

УДК: 617.3:636.7: 616–073.756.8: 004.94

DOI: 10.52419/issn2072-2419.2025.1.403

СОЗДАНИЕ ИНДИВИДУАЛЬНЫХ НАПРАВИТЕЛЕЙ ДЛЯ КОРРИГИРУЮЩЕЙ ОСТЕОТОМИИ БОЛЬШЕБЕРЦОВОЙ КОСТИ У СОБАК

Родионов В.Д.¹ – соиск., асс. департамента ветеринарной медицины (ORCID 0009-0005-4016-7061); Боголюбов И.Д.^{1*} – студ. департамента ветеринарной медицины (ORCID 0009-0003-2707-2610); Карелин М.С.² – специалист, вед. хирург, ортопед-травматолог (ORCID 0009-0005-0178-3822).

¹ ФГАОУ ВО «Российский университет дружбы народов
имени Патриса Лумумбы»

² Сеть ветеринарных клиник «Белый клык»

* bogolyubov.ivan@mail.ru

Ключевые слова: 3-D-напечатанный направлятель; компьютерная томография; корригирующая остеотомия; клиновидная остеотомия; деформации большеберцовой кости.

Key words: 3-D-printed guide; computed tomography; corrective osteotomy; closing wedge osteotomy; tibial deformity.

Поступила: 25.12.2024

Принята к публикации: 06.03.2025

Опубликована онлайн: 26.03.2025



РЕФЕРАТ

Разработана методология создания индивидуального направлятеля для остеотомии по методике Cranial Closing Wedge Osteotomy (CCWO) у собак с использованием аддитивных технологий. Исследование включало сравнительную оценку точности коррекции угловых характеристик большеберцовой кости и продолжительности операции при использовании индивидуального остеотомического направлятеля и без него. В эксперименте использовали тазовые конечности шести кадаверных собак разных пород и весовых категорий. Для оценки эффективности метода в обеих группах анализировали послеоперационные углы Tibial Plate Angle (TPA) и механический медиальный проксимальный угол большеберцовой кости (mMPA). В группе с направлятелем средняя разница между ожидаемыми и послеоперационными углами TPA и mMPA составила $0,58 \pm 0,28^\circ$ и $0,21 \pm 0,06^\circ$, тогда как в группе без направлятеля эти показатели были значительно выше — $0,99 \pm 0,79^\circ$ и $1,13 \pm 0,50^\circ$ соответственно. Кроме того, использование индивидуального направлятеля значительно сокращало продолжительность оперативного вмешательства. Среднее время операции CCWO с использованием направлятеля составило $29,83 \pm 4,98$ мин, что на 64,56% меньше, чем при классическом CCWO без направлятеля ($84,17 \pm 12,97$ мин). Разработанный метод позволяет выполнять прецизионное планирование остеотомии, обеспечивая высокую точность хирургического вмешательства и значительно сокращая время операции. Внедрение индивидуальных направляющих на основе 3D-моделирования и печати способствует оптимизации методики CCWO и может повысить эффективность лечения собак с избыточным углом наклона плато большеберцовой кости.

ВВЕДЕНИЕ / INTRODUCTION

Использование аддитивных технологий в ветеринарной медицине приобретает все большее значение [1-4]. Они охватывают широкий спектр применений: от предоперационного планирования и создания индивидуальных направителей до изготовления имплантатов, а также разработки современных систем операционной навигации [5-7]. Изготовление индивидуальных хирургических направителей за счет создания моделей, учитывающих анатомические особенности конкретных пациентов, позволяет увеличить точность остеотомии; уменьшить инвазивность оперативного доступа, кровопотери; сократить время операции и улучшить качество проведения хирургических вмешательств. Это, в свою очередь, приводит к повышению результативности хирургического лечения пациентов и приносит экономическую выгоду для медицинского учреждения [5,8,9].

Применение шаблонов-направителей дает больше возможностей достигать высокого уровня желаемых результатов, делая процесс сопоставимым с работой более опытных специалистов [8,10-12]. Труднодоступность специализированных программ для самостоятельного хирургического 3D планирования травматологических и ортопедических ветеринарных операций представляет значительное препятствие для внедрения аддитивных технологий в повседневную ветеринарную практику. Это включает значительные расходы и ограниченные возможности приобретения лицензий на ведущие программы для 3D моделирования, а также значительные временные и финансовые издержки при обращении к сторонним организациям и компьютерным инженерам для проведения трехмерного моделирования [13-16]. Кроме того, отсутствие специальных навыков в области 3D-моделирования среди врачей ограничивает их способность к самостоятельному применению аддитивных технологий без обращения к специализированным компаниям или специалистам [17]. Эта проблема усложняет разработку индивидуаль-

ных решений и ограничивает применение передовых методов травматологии и ортопедии в ветеринарной практике.

Целью этого исследования стало разработать методологию создания индивидуального направителя для остеотомии по методике Cranial Closing Wedge Osteotomy (CCWO) у собак. Дополнительно, проспективно оценить хирургическую точность остеотомии и время операции по методике CCWO с использованием индивидуального направителя в сравнении с классической методикой.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ / MATERIALS AND METHODS

Подготовка материалов

Работа проведена на кадаверном материале, для этого были использованы тазовые конечности (n=12) собак различных пород, подвергнутых эвтаназии по причинам, не связанным с данным исследованием. Все собаки имели сформированную опорно-двигательную систему и не имели ортопедических заболеваний тазовых конечностей, что было подтверждено с помощью выполненной компьютерной томографии после эвтаназии. Конечности были просканированы с помощью компьютерной томографии (Optima CT540; GE HealthCare). Данные с толщиной среза 2,5 мм и перекрытием срезов 2,5 мм были получены с помощью суставного протокола.

Сегментирование

Для сегментации кости и моделирования направителя использовались настольный компьютер. Для 3D-печати использовался 3D принтер Flying Bear Ghost (MAYLERESCAPE). Программное обеспечение включало 3D Slicer (National Alliance for Medical Image Computing) — бесплатное ПО с открытым исходным кодом для визуализации, обработки, сегментации и анализа медицинских, биомедицинских и других 3D-изображений; Blender (Blender Foundation) — бесплатное ПО для 3D-моделирования; и Cura (UltiMaker) — ПО для запуска 3D-печати.

Процесс построения индивидуального направителя на основе данных КТ включает следующие этапы: Получение дан-

ных КТ, Сегментация в 3D Slicer, Моделирование индивидуального направителя в Blender, Подготовка модели для печати в Cura, 3D-печать.

Полученные данные КТ были сохранены на компьютере в формате DICOM. Файлы DICOM были импортированы в 3D Slicer, где произошел процесс сегментации в разделе Segment Editor с помощью функции threshold. Сегментированные большеберцовая, малоберцовая и кости заплюсны были экспортированы и сохранены в формате STL для последующего импорта в Blender.

Моделирование направителя

Для облегчения управления и работы с объектом в трехмерном пространстве и исключения неудобств при масштабировании, вращении и перемещения импортированную модель в Blender необходимо расположить в начале координат. Убедитесь, что исходная точка объекта отображается в центре 3D курсора. Выполняется команда "Object> Set Origin> Geometry to Origin" для перемещения модели в начало координат.

Разметка необходима для определения линий остеотомии и мест проведения спиц для фиксации направителя. Определение механической оси перпендикулярно поверхности кости (Рисунок оси и угла ТРА в сагиттальной проекции большеберцовой кости с помощью инструмента Measure (Рис. 1).

Формирование направителя начиналось с расположения площадок для опилов и моделей спиц для формирования направляющих каналов для проведения спиц через направитель (Рис. 2).

Над проксимальной линией остеотомии была размещена проксимальная площадка для опилов (Рис. 2A1). Под дистальной линией остеотомии размещалась дистальная площадка для опилов (Рис. 2A2). Краниальные модели спиц Киршнера были расположены параллельно ранее установленным площадкам (Рис.2A3). Медиальные модели спиц Киршнера располагались перпендикулярно поверхности кости (Рис. 2A4).

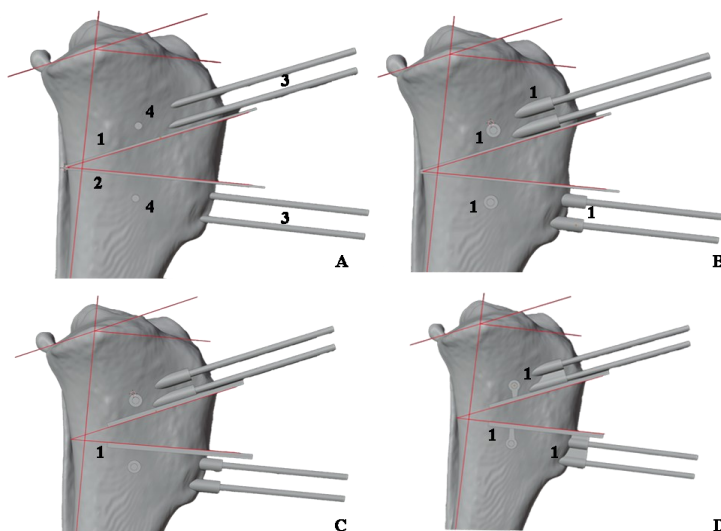


Рисунок 2 – Формирование направителя:

- A1 – проксимальная площадка для опилов; A2 – дистальная площадка для опилов;
 A3 – краниальные модели спиц Киршнера; A4 – медиальные модели спиц Киршнера;
 B1 – направляющие медиальные цилиндры; B2 – направляющие краниальные цилиндры; C1 –
 проксимальная площадка для опилов; C2 – дистальная площадка для опилов;
 D1 – перекрытия цилиндров и площадок для опилов.

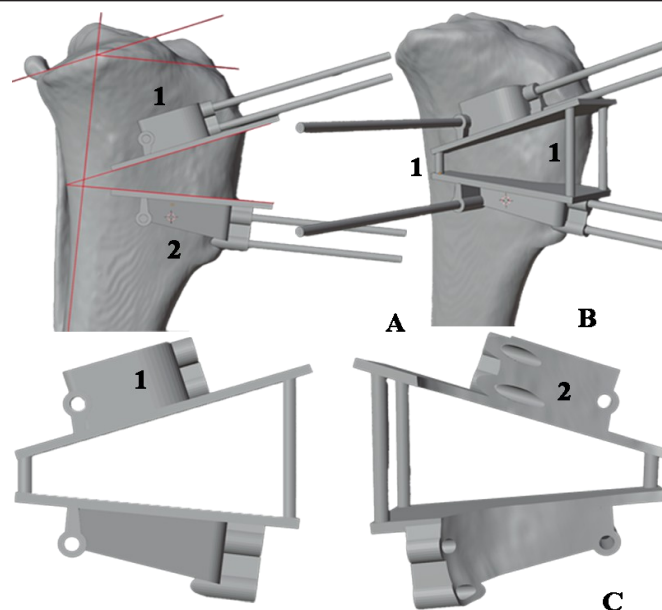


Рисунок 3 – Моделирование корпуса направителя:

*A1 – проксимальный корпус направителя; A2 – дистальный корпус направителя;
B1 – соединительные балки; C1 – латеральная сторона направителя; C2 – медиальная
сторона направителя.*

Для формирования направляющих каналов, через которые будут проведены спицы, были добавлены и расположены цилиндры так, чтобы ранее установленные модели спиц находились в центре каждого цилиндра (Рис. 2B1, Рис. 2B2). Части цилиндров, прилегающие к модели кости, визуально соприкасались с моделью кости.

Увеличив толщину обеих площадок в соответствующем направлении. Для достижения оптимальной формы и пропорций площадок их дизайн был изменен, чтобы они не выходили за латеральную и каудальную части кости (Рис.2C1, Рис. 2C2).

Создание перекрытий между цилиндрами и площадками было выполнено в режиме Edit Mode, выбрав команду "Extrude Region". Выбрав необходимое количество поверхностей модели, для визуального объединения цилиндров друг с другом и площадками (Рис. 2D1).

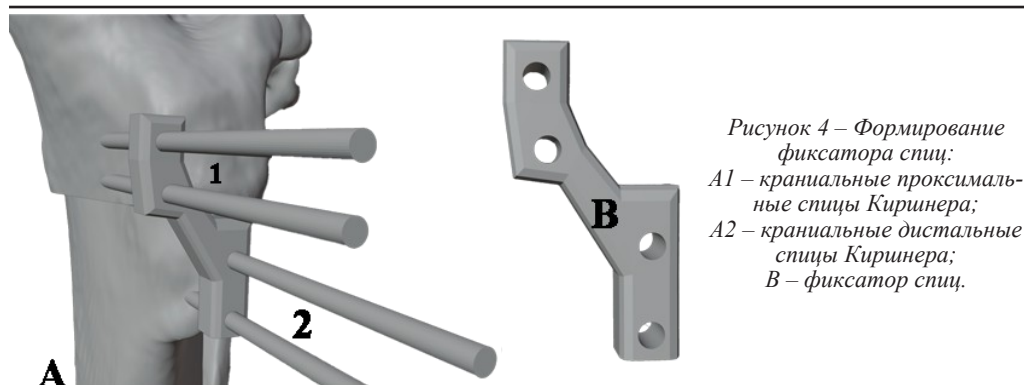
Моделирование корпуса направителя начиналось с добавления нового объекта. Создав две новые фигуры произвольной

формы при условии, что они будут визуально соприкасаться с моделью кости (Рис. 3A1, Рис. 3A2). Две опорные площадки были объединены между собой соединительными балками с помощью добавления двух цилиндров (Рис. 3B1).

Генерирование каналов для проведения спиц и анатомической формы у направителя выполняется с помощью модификатора Bool Tool.

Аддон Bool Tool активируется по ветке команд "Edit> Preferences> Add-ons". Перед объединении 3D-объектов рекомендуется создать их копии. Для объединения модели кости и спиц в один объект выполняются следующие действия: удерживая клавишу Shift, выбрав кость и модели спиц, затем используется функцию "Union" в окне Bool Tool. Операция повторяется для всех частей направителя.

Для того, чтоб программа вычла контуры кости и спиц из направителя выбрав кость со спицами, удерживая кнопку Shift, затем направитель применяется функция "Difference" (Рис. 3C1, Рис. 3C2).



Для фиксации фрагментов кости в запланированном положении мы объединили проксимальную и дистальную части кости со спицами в один объект (Рис. 4А). После правильного размещения фрагментов добавили дополнительную фигуру произвольной формы так, чтобы спицы визуально проходили через нее. (Рис. 4А1. 4А2). Применили функцию Boolean к фиксатору спиц для генерации в ней отверстий (Рис. 4В).

Экспорт в CURA

Использовались следующие параметры: плотность заполнения 15%, шаблон заполнения Cubic, толщина стенки 1.6 мм (первичная), 0.8 мм (вторичная) Запуск команды Slice для получения файла gcode. Полученный файл открывается на 3D-принтере для запуска печати.

Хирургическая техника

Тазовые конечности располагались латеральной стороной на операционном столе. Медиальный доступ к проксимальной трети большеберцовой кости осуществлялся путем рассечения кожи и нижележащих мышц, и фасций, после чего надкостница отпрепарировалась изогнутым распатором Фарабефа. Индивидуальный 3D направитель устанавливался в определенном положении без подвижности в соответствии с предоперационным планированием места остеотомии. Направитель фиксировался на кости спицами Киришнера размером 1 мм у пород массой менее 10 кг и 1,2 мм у собак массой более 10 кг, в соответствии с направляющими отверстиями. После этого соединительные балки удалялись. Корректирующая

клиновидная остеотомия выполнялась осцилляторной пилой с шириной полотна 0,3 мм у пород массой менее 10 кг и 0,6 мм у собак массой более 10 кг. Далее удалялись медиальные спицы и проксимальная краниальная спица направителя, после чего направитель снимался. Репозиция и компрессия костных фрагментов осуществлялись с помощью фиксатора спиц.

Для фиксации использовалась Т-образная пластина 2,0 мм, пластина типа «Лист клевера» с угловой стабильностью 2,4 мм у собак массой менее 10 кг и пластина типа «Лист клевера» с угловой стабильностью 3,5 мм у собак массой более 10 кг, в зависимости от размера проксимальной трети большеберцовой кости. Спицы удалялись, а операционная рана ушивалась послойно.

После операции выполнялась контрольная рентгенограмма в прямой и боковой проекциях для измерения послеоперационных углов ТРА и mMPТА.

Во второй группе расположение конечности и оперативный доступ выполнялись аналогично первой группе. В проксимальной трети диафиза большеберцовой кости просверливалось отверстие диаметром 1 мм для фиксации костодержателя. Разметка плато большеберцовой кости выполнялась с помощью набора шаблонов для клиновидной остеотомии, после чего проводилась остеотомия с использованием направителя для полотна пилы. Репозиция и компрессия костных фрагментов осуществлялись с помощью костодержателя.

Последующие этапы, включающие установку пластины и послойное ушивание операционной раны, проводились аналогично первой группе (Рис. 5).

Статистическая обработка полученных данных выполнена с помощью компьютерной программы Microsoft Excel.

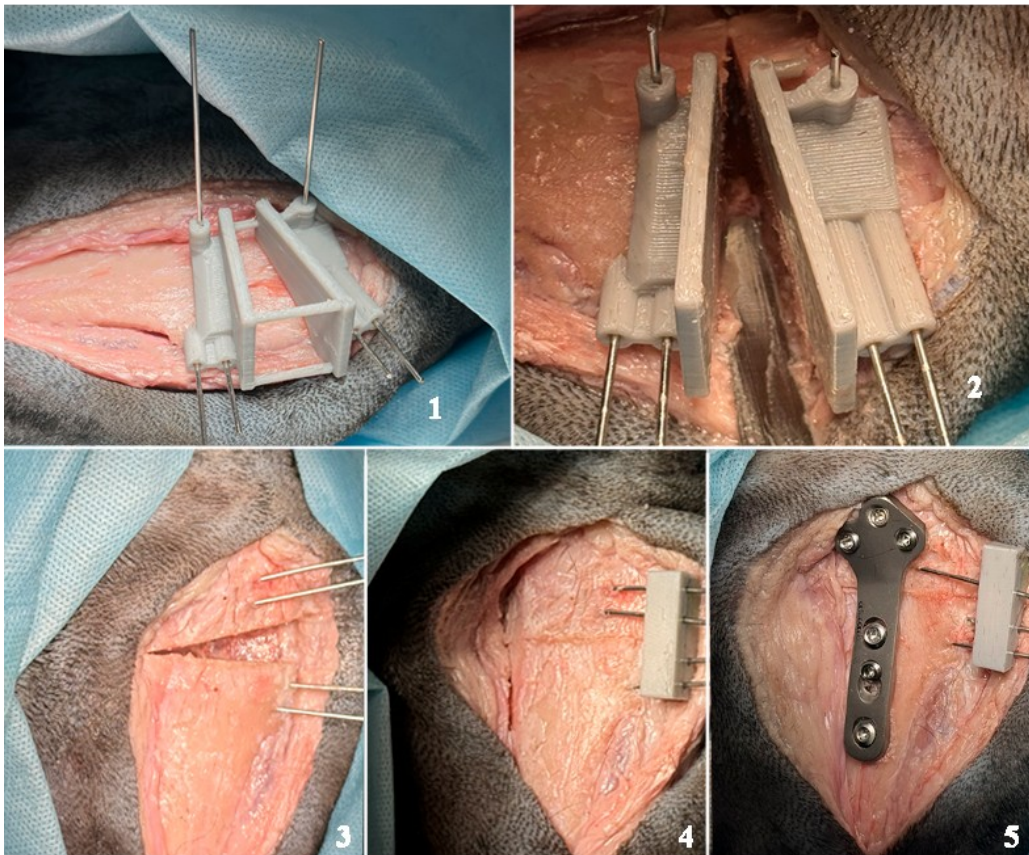


Рисунок 5 – Оперативное вмешательство:

1 – фиксация направителя; 2 – выполненная остеотомия; 3 – снятие направителя; 4 – фиксация фрагментов кости фиксатором спиц; 5 – фиксация фрагментов кости накостной пластиной.

РЕЗУЛЬТАТЫ / RESULTS

Клиновидная остеотомия большеберцовой кости по методике CCWO с использованием индивидуальных направителей и без выполнена на тазовых конечностях 6 кадавров. Конечности кадавров принадлежали породам собак: бурбуль (n = 1), среднеазиатская овчарка (1), Кадебо (1), метис (1), йоркширский терьер (1) и чихуахуа (1) (Рисунок 6). Средний вес тела пациентов составил $29,28 \pm 25,6$ кг (диапазон, от 69,3 до 1,5 кг). Тазовые ко-

нечности были разделены на 2 исследуемые группы. Первая группа: 6 левых тазовых конечностей с применением индивидуального направителя, вторая группа: 6 правых тазовых конечностей без применения направителя. На полученных рентгенограммах были оценены послеоперационные углы ТРА и mMPТА, которые затем сравнивались с ожидаемыми углами (Таблица 1).

Таблица 1 – Предоперационные и постоперационные показатели угловых характеристик большеберцовой кости при операциях с применением индивидуальных направлятелей

№	Порода	Вес(кг)	ТРА До	ТРА ожидае- мый	ТРА после	Разница ТРА	mMP- ТА До	mMPТА После	Разница
1	Бурбуль	69,3	21,34	5,00	5,70	0,7	86,87	86,71	0,16
2	Среднеази- атская ов- чарка	55,3	25,61	5,00	5,31	0,31	89,40	89,28	0,12
3	Ка-де-бо	31,2	31,15	5,00	5,45	0,45	89,79	89,62	0,17
4	Метис	15,2	32,85	5,00	5,10	0,1	81,73	81,45	0,28
5	Йоркшир- ский терь- ер	3,2	25,37	5,00	5,92	0,92	79,03	78,82	0,21
6	Чихуа-хуа	1,5	24,05	5,00	5,82	0,82	79,76	79,46	0,3
ср. знач		29,28± 25,46	26,73± 4,03	5,00	5,55± 0,29	0,58±0, 28	84,43± 4,32	84,06± 4,53	0,21± 0,06

Таблица 2 – Предоперационные и постоперационные показатели угловых характеристик большеберцовой кости при операциях без применения индивидуальных направителей

№	Порода	Вес(кг)	ТРА До	ТРА ожидаем	ТРА после	Разница ТРА	mMP-ТА До	mMPТА После	Разница
1	Бурбуль	69,3	21,34	5,00	6,27	1,27	86,87	86,12	0,75
2	Среднеазиатская овчарка	55,3	25,61	5,00	6,53	1,53	89,40	88,60	0,8
3	Ка-де-бо	31,2	31,15	5,00	6,11	1,11	89,79	88,31	1,48
4	Метис	15,2	32,85	5,00	6,29	1,29	81,73	81,15	0,58
5	Йоркширский терьер	3,2	25,37	5,00	4,21	-0,79	79,00	77,93	1,07
6	Чихуа-хуа	1,5	24,05	5,00	6,52	1,52	79,76	77,68	2,08
ср. знач.		9,28± 25,46	26,73± 4,03	5,00	5,99± 0,72	0,99± 0,79	84,42± 4,31	83,31± 4,71	1,13± 0,50

Таблица 3 – Время оперативного вмешательства с применением индивидуального направителя и без

№	Время моделирования (мин)	Время 3D печати (мин)	Время операции с направителем (Мин)	Время операции без направителя (Мин)
1	16	80	38	105
2	18	80	35	97
3	16	50	29	85
4	18	40	25	75
5	20	30	25	70
6	19	30	27	73
ср. знач.	17,83±1,46	51,67±21,14	29,83±4,98	84,17±12,97

В первой группе средняя разница между ожидаемыми и послеоперационными углами ТРА и mMPТА составляла $0,58 \pm 0,28^\circ$ и $0,21 \pm 0,06^\circ$ соответственно. Во второй группе средняя разница между ожидаемыми и послеоперационными углами ТРА, mMPТА составляла $0,99 \pm 0,79^\circ$ и $1,13 \pm 0,50^\circ$ соответственно.

Послеоперационное рентгенографическая оценка показала, что в группе CCWO послеоперационный ТРА был значительно выше, чем в группе CCWO с применением индивидуальных хирургических направителей. Среднее отклонение послеоперационного ТРА от предполагаемых 5° было значительно больше в группе CCWO, чем в группе CCWO с применением индивидуальных хирургических направителей (Табл. 2).

Послеоперационное рентгенографическая оценка показала, что в группе CCWO послеоперационный ТРА был значительно выше, чем в группе CCWO с применением индивидуальных хирургических направителей. Среднее отклонение послеоперационного ТРА от предполагаемых 5° было значительно больше в группе CCWO, чем в группе CCWO с

применением индивидуальных хирургических направителей (Табл. 2).

Выполнялась оценка среднего времени операции в обеих группах. Среднее время классической операции CCWO ($84,17 \pm 12,97$ мин) было на 64,56% больше, чем в группе CCWO с применением индивидуального хирургического направителя ($29,83 \pm 4,98$ мин) (Табл. 3).

В этом исследовании описана методология моделирования анатомических индивидуальных остеотомических направителей для коррекции избыточного угла наклона плато (eTPA) большеберцовой кости с межфрагментарной репозицией и компрессией по методике классического CCWO (Slocum and Devine). Этот процесс включает этапы сегментации, моделирования, печати индивидуального анатомического направителя и оперативного вмешательства. Виртуальные 3D-модели тазовых конечностей были созданы на основе КТ-томограмм и обработаны в программном обеспечении для 3D-визуализации и моделирования.

Все направители были конгруэнтны кости и фиксировались благодаря соответствию формы направителя к гребню большеберцовой кости. Конструкция

направителей для собак весом менее 10 кг была изменена из-за хрупкости стенок, обусловленной их небольшим размером. Для предотвращения возможного повреждения направителя во время проведения спиц, были внесены изменения в конструкцию направителя, включающие удаление одного краниального канала для проведения спиц из проксимальной и дистальной части направителя.

Выбор послеоперационного угла ТРА в 5 градусов обусловлен оптимальным диапазоном от 4 до 6 градусов. Использование индивидуального корректирующего уравнения на этапе проектирования направителя позволило определить величину ожидаемого угла коррекции с учетом сдвига длинной оси большеберцовой кости [21]. В качестве послеоперационного контроля угловых характеристик большеберцовой кости была выбрана рентгенография, так как в предыдущих исследованиях не было выявлено существенной разницы между КТ и рентгенографическими данными для проксимального отдела ББК [22].

ТРА 6 конечностей был скорректированы до оптимального значения с сохранением значения механического медиально-проксимального угла большеберцовой кости (mMPТА). Операционное время засекалось от момента первого разреза кожи до полного ушивания операционной раны. Из времени обеих групп было исключено время на предоперационную подготовку операционной и конечностей кадаверного материала. Полученные результаты времени операции ($29,83 \pm 5,46$ мин) показывают, что применение индивидуального хирургического направителя CCWO позволяет значительно сократить время оперативного вмешательства.

ВЫВОДЫ / CONCLUSION

Разработанный метод создания индивидуального направителя для остеотомии по методике классического CCWO у собак с применением аддитивных технологий показал значительные преимущества. Самостоятельное выполнение сегментации, моделирования и печати индивидуальных анатомических направителей поз-

воляет достичь высокой точности послеоперационных углов ТРА и mMPТА. В группе с индивидуальными направителями средняя разница между ожидаемыми и послеоперационными углами ТРА и mMPТА составляла $0,58 \pm 0,28^\circ$ и $0,21 \pm 0,06^\circ$ соответственно, что значительно лучше по сравнению с группой без направителей ($0,99 \pm 0,79^\circ$ и $1,13 \pm 0,50^\circ$).

Кроме того, использование индивидуальных направителей существенно сокращает время операции. Среднее время операции CCWO с направителем составило $29,83 \pm 4,98$ минут, что на 64,56% меньше по сравнению с классической методикой CCWO без направителя ($84,17 \pm 12,97$ минут).

Таким образом, внедрение индивидуальных направителей, созданных с использованием аддитивных технологий, не только улучшает точность хирургических вмешательств, но и значительно сокращает время операции, что может способствовать более быстрому восстановлению пациентов.

CREATION OF CUSTOMISED GUIDEWIRES FOR CORRECTIVE TIBIAL OSTEOTOMY IN DOGS

Rodionov V.D.¹ – the applicant, assistant of the Department of Veterinary Medicine (ORCID 0009-0005-4016-7061); **Bogolyubov I.D.**^{1*} – student of the specialty of the Department of Veterinary Medicine (ORCID 0009-0003-2707-2610); **Karelin M.S.**² – specialist, leading surgeon, orthopedist-traumatologist (ORCID 0009-0005-0178-3822).

¹ RUDN University Named after Lomonosov, Moscow, Russian Federation;

² Network of veterinary clinics “White Fang”, Moscow, Russian Federation;

*bogolyubov.ivan@mail.ru

Acknowledgments: The authors express their sincere gratitude to Lusine Samvelovna Barseghyan, Artem Mikhailovich Lutsenko, Olga Vladimirovna Pakhomova and Ksenia Nikolaevna Utushkina for their significant contributions to the methodology and for

valuable discussions that improved this paper.

ABSTRACT

A methodology was developed to create a customized guide for Cranial Closing Wedge Osteotomy (CCWO) in dogs using additive technology. The study included a comparative evaluation of the accuracy of tibial angle correction and the duration of surgery with and without a customized osteotomy guide. The pelvic limbs of six cadaver dogs of different breeds and weight categories were used in the experiment. Postoperative Tibial Plate Angle (TPA) and mechanical medial proximal tibial plate angle (mMPTA) were analyzed in both groups to evaluate the effectiveness of the method. In the group with a guide, the mean difference between expected and postoperative TPA and mMPTA angles was $0.58 \pm 0.28^\circ$ and $0.21 \pm 0.06^\circ$, whereas these values were significantly higher in the group without a guide, $0.99 \pm 0.79^\circ$ and $1.13 \pm 0.50^\circ$, respectively. In addition, the use of a customized guidewire significantly shortened the duration of surgical intervention. The average time of CCWO surgery with the use of the guidewire was 29.83 ± 4.98 min, which is 64.56% less than that of classical CCWO without the guidewire (84.17 ± 12.97 min). The developed method allows to perform precision planning of osteotomy, providing high accuracy of surgical intervention and significantly reducing the operation time. The introduction of individual guidewires based on 3D modeling and printing contributes to the optimization of the CCWO technique and can improve the efficiency of treatment of dogs with excessive tibial plateau inclination angle.

СПИСОК ИСТОЧНИКОВ

1. Carwardine DR, Gosling MJ, Burton NJ, O'Malley FL, Parsons KJ. Three-Dimensional-Printed Patient-Specific Osteotomy Guides, Repositioning Guides and Titanium Plates for Acute Correction of Antebrachial Limb Deformities in Dogs. *Vet Comp Orthop Traumatol*. 2021 Jan;34(1):43-52. doi: 10.1055/s-0040-1709702. PMID:

32356295.

2. Hamilton-Bennett SE, Oxley B, Behr S. Accuracy of a patient-specific 3D printed drill guide for placement of cervical transpedicular screws. *Vet Surg*. 2018 Feb;47(2):236-42. doi: 10.1111/vsu.12734. PMID: 29064584.

3. Jeon JW, Kang KW, Kim WK, Jung C, Kang BJ. Three-dimensional-printed patient-specific guides for tibial deformity correction in small-breed dogs. *Am J Vet Res*. 2023 Oct 9;84(12):ajvr.23.06.0146. doi: 10.2460/ajvr.23.06.0146. PMID: 38041942.

4. Timercan A, Brailovski V, Petit Y, Lussier B, Séguin B. Personalized 3D-printed endoprotheses for limb sparing in dogs: Modeling and in vitro testing. *Med Eng Phys*. 2019 Sep;71:17-29. doi: 10.1016/j.medengphy.2019.07.005. PMID: 31327657.

5. Ковалёв Е. В. и др. Индивидуальные навигационные шаблоны для установки транспедикулярных винтов в хирургии позвоночника: систематический обзор // Проблемы здоровья и экологии. – 2022. – Т. 19. – №. 3. – С. 5-17.

6. Яриков А. В. и др. Применение аддитивных технологий 3D-печати в нейрохирургии, вертебрологии, травматологии и ортопедии // Клиническая практика. – 2021. – Т. 12. – №. 1. – С. 90-104.

7. Peters KM, Hutter E, Siston RA, Bertran J, Allen MJ. Surgical navigation improves the precision and accuracy of tibial component alignment in canine total knee replacement. *Vet Surg*. 2016 Jan;45(1):52-9. doi: 10.1111/vsu.12429. PMID: 26731596.

8. Hall EL, Baines S, Bilmont A, Oxley B. Accuracy of patient-specific three-dimensional-printed osteotomy and reduction guides for distal femoral osteotomy in dogs with medial patella luxation. *Vet Surg*. 2019 May;48(4):584-91. doi: 10.1111/vsu.13126. PMID: 30446995.

9. Schweizer A, Mauler F, Vlachopoulos L, Nagy L, Fürnstahl P. Computer-assisted 3-dimensional reconstructions of scaphoid fractures and nonunions with and without the use of patient-specific guides: early clinical outcomes and postoperative assessments of reconstruction accuracy. *J Hand Surg Am*.

- 2016 Jan;41(1):59-69. doi: 10.1016/j.jhsa.2015.10.009. PMID: 26710736.
10. Altwal J, Wilson CH, Griffon DJ. Applications of 3-dimensional printing in small-animal surgery: a review of current practices. *Vet Surg.* 2022 Jan;51(1):34-51. doi: 10.1111/vsu.13739. PMID: 34633081.
11. Oxley B. Bilateral shoulder arthrodesis in a Pekinese using three-dimensional printed patient-specific osteotomy and reduction guides. *Vet Comp Orthop Traumatol.* 2017;30(3). doi: 10.3415/VCOT-16-10-0144.
12. Yoon HR, Cho CW, Ryu CH, Lee JH, Jeong SM, Lee HB. Comparison between novice and experienced surgeons performing corrective osteotomy with patient-specific guides in dogs based on resulting position accuracy. *Vet Sci.* 2021;8(3). doi: 10.3390/vetsci8030040.
13. Abdullah JY, Abdullah AM, Hadi H, Husein A, Rajion ZA. Comparison of STL skull models produced using open-source software versus commercial software. *Rapid Prototyp J.* 2019;25(10). doi: 10.1108/RPJ-08-2018-0206.
14. Green N, Glatt V, Tetsworth K, Wilson LJ, Grant CA. A practical guide to image processing in the creation of 3D models for orthopedics. *Tech Orthop.* 2016. doi: 10.1097/BTO.0000000000000181.
15. Mulford JS, Babazadeh S, Mackay N. Three-dimensional printing in orthopaedic surgery: review of current and future applications. *ANZ J Surg.* 2016 Sep;86(9):648-53. doi: 10.1111/ans.13533. PMID: 27071485.
16. Tetsworth KD, Mettys T. Overview of emerging technology in orthopedic surgery: what is the value in 3D modeling and printing? *Tech Orthop.* 2016. doi: 10.1097/BTO.0000000000000187.
17. Ganry L, Hersant B, Bosc R, Leyder P, Quilichini J, Meningaud JP. Study of medical education in 3D surgical modeling by surgeons with free open-source software: example of mandibular reconstruction with fibula free flap and creation of its surgical guides. *J Stomatol Oral Maxillofac Surg.* 2018 Sep;119(4):262-7. doi: 10.1016/j.jormas.2018.02.012. PMID: 29499364.
18. Petazzoni M. *Atlas of Clinical Goniometry and Radiographic Measurements of the Canine Pelvic Limb.* 2008.
19. Dismukes DI, Tomlinson JL, Fox DB, Cook JL, Witsberger TH. Radiographic measurement of canine tibial angles in the sagittal plane. *Vet Surg.* 2008 Apr;37(3):300-5. doi: 10.1111/j.1532-950X.2008.00381.x. PMID: 18394079.
20. Moreira Dvm LR, Sparks Gradis T, Daniel I, Ogden Bvsc M. Predicting tibial plateau angles following four different types of cranial closing wedge osteotomy. *Vet Surg.* 2024 Jan;53(1):143-54. doi: 10.1111/vsu.14033. PMID: 37749853.
21. Paley D. *Principles of deformity correction.* 2002. doi: 10.1007/978-3-642-59373-4.
22. Yasukawa S, Edamura K, Tanegashima K, Seki M, Teshima K, Asano K, et al. Evaluation of bone deformities of the femur, tibia, and patella in toy poodles with medial patellar luxation using computed tomography. *Vet Comp Orthop Traumatol.* 2016;29(1). doi: 10.3415/VCOT-15-05-0089. PMID: 26638694.

REFERENCES

1. Carwardine DR, Gosling MJ, Burton NJ, O'Malley FL, Parsons KJ. Three-Dimensional-Printed Patient-Specific Osteotomy Guides, Repositioning Guides and Titanium Plates for Acute Correction of Antebrachial Limb Deformities in Dogs. *Vet Comp Orthop Traumatol.* 2021 Jan;34(1):43-52. doi: 10.1055/s-0040-1709702. PMID: 32356295.
2. Hamilton-Bennett SE, Oxley B, Behr S. Accuracy of a patient-specific 3D printed drill guide for placement of cervical transpedicular screws. *Vet Surg.* 2018 Feb;47(2):236-42. doi: 10.1111/vsu.12734. PMID: 29064584.
3. Jeon JW, Kang KW, Kim WK, Jung C, Kang BJ. Three-dimensional-printed patient-specific guides for tibial deformity correction in small-breed dogs. *Am J Vet Res.* 2023 Oct 9;84(12):ajvr.23.06.0146. doi: 10.2460/ajvr.23.06.0146. PMID: 38041942.
4. Timercan A, Brailovski V, Petit Y, Lussier B, Séguin B. Personalized 3D-printed endoprostheses for limb sparing in dogs: Model-

- ing and in vitro testing. *Med Eng Phys.* 2019 Sep;71:17-29.
- 5.Kovalev E. V. and others. Customized navigation templates for installing transpedicular screws in spinal surgery: a systematic review //Health and environmental issues. – 2022. – Vol. 19. – No. 3. – pp. 5-17.
- 6.Yarikov A.V. and others. Application of additive 3D printing technologies in neurosurgery, vertebrology, traumatology and orthopedics //Clinical practice. – 2021. – Vol. 12. – No. 1. – pp. 90-104.
- 7.Peters KM, Hutter E, Siston RA, Bertran J, Allen MJ. Surgical navigation improves the precision and accuracy of tibial component alignment in canine total knee replacement. *Vet Surg.* 2016 Jan;45(1):52-9.
- 8.Hall EL, Baines S, Bilmont A, Oxley B. Accuracy of patient-specific three-dimensional-printed osteotomy and reduction guides for distal femoral osteotomy in dogs with medial patella luxation. *Vet Surg.* 2019 May;48(4):584-91.
- 9.Schweizer A, Mauler F, Vlachopoulos L, Nagy L, Fürnstahl P. Computer-assisted 3-dimensional reconstructions of scaphoid fractures and nonunions with and without the use of patient-specific guides: early clinical outcomes and postoperative assessments of reconstruction accuracy. *J Hand Surg Am.* 2016 Jan;41(1):59-69. doi: 10.1016/j.jhssa.2015.10.009. PMID: 26710736.
- 10.Altwal J, Wilson CH, Griffon DJ. Applications of 3-dimensional printing in small-animal surgery: a review of current practices. *Vet Surg.* 2022 Jan;51(1):34-51. doi: 10.1111/vsu.13739. PMID: 34633081.
- 11.Oxley B. Bilateral shoulder arthrodesis in a Pekinese using three-dimensional printed patient-specific osteotomy and reduction guides. *Vet Comp Orthop Traumatol.* 2017;30(3). doi: 10.3415/VCOT-16-10-0144.
- 12.Yoon HR, Cho CW, Ryu CH, Lee JH, Jeong SM, Lee HB. Comparison between novice and experienced surgeons performing corrective osteotomy with patient-specific guides in dogs based on resulting position accuracy. *Vet Sci.* 2021;8(3).
- 13.Abdullah JY, Abdullah AM, Hadi H, Husein A, Rajion ZA. Comparison of STL skull models produced using open-source software versus commercial software. *Rapid Prototyp J.* 2019;25(10).
- 14.Green N, Glatt V, Tetsworth K, Wilson LJ, Grant CA. A practical guide to image processing in the creation of 3D models for orthopedics. *Tech Orthop.* 2016.
- 15.Mulford JS, Babazadeh S, Mackay N. Three-dimensional printing in orthopaedic surgery: review of current and future applications. *ANZ J Surg.* 2016 Sep;86(9):648-53.
- 16.Tetsworth KD, Mettyas T. Overview of emerging technology in orthopedic surgery: what is the value in 3D modeling and printing? *Tech Orthop.* 2016. doi: 10.1097/BTO.000000000000187.
- 17.Ganry L, Hersant B, Bosc R, Leyder P, Quilichini J, Meningaud JP. Study of medical education in 3D surgical modeling by surgeons with free open-source software: example of mandibular reconstruction with fibula free flap and creation of its surgical guides. *J Stomatol Oral Maxillofac Surg.* 2018 Sep;119(4):262-7. doi: 10.1016/j.jormas.2018.02.012. PMID: 29499364.
- 18.Petazzoni M. Atlas of Clinical Goniometry and Radiographic Measurements of the Canine Pelvic Limb. 2008.
- 19.Dismukes DI, Tomlinson JL, Fox DB, Cook JL, Witsberger TH. Radiographic measurement of canine tibial angles in the sagittal plane. *Vet Surg.* 2008 Apr;37(3):300-5. doi: 10.1111/j.1532-950X.2008.00381.x. PMID: 18394079.
- 20.Moreira Dvm LR, Sparks Gradis T, Daniel I, Ogden Bvsc M. Predicting tibial plateau angles following four different types of cranial closing wedge osteotomy. *Vet Surg.* 2024 Jan;53(1):143-54. doi: 10.1111/vsu.14033. PMID: 37749853.
- 21.Paley D. Principles of deformity correction. 2002. doi: 10.1007/978-3-642-59373-4.
- 22.Yasukawa S, Edamura K, Tanegashima K, Seki M, Teshima K, Asano K, et al. Evaluation of bone deformities of the femur, tibia, and patella in toy poodles with medial patellar luxation using computed tomography. *Vet Comp Orthop Traumatol.* 2016;29(1).