes following *hallux valgus* surgery / S.A. Tenenbaum, A. Herman, N. Bruck [et al.] // J. Foot & Ankle Int. – 2018. – Vol. 39, № 11. – P. 1272–1277.

64. Thomas N., Joseph M. D. Kenneth J. M. Decision Making in the Treatment of *Hallux Valgus* // Bull. NYU Hosp. Jt. Dis. – 2017. – Vol. 65, № 1. – P. 19–23.

65. Wulker N., Mittag F. The treatment of *hallux valgus* // Dtsch Arztebl Int. – 2012. – № 109. – P.857– 867.

66. Yu G. V., Johng B., Freireich R. Surgical management of *metatarsus adductus* deformity // Clin. Podiatr. Med. Surg. – 1987. – Vol. 4, № 1. – P. 207–232.

67. Бережной С. Ю. Возможности минимально инвазивной хирургии в лечении сложных деформаций переднего отдела стопы при ревматоидном артрите // Травматология и ортопедия России. – 2016. – № 1. – С.46–54.

68. Бережной С. Ю. Фиксированная смещенная дистальная чрескожная остеотомия первой плюсневой кости в хирургической коррекции *metatarsus primus varus* // Травматология и ортопедия России. – 2013. – № 3. – С. 37–44.

69. Arauz J. Y. Treatment of minimally invasive *hallux valgus* surgery complications, techniques in foot and ankle surgery // Tech. Foot & Ankle Surg. – 2017. – Vol. 16, № 1. – P. 11–19.

70. Bosch P., Wanke S., Legenstein R. *Hallux valgus* correction by the method of Bosch: a new technique with a seven-to-ten-year follow-up // J. Foot & Ankle Clin. – 2000. – № 5. – P. 485–498.

71. Enan A., Abo-Hegy M., Seif H. Early results of distal metatarsal osteotomy through minimally invasive approach for mild-to-moderate *hallux valgus* // Acta Orthop. Belg. – 2010. – Vol. 76, № 4. – P. 526–535.

72. A minimally invasive technique for surgical treatment of *hallux valgus*: simple, effective, rapid, inexpensive (SERI) / S. Giannini, C. Faldini, M. Nanni [et al.] // Int. Orthop. – 2013. – Vol. 37, № 9. – P. 1805–1813.

73. Third-generation minimally invasive Chevron Akin osteotomy for *hallux valgus* / T. J. Holme, S. S. Sivaloganathan, B. Patel [et al.] // J. Foot & Ankle Int. – 2020. – Vol. 41, №1. – P. 50–56.

74. Kadakia A. R., Smerek J. P., Myerson M. S. Radiographic results after percutaneous distal metatarsal osteotomy for correction of *hallux valgus* deformity // J. Foot & Ankle Int. – 2007. – Vol. 28, № 3. – P. 355–360.

75. Minimally invasive versus open Chevron osteotomy for *hallux valgus* correction: a randomized controlled trial / G. Kaufmann, D. Dammerer, F. Heyenbrock, M. Braitto [et al.] // Int. Orthop. – 2019. – Vol. 43, № 2. – P. 343–350.

76. Khosroabadi A., Lamm B. Modified percutaneous *hallux abducto valgus* correction // J. Foot & Ankle Surg. – 2016. – Vol. 55, № 6. – P. 1336–1342.
77. Minimally invasive surgery of the forefoot: current concept review / B. Magnan, M. Bondi, S. Mezzari [et al.] // Int. J. Clin. Med. – 2013. – Vol. 4, № 6. – P. 11–19.
78. Percutaneous distal metatarsal osteotomy for correction of *hallux valgus*. Surgical technique / B. Magnan, R. Bortolazzi, E. Samaila [et al.] // J. Bone Joint Surg. Am. – 2005. – Vol. 87, № 6. – P. 1191–1199.
79. Markowski H. P., Bosch P., Rannicher V. Surgical technique and preliminary results of percutaneous neck osteotomy of the first metatarsal for hallux valgus // Foot. – 1991. – № 2. – P. 93–98.
80. Mavčič B. Geometric analysis of indications for minimally invasive distal metatarsal osteotomy in treatment of *hallux valgus* // J. Orthop. Surg. Res. – 2015. – № 10. – P. 163.
81. Effect of minimally invasive distal first metatarsal osteotomy on blood flow of the metatarsal head / S. Minokawa, I. Yoshimura, K. Kanazawa [et al.] // J. Orthop. Sci. – 2019. – Vol. 24, № 4. – P. 693–696.
82. Dynamic plantar pressure distribution after percutaneous *hallux valgus* correction using the Reverdin-Isham osteotomy / G. Rodríguez-Reyes, E. Lopez-Gavito, A. I. Perez-Sanpablo [et al.] // Rev. Invest. Clin. – 2014. – № 66, Suppl. 1. – P. 79–84.
83. Roukis T. S. Percutaneous and minimum incision metatarsal osteotomies: a systematic review // J. Foot & Ankle Surg. – 2009. – Vol. 48, № 3. – P. 380–387.
84. Sharma J., Aydogan U. Algorithm for severe *hallux valgus* associated with *metatarsus adductus* // J. Foot & Ankle Int. – 2015. – Vol. 36, № 12. – P. 1499–1503.
85. Treatment of *hallux valgus* by modified McBride procedure: a 6-year follow-up / I. Yucel, Y. Tenekecioglu, T. Ogut [et al.] // J. Orthop. Traumatol. – 2010. – Vol. 11, № 2. – P. 89–97.

86. Сравнение результатов лечения больных с *hallux valgus* с применением различных комбинированных костно-сухожильных вмешательств / А. В. Бойченко, Е. К. Гуманенко, Л. Н. Соломин [и др.] // Вестник Санкт-Петербургского университета. Серия 11. Медицина. – 2016. – № 1. – С. 94–103.

87. Comparison of the modified McBride procedure and the distal chevron osteotomy for mild to moderate *hallux valgus* / G. W. Choi, H. J. Kim, T. S. Kim [et al.] // J. Bone Joint Surg. Br. – 2016. – № 55. – P. 808–811.

88. Mobility changes of the first ray after *hallux valgus* surgery: clinical results after proximal metatarsal chevron osteotomy and distal soft tissue procedure / J. Y. Kim, J. S. Park, S. K. Hwang [et al.] // J. Foot & Ankle Int. – 2008. – Vol. 29, № 5. – P. 468–472.

89. Mann R. A., Rudicel S., Graves S. C. Repair of *hallux valgus* with a distal soft-tissue procedure and proximal metatarsal osteotomy. A long-term follow-up // J. Bone Joint Surg. Am. – 1992. – Vol. 74, № 1. – P. 124–129.

90. Карандин А. С. Хирургическая коррекция вальгусного отклонения первого пальца гиперэластичной стопы: дис.... канд. мед. наук. – М., 2016. – 118 с.

91. Unfavorable outcomes following surgical treatment of *hallux valgus* deformity: a systematic literature review / A. Barg, J. R. Harmer, A. P. Presson [et al.] // J. Bone Joint Surg. – 2018. – Vol. 18, № 100. – P. 1563–1573.

92. Lehman D. E. Salvage of complications of *hallux valgus* surgery // J. Foot & Ankle Clin. – 2003. – Vol. 8, № 1. – P. 15–35.

93. Wulker N. Failures of *hallux valgus* surgery // Orthopade. – 2011. – Vol. 40, № 5. – P. 384–391.

94. О связи системной гипермобильности суставов и вальгусного отклонения первого пальца / А. А. Карданов, А. С. Карандин, А. В. Королев [и др.] // Травматология и ортопедия России. – 2015. – № 3. – С. 5–11.

95. Bierman R. A., Christensen J. C., Johnson C. H. Biomechanics of the first ray. Part III. Consequences of Lapidus arthrodesis on peroneus

longus function: a three-dimensional kinematic analysis in a cadaver model // J. Foot & Ankle Surg. – 2001. – № 40. – P. 125–131.

96. Intraoperative evaluation of medial intercuneiform instability after Lapidus arthrodesis: intercuneiform hook test / J. J. Fleming, K. Y. Kwaadu, J. C. Brinkley [et al.] // J. Foot & Ankle Surg. – 2015. – Vol. 54, № 3. – P. 464–472.

97. A multicenter, retrospective study of early weightbearing for modified Lapidus arthrodesis / M. A. Prissel, C. F. Hyer, S. T. Grambart [et al.] // J. Foot & Ankle Surg. – 2016. – Vol. 55, № 2. – P. 226–229.

98. Multicenter early radiographic outcomes of triplanar tarsometatarsal arthrodesis with early weightbearing / J. J. Ray, J. Коау, P. D. Dayton [et al.] // J. Foot & Ankle Int. – 2019. – Vol. 40, № 8. – P. 955–960.

99. Безгодков Ю. А., Аль Двеймер И. Х. Совершенствование хирургического лечения *Hallux Valgus* // Современные проблемы науки и образования. – 2015. – № 6. – С. 194.

100. Безгодков Ю. А., Аль Двеймер И. Х., Саидова К. М. Способ лечения вальгусной деформации первого пальца и варусной деформации первой плюсневой кости стопы // Изобретения. Полезные модели. – 2015. – № 29. С

101. Хирургическое лечение статических деформаций стоп / Ю. А. Безгодков, И. Х. Аль Двеймер, А. Г. Осланова [и др.] // Научное обозрение. Медицинские науки. – 2015. – № 1. – С. 70–71.

102. Хирургическое лечение статических деформаций стоп / Ю. А. Безгодков, И. Х. Аль Двеймер, А. Г. Осланова [и др.] // Современные проблемы науки и образования. – 2014. – № 3. – С. 528.

103. Can double osteotomy be a solution for adult *hallux valgus* deformity with an increased distal metatarsal articular angle / C. H. Park, J. H. Cho, J. J. Moon [et al.] // J. Foot & Ankle Surg. – 2016. – Vol. 55, № 1. – P. 188–192.

104. Park C. H., Lee W. C. Is double metatarsal osteotomy superior to proximal chevron osteotomy in treatment of *hallux valgus* with increased

distal metatarsal articular angle? // J. Foot & Ankle Surg. – 2018. – № 57. – P. 241–246.

105. Rockett M. S., Goss L. R. Midshaft first-ray osteotomies for *hallux valgus* // Clin. Podiatr. Med. Surg. – 2005. – Vol. 22, № 2. – P. 169–195.

106. Trnka H. J. Osteotomies for *hallux valgus* correction // Foot Ankle Clin. – 2005. – Vol. 10, № 1. – P. 15–33.

107. Trnka H. J., Parks B. G., Ivanic G. Six first metatarsal shaft osteotomies: Mechanical and immobilization comparisons // Clin. Orthop. Relat. Res. – 2000. – № 381. – P. 256–265.

108. Retrospective analysis of the Akin osteotomy / S. M. Douthett, N. K. Plaskey, L.M. Fallat [et al.] // J. Foot & Ankle Surg. – 2018. – № 57. – P. 38–43.

109. Бережной С. Ю. Ятрогенный *hallux varus*: причины формирования деформации, возможности чрескожной хирургической коррекции (ретроспективный анализ серии клинических наблюдений) // Травматология и ортопедия России. – 2017. – № 4. – С. 48–57.

110. Cassinelli S. J., Herman R., Harris T. G. Distal metatarsal osteotomy for moderate to severe *hallux valgus* // J. Foot & Ankle Int. – 2016. – Vol. 37, № 10. – P. 1137–1145.

111. Chandler L.M. First metatarsal head osteotomies for the correction of *hallux abducto valgus* // Clinics in Podiatric Medicine and Surgery. – 2014. – Vol. 31, № 2. – P. 221–231.

112. Chang T. J. Distal metaphyseal osteotomies in *hallux abducto valgus* surgery // McGlamry's Comprehensive Textbook of Foot and Ankle Surgery / A. S. Banks, M. S. Downey, D. E. Martin, S. J. Miller, editors. Third Edition. – Philadelphia: Lippincott, Williams and Wilkins, 2001. – P. 505–527.

113. Gerbert J., Moadab A., Rupley K. F. Youngswick-Austin procedure: the effect of plantar arm orientation on metatarsal head displacement // J. Foot & Ankle Surg. – 2004. – Vol. 40, № 1. – P. 8–14.

114. Klauser H. Internal fixation of three-dimensional distal metatarsal I osteotomies in the treatment of *hallux valgus* deformities using biodegradable magnesium screws in comparison to titanium screws // J. Foot & Ankle Surg. – 2019. – Vol. 25, № 3. – P. 398–405.

115. Marcinko D. E., Heden R. I., Mandel E. Determination of the intermetatarsal angle reduction following metatarsal head osteotomies // J. Am. Podiatry Assoc. – 1984. – Vol. 74, № 2. – P. 65–70.

116. Modified Austin procedure for correction of *hallux valgus* / H. J. Trnka, A. Zembsch, H. Wiesauer [et al.] // J. Foot & Ankle Int. – 1997. – Vol. 18, № 3. – P. 119–127.

117. Zelen C. M., Young N. J. Alternative methods in fixation for capital osteotomies in *hallux valgus* surgery // Clin. Podiatr. Med. & Surg. – 2013. – Vol. 30, № 3. – P. 295–306.

118. Proximal opening-wedge osteotomy of the first metatarsal for moderate and severe *hallux valgus* using low profile plates / C. Nery, C. Ressio, G. de Azevedo Santa Cruz [et al.] // J. Foot & Ankle Surg. – 2013. – Vol. 19, № 4. – P. 276–282.

119. *Hallux valgus* angle as a predictor of recurrence following proximal metatarsal osteotomy / R. Okuda, M. Kinoshita, T. Yasuda [et al.] // J. Orthop. Sci. – 2011. – Vol. 16, № 6. – P. 760–764.

120. Proximal oblique crescentic osteotomy in *hallux valgus* / O. Pehlivan, I. Akmaz, C. Solakoglu [et al.] // J. Am. Podiatr. Med. Assoc. – 2004. – Vol. 94, № 1. – P. 43–46.

121. Sammarco G. J., Brainard B. J., Sammarco V. J. Bunion correction using proximal chevron osteotomy // J. Foot & Ankle Int. – 1993. – Vol. 14, № 1. – P. 8–14.

122. Angular correction and complications of proximal first metatarsal osteotomies for *hallux valgus* deformity / R. Schuh, M. Williger, J. Hlinka [et al.] // Int. Orthop. – 2013. – Vol. 37, № 9. – P. 1771–1780.

123. Opening wedge osteotomies for correction of *hallux valgus*: a review of wedge plate fixation / W. B. Smith, C. F. Hyer, W. T. DeCarbo [et al.] // J. Foot & Ankle Spec. – 2009. – Vol. 2, № 6. – P. 277–282.

124. Shurnas P. S., Watson T. S., Crislip T. W. Proximal first metatarsal opening wedge osteotomy with a low profile plate // J. Foot & Ankle Int. – 2009. – Vol. 30, № 9. – P. 865–872.

125. Basal closing wedge osteotomy for correction of *hallux valgus* and *metatarsus primus varus*: 10- to 22-year follow-up / H. J. Trnka, M. Muhlbauer, A. Zemsch [et al.] // J. Foot & Ankle Int. – 1999. – Vol. 20, № 3. – P. 171–177.

126. Veri J. P., Pirani S. P., Claridge R. Crescentic proximal metatarsal osteotomy for moderate to severe *hallux valgus*: a mean 12.2 year follow-up study // J. Foot & Ankle Int. – 2001. – Vol. 22, № 10. – P. 817–822.

127. Outcomes after scarf osteotomy for treatment of adult *hallux valgus* deformity / S. P. Adam, S. C. Choung, Y. Gu [et al.] // Clin. Orthop. Relat. Res. – 2011. – № 469. – P. 854–859.

128. Aminian A., Kelikian A., Moen T. Scarf osteotomy for *hallux valgus* deformity: an intermediate followup of clinical and radiographic outcomes // J. Foot & Ankle Int. – 2006. – № 27. – P. 883–886.

129. The scarf osteotomy with minimally invasive lateral release for treatment of *hallux valgus* deformity: intermediate and long-term results / P. Bock, R. Kluger, K. H. Kristen [et al.] // J. Bone Joint Surg. Am. – 2015. – № 97. – P. 1238–1245.

130. Coetzee J. C., Rippstein P. Surgical strategies: scarf osteotomy for *hallux valgus* // J. Foot & Ankle Int. – 2007. – Vol. 28, № 4. – P. 529–535.

131. The scarf osteotomy for the treatment of hallux valgus deformity: a review of 84 cases / X. Crevoisier, E. Mouhsine, V. Ortolano [et al.] // J. Foot & Ankle Int. – 2001. – Vol. 22, № 12. – P. 970–976.

132. Kilmartin T. E., O’Kane C. Combined rotation scarf and Akin osteotomies for *hallux valgus*: a patient focussed 9 year follow up of 50

patients // J. Foot & Ankle Res. – 2010. – № 3. – P. 2–12.

133. Clinical and radiological outcomes comparing percutaneous Chevron-Akin osteotomies versus open Scarf-Akin osteotomies for *hallux valgus* / M. C. Lai, I. S. Rikhranj, Y. L. Woo [et al.] // J. Foot & Ankle Int. – 2017. – Vol. 39, № 3. – P. 311–317.

134. Hallux valgus correction comparing percutaneous Chevron/Akin (PECA) and open Scarf/Akin osteotomies / M. Lee, J. Walsh, M. M. Smith [et al.] // J. Foot & Ankle Int. – 2017. – Vol. 38, № 8. – P. 838–846.

135. The scarf osteotomy for severe hallux valgus / D. Perugia, A. Basile, A. Gensini [et al.] // Int. Orthop. – 2003. – Vol. 27, № 2. – P. 103–106.

136. Saragas N. P. Technique tip: preventing «troughing» with the scarf osteotomy // J. Foot & Ankle Int. – 2005. – Vol. 26, № 9. – P. 779–780.

137. Mitchell osteotomy for hallux valgus: long-term follow-up and gait analysis / K. D. Merkel, Y. Katoh, E. W. Jr. Johnson [et al.] // Foot Ankle. – 1983. – Vol. 3, № 4. – P. 189–196.

138. Location and direction of the nutrient artery to the first metatarsal at risk in osteotomy for *hallux valgus* / I. Tonogai, K. Wada, K. Higashino [et al.] // J. Foot & Ankle Surg. – 2018. – Vol. 24, № 5. – P. 460–465.

139. Outcomes in chevron osteotomy for *hallux valgus* in a large cohort / B. van Groningen, M.C. van der Steen, M. Reijman [et al.] // Foot. – 2016. – № 29. – P. 18–24.

140. Complications of screw-fixated chevron osteotomies for the correction of *hallux abducto valgus* / R. Viehe, D. J. Haupt, M. W. Heaslet [et al.] // J. Amer. Podiatr. Med. Assoc. – 2003. – Vol. 93, № 6. – P. 499–502.

141. Austin bunionectomy: postoperative MRI evaluation for avascular necrosis / S. V. Wilkinson, R. O. Jones, L. E. Sisk [et al.] // J. Foot Surg. – 1992. – Vol. 31, № 5. – P. 469–477.

142. Chevron osteotomy in *hallux valgus*. Ten-year results of 112 cases / W. Chneider, N. Aigner, O. Pinggera [et al.] // J. Bone Joint Surg. Br. – 2004. – № 86. – P. 1016–1020.

143. Chou L. B., Mann R. A., Casillas M. M. Biplanar chevron osteotomy // J. Foot & Ankle Int. – 1998. – Vol. 19, № 9. – P. 579–584.

144. Graves S. C., Dutkowsky J. P., Richardson E. G. The Chevron bunionectomy: a trigonometric analysis to predict correction // J. Foot & Ankle Int. – 1993. – Vol. 14, № 2. – P. 90–96.

145. Rigid internal fixation of the Austin Chevron osteotomy with Herbert screw fixation: A retrospective study / J. R. Hanf, K. B. Kashuk, A. C. Bonner [et al.] // J. Foot Surg. – 1992. – Vol. 31, № 5. – P. 512–518.

146. Comparison of distal chevron osteotomy with and without lateral soft tissue release for the treatment of *hallux valgus* / H. J. Lee, J. W. Chung, I. T. Chu [et al.] // J. Foot & Ankle Int. – 2010. – Vol. 31, № 4. – P. 291–295.

147. Nery C., Barroco R., Ressio C. Biplanar chevron osteotomy // J. Foot & Ankle Int. – 2002. – Vol. 23, № 9. – P. 792–798.

148. Preoperative radiological factors correlated to long-term recurrence of *hallux valgus* following distal chevron osteotomy / I. Pentikainen, R. Ojala, P. Ohtonen [et al.] // J. Foot & Ankle Int. – 2014. – Vol. 35, № 12. – P. 1262–1267.

149. Distal chevron osteotomy with lateral release for treatment of *hallux valgus* deformity / D. J. Pochatko, F. J. Schlehr, M. D. Murphey [et al.] // J. Foot & Ankle Int. – 1994. – Vol. 15, № 9. – P. 457–461.

150. Chevron osteotomy in *hallux valgus*. Ten-year results of 112 cases / W. Schneider, N. Aigner, O. Pinggera [et al.] // J. Bone & Joint Surg. Br. – 2004. – Vol. 86, № 7. – P. 1016–1020.

151. Distal metatarsal osteotomy in *hallux valgus* surgery: chevron osteotomy / F. Dođar, F. Ozan, K. Gürbüz [et al.] // J. Clin. Anal. Med. – 2015. – № 2. – P. 752–755.

152. Modified chevron osteotomy for *hallux valgus* / R. E. Donnelly, C. L. Saltzman, T. A. Kile [et al.] // J. Foot & Ankle Int. – 1994. – Vol. 15, № 12. – P. 642–645.

153. High rate of recurrence following proximal medial opening wedge osteotomy for correction of moderate *hallux valgus* / S. Iyer,

C. A. Demetracopoulos, C. M. Sofka [et al.] // J. Foot Ankle Int. – 2015. – Vol. 36, № 7. – P. 756–763.

154. Modified Lapidus procedure with joint compression, meticulous surface preparation, and shear-strain-relieved bone graft yields low nonunion rate / S. B. Mani, E. W. Lloyd, A. MacMahon [et al.] // HSS J. – 2015. – Vol. 11, № 3. – P. 243–248.

155. Sammarco V. J., Acevedo J. Stability and fixation techniques in first metatarsal osteotomies // J. Foot & Ankle Clin. – 2001. – Vol. 6, № 3. – P. 409–432.

156. The Ludloff metatarsal osteotomy: guidelines for optimal correction based on a geometric analysis conducted on a Sawbone model / M. Nyska, H. J. Trnka, B. G. Parks [et al.] // J. Foot & Ankle Int. – 2003 – Vol. 24, № 1.– P.34–39.

157. The effect of screw type on the biomechanical properties of SCARF and crescentic osteotomies of the first metatarsal / I. Popoff, J. P. Negrine, M. Zecovic [et al.] // J. Foot & Ankle Surg. – 2003. – Vol. 42, № 3. – P.161–164.

158. Biomechanical comparison of *hallux valgus* correction using the proximal chevron osteotomy fixed with a medial locking plate and the Ludloff osteotomy fixed with two screws / A. T. Scott, J. K. DeOrio, H. E. Montijo [et al.] // Clin. Biomech. – 2010. – Vol. 25, № 3. – P. 271–276.

159. Barouk P., Vioreanu M., Barouk L. S. The short scarf 1st metatarsal osteotomy // European surgical orthopaedics and traumatology. – 2004. – № 14. – P. 3433–3450.

160. Coetzee J. C. Scarf osteotomy for *hallux valgus* repair: the dark side // J. Foot & Ankle Int. – 2003. – Vol. 24, № 1. – P. 29–33.

161. Hammel E., Abi Chala M. L., Wagner T. Complications of first ray osteotomies: a consecutive series of 475 feet with first metatarsal Scarf osteotomy and first phalanx osteotomy //Rev. Chir. Orthop. Reparatrice Appar. Mot. – 2007. – Vol. 93, № 7. – P. 710–719.

162. Smith A. M., Alwan T., Davies M. S. Perioperative complications of the Scarf osteotomy // *J. Foot & Ankle Int.* – 2003. – Vol. 24, № 3. – P. 222–227.

163. Chao E. Biophysical stimulation on bone repair & remodelling // *European Cells and Materials.* – 2003. – Vol. 5, № 2. – P. 24–36.

164. Rehabilitation after *hallux valgus* surgery: importance of physical therapy to restore weight bearing of the first ray during the stance phase / R. Schuh, S.G. Hofstaetter, S.B. Jr. Adams [et al.] // *Phys. Ther.* – 2009. – Vol. 89, № 9. – P. 934–945.

165. Bechtold J. E., Powless S. H. The application of computer graphics in foot and ankle surgical planning and reconstruction // *Clin. Podiatr. Med. Surg.* – 1993. – № 10. – P. 551–562.

166. Threedimensional computer analysis of the modified Ludloff osteotomy / A. D. Beischer, P. Ammon, A. Corniou [et al.] // *J. Foot & Ankle Int.* – 2005. – № 26. – P. 627–632.

167. Mathematical model for pre-operative planning of linear and closing-wedge metatarsal osteotomies for the correction of *hallux valgus* / F. Bettazzoni, A. Leardini, V. Parenti-Castelli [et al.] // *Med. Biol. Eng. Comput.* – 2004. – Vol. 42, № 2. – P. 209–215.

168. Kummer F. J. Mathematical analysis of first metatarsal osteotomies // *J. Foot & Ankle Int.* – 1989. – Vol. 9, № 6. – P. 281–289.

169. Three-dimensional analysis of different first metatarsal osteotomies in a *hallux valgus* model / A. D. McCarthy, M. B. Davies, K. R Wembridge [et al.] // *J. Foot & Ankle Int.* – 2008. – Vol. 29, № 6. – P.606–612.

170. The planning of orthopaedic reconstructive surgery using computer-aided simulation and design / S. B. Murphy, P. K. Kijewski, M. B. Millis [et al.] // *Med. Imaging Graph.* – 1988. – Vol. 12, № 1. – P. 33–45.

171. Three-dimensional analysis of the first metatarsal bone in minimally invasive distal linear metatarsal osteotomy for *hallux valgus* / H. Seki, S. Oki, Y. Suda [et al.] // *J. Foot & Ankle Int.* – 2020. – Vol. 41, № 1. – P. 84–93.

172. Dahlen C., Wipp H. Computer-assisted surgical planning. 3-D software for the PC // *Unfallchirurg*. – 2001. – Vol. 104, № 6. – P. 466–479.
173. Конечно-элементный анализ напряженно-деформированного состояния эндопротеза тазобедренного сустава при двухопорном стоянии / А. И. Боровков, Л. Б. Маслов, М. А. Жмайло [и др.] // *Российский журнал биомеханики*. – 2018. – Т. 22, № 4. – С. 437–458.
174. Biomechanics for preoperative planning and surgical simulations in orthopaedics / R. V. O’Toole, B. Jaramaz, A. M. DiGioia [et al.] // *Comput. Biol. Med.* – 1995. – Vol. 25, № 2. – P. 183–191.
175. Deformity planning for frontal and sagittal plane corrective osteotomies / D. Paley, J. E. Herzenberg, K. Tetsworth [et al.] // *Orthop. Clin. North. Am.* – 1994. – Vol. 25, № 3. – P. 425–465.
176. Zdravkovic V., Bilic R. Computer-assisted preoperative planning (CAPP) in orthopaedic surgery // *Comput. Methods Programs Biomed.* – 1990. – Vol. 32, № 2. – P. 141–146.
177. Mitchell’s osteotomy augmented with bio-absorbable pins for the treatment of hallux valgus: A comparative finite element study / E. V. Brilakis, E. Kaselouris, K. Markatos [et al.] // *J. Musculoskelet Neuronal Interact.* – 2019. – Vol. 19, № 2. – P. 234–244.
178. Budhabhatti S. P., Erdemir A., Petre M. Finite element modeling of the first ray of the foot: a tool for the design of interventions // *J. Biomech. Eng.* – 2007. – № 129. – P. 750–756.
179. Cheung J. T., Nigg B. M. Clinical applications of computational simulation of foot and ankle // *Sports Orthopaedics and Traumatology*. – 2008. – № 23. – P. 264–271.
180. Primary analysis of the first ray using a 3-dimension finite element foot model / T. Kai, W. Cheng-Tao, W. Dong-Mei [et al.] // *Conf. Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.* – 2005. – № 3. – P. 2946–2949.
181. Influence of first proximal phalanx geometry on *hallux valgus* deformity: a finite element analysis / E. Morales-Orcajo, J. Bayod,

R. Becerro-de-Bengoa-Vallejo [et al.] // Med. Biol. Eng. Comput. – 2015. – № 53. – P. 645–653.

182. Ninety-degree chevron osteotomy for correction of *hallux valgus* deformity: clinical data and finite element analysis / C. Matzaroglou, P. Bougas, E. Panagiotopoulos [et al.] // Open Orthop. J. – 2010. – № 4. – P. 152–156.

183. Roling B. A., Christensen J. C., Johnson C. H. Biomechanics of the first ray. Part IV: the effect of selected medial column arthrodeses. A three-dimensional kinematic analysis in a cadaver model // J. Foot & Ankle Surg. – 2002. – Vol. 41, № 5. – P. 278–285.

184. Perren S. M. Evolution of the internal fixation of long bone fractures. The scientific basis of biological internal fixation: choosing a new balance between stability and biology // J. Bone & Joint Surg. Br. – 2002. – Vol. 84, № 8. – P. 1093–1110.

185. The postoperative stability of the first metatarsal / H. Prosche, R. A. Fuhrmann, W. Linb [et al.] // Eur. J. Anat. – 2004. – Vol. 8, № 2. – P. 55–59.

186. Бережной С. Ю. Комментарий к статье Бойченко А.В. с соавторами «Сравнение результатов односторонней и двусторонней хирургической коррекции *hallux valgus* // Травматология и ортопедия России. – 2014. – № 4. – С. 135–136.

187. Efficacy of bilateral simultaneous *hallux valgus* correction compared to unilateral / A. V. Boychenko, L. N. Solomin, S. G. Parfeyev [et al.] // J. Foot & Ankle Int. – 2015. – Vol. 36, № 11. – P. 1339–1343.

188. Mechanical comparison of cyclic loading in five different first metatarsal shaft osteotomies / J. I. Acevedo, V. J. Sammarco, H. R. Boucher [et al.] // J. Foot & Ankle Int. – 2002. – № 23. – P. 711–716.

189. Biomechanical *in vitro* – Stability testing on human specimens of a locking plate system against conventional screw fixation of a proximal first metatarsal lateral displacement osteotomy / H. Arnold, C. Stukenborg-

Colsman, C. Hurschler, [et al.] // The Open Orthopedics Journal. – 2012. – № 6. – P. 133–139.

190. A biomechanical comparison of the Z step-cut and basilar crescentic osteotomies of the first metatarsal / A. S. Newman, J. P. Negrine, M. Zevovic [et al.] // J. Foot & Ankle Int. – 2000. – Vol. 21, № 7. – P. 584–587.

191. Proximal metatarsal osteotomies: a comparative geometric analysis conducted on Sawbone models / M. Nyska, H. J. Trnka, B. G. Parks [et al.] // J. Foot & Ankle Int. – 2002. – Vol. 23, № 10. – P. 938–945.

192. Biomechanical analysis of two fixation methods for proximal chevron osteotomy of the first metatarsal / R. Schuh, J. G. Hofstaetter, E. Benca [et al.] // Int. Orthop. – 2014. – Vol. 38, № 5. – P. 983–989.

193. Easley M. E, Trnka H. J. Current concepts review: *hallux valgus* part 1: pathomechanics, clinical assessment, and nonoperative management // J. Foot & Ankle Int. – 2007. – Vol. 28, № 5. – P. 654–659.

Научное издание

**Киреев Сергей Иванович,
Голядкина Анастасия Александровна,
Полиенко Асель Валерьевна и др.**

ПОДДЕРЖКА ПРИНЯТИЯ РЕШЕНИЙ В ХИРУРГИИ ПЕРЕДНЕГО ОТДЕЛА СТОПЫ

Редактор *В.Д. Соболева*
Верстка – *И.И. Соловьёв*

Подписано в печать 28.09.2021. Формат 60 × 84 ¹/₁₆.
Гарнитура Times New Roman.
Бумага офсетная. Печать цифровая.
Усл.-печ. л. 5,58. Тираж 500 экз. Заказ № 41-13/2021

Саратовский государственный медицинский университет
им. В.И. Разумовского
410012, г. Саратов, ул. Б. Казачья, 112

Отпечатано в соответствии с представленными материалами
в ООО «Амирит»,
410004, г. Саратов, ул. Чернышевского, 88.
Тел.: 8-800-700-86-33 | (8452-2) 24-86-33
E-mail: zakaz@amirit.ru
Сайт: amirit.ru