

НАУЧНАЯ СТАТЬЯ

Открытый доступ

Эффективность применения полужесткого ортеза для голеностопного сустава для снижения механической нестабильности голеностопного сустава по результатам 3D-MPT с нагрузкой



Хельге Эбербах¹ , Доминик Геринг², Томас Ланге³, Спартак Овсепян², Альберт Голлхофер², Хаген Шмаль^{1, 4} и Маркус Веннинг^{1, 2}

Аннотация

Общая информация: благодаря таким новейшим технологиям визуализации, как трехмерная (3D) MPT с нагрузкой, можно выполнить количественное определение механической нестабильности голеностопного сустава, способствующей развитию хронической нестабильности голеностопного сустава. В настоящем исследовании авторы проверяли эффективность полужесткого ортеза для голеностопного сустава в отношении обеспечения конгруэнтности суставных поверхностей в положении подошвенного сгибания/супинации с нагрузкой и без нагрузки.

Методы: в данном контролируемом наблюдательном исследовании с участием 25 пациентов с механической нестабильностью голеностопного сустава для оценки стабилизирующего эффекта ортеза использовался специально разработанный артрометр, обеспечивающий возможность проведения 3D-MPT с нагрузкой. Измеряли три показателя конгруэнтности суставных поверхностей, т. е. площадь соприкосновения хрящевого покрытия суставных поверхностей малоберцовой и таранной костей, горизонтальных суставных поверхностей большеберцовой и таранной костей и вертикальных суставных поверхностей большеберцовой и таранной костей в 3D-модели. Затем рассчитывали сокращение площади соприкосновения хрящевого покрытия в положении при 40° подошвенного сгибания и 30° супинации с осевой нагрузкой 200 Н или без нее по сравнению с нейтральным положением. Применяли полужесткий ортез для голеностопного сустава в положениях подошвенного сгибания/супинации, чтобы оценить его влияние на конгруэнтность суставных поверхностей. Кроме того, с помощью визуальной аналоговой шкалы (ВАШ) была проанализирована субъективная стабильность, обеспеченная ортезом, во время выполнения прыжков.

Результаты: применение полужесткого ортеза для голеностопного сустава привело к увеличению площади соприкосновения хрящевого покрытия (Cartilage Contact Area — CCA) при подошвенном сгибании и супинации стопы. Данный эффект наблюдался на всех трех суставных поверхностях голеностопного сустава ($P < 0,001$; $\eta^2 = 0,54$). При применении осевой нагрузки значимые отличия не были обнаружены. Субъективная стабильность, обеспечиваемая ортезом (оценка по ВАШ: 7,6/10), не коррелировала со значительностью улучшения общей конгруэнтности суставных поверхностей.

Выводы: стабилизирующий эффект полужесткого ортеза для голеностопного сустава может быть проверен путем 3D-MPT с нагрузкой. Применение этого ортеза обеспечивает повышение конгруэнтности суставных поверхностей, что может способствовать снижению пиковых нагрузок на определенные участки таранной кости, которые являются потенциальными причинами развития костно-хрящевых или дегенеративных нарушений. Однако, похоже, что субъективная стабильность, обеспечиваемая ортезом, не отражает механического воздействия ортеза.

Регистрация исследования. Протокол исследования был заранее зарегистрирован в реестре клинических исследований Германии (№ DRKS00016356).

Ключевые слова: механическая нестабильность голеностопного сустава, 3D-MPT с нагрузкой, площадь соприкосновения хрящевого покрытия, ортез для голеностопного сустава.

* Адрес электронной почты для корреспонденции: helge.eberbach@uniklinik-freiburg.de

¹ Отделение ортопедической хирургии и травматологии, Университетский медицинский центр, медицинский факультет, Фрайбургский университет, Hugstetter Str. 55, 79106 Freiburg, Germany (Германия)
Полная информация об авторах находится в конце статьи

Общая информация

Хроническая нестабильность голеностопного сустава (chronic ankle instability — CAI) развивается вследствие функциональной и механической нестабильности голеностопного сустава, и такая комбинация явлений представляется объектом изучения в рамках данного исследования. Данные нарушения могут привести к развитию субъективной нестабильности сустава, которая обычно представлена рецидивирующими растяжениями связок и ощущением «подкашивания» ног [1, 2].



Для коррекции функциональной недостаточности проводятся функциональные (например, сенсомоторные) тренировки, а механическая недостаточность может потребовать механического вмешательства, например наружной иммобилизации с помощью ортеза для голеностопного сустава, тейпирования или даже хирургической стабилизации [3, 4]. Ортезы или тейпы для голеностопного сустава часто используются у спортсменов для снижения частоты или тяжести растяжений связок [3, 5]. Эффективность наружной иммобилизации суставов заключается в ограничении подвижности сустава, что уменьшает максимальный угол инверсии стопы и угловую скорость [6, 7]. Кроме того, за время обеспечения наружной поддержки происходит функциональная адаптация, например подготовительная активация мышц [6, 8]. Поскольку данное взаимодействие приводит к такому комбинированному нейромеханическому эффекту, до сих пор обсуждается вопрос о том, что обеспечивает более выраженную стабилизацию голеностопного сустава при нагрузке: ортезирование или активная нейромышечная стабилизация? [9, 10]. Оценка изолированной механической нестабильности и потенциального эффекта устранения этой нестабильности за счет ортеза для голеностопного сустава позволит оценить эффект этого распрощанного вида лечения. По результатам систематического обзора тип используемой иммобилизации (тейпирование или ортезы) не влияет на снижение частоты растяжения связок [11]. Кроме того, имеются результаты различных визуализационных исследований эффекта ортезов для голеностопного сустава, стресс-рентгенографии, артрометрического исследования, а также недавно полученные данные компьютерной томографии по аналогичной теме [12–14].

Однако диагностика нестабильности голеностопного сустава до сих пор затруднительна и имеет ограничения и недостатки при практическом применении, особенно в случае количественного определения механической нестабильности [1, 15]. Потенциально полезным показателем является площадь соприкосновения хрящевых поверхностей голеностопного сустава как трехмерный показатель конгруэнтности сустава [16, 17]. Чем выше конгруэнтность, тем более стабильным является сустав [18]. Величину конгруэнтности можно измерить при стресс-тестах, но ее взаимосвязь с нестабильностью голеностопного сустава изучали мало [19].

Благодаря таким новейшим технологиям, как трехмерная (3D) МРТ с нагрузкой, можно выполнить количественное определение механической нестабильности голеностопного сустава, способствующей хронической нестабильности голеностопного сустава [17]. Трехмерная конгруэнтность суставных поверхностей дистального конца малоберцовой кости и таранной кости может иметь решающее значение в развитии субъективной и механической нестабильности сустава [20]. Используемая в исследовании методика также позволяет исследовать конгруэнтность суставных поверхностей с применением осевой нагрузки или без нее. Таким образом можно оценить стабилизирующее воздействие ортеза на различные части голеностопного сустава *in vivo*. Имеющиеся в настоящее время данные свидетельствуют о том, что стабилизирующее воздействие будет проявляться преимущественно в вертикальной плоскости, в то время как ограничений на движения в сагиттальной плоскости может не быть [9, 21].

В рамках настоящего исследования мы изучали эффективность ортеза для голеностопного сустава в отношении ранее установленных показателей механической нестабильности голеностопного сустава с помощью 3D-МРТ с нагрузкой.

Целью данного исследования было количественное определение благоприятного воздействия на конгруэнтность суставных поверхностей, обеспечиваемого полужестким ортезом для голеностопного сустава, при наличии осевой нагрузки или без нее *in vivo*. Авторы выдвинули гипотезу, что эффективный ортез преимущественно будет оказывать влияние на суставное сочленение таранной и малоберцовой костей, в то время как на горизонтальное суставное сочленение большеберцовой и таранной костей он будет оказывать менее выраженное влияние.

Методы

Исследование было одобрено этическим комитетом медицинского центра Фрайбургского университета (протокол № 118/19), а протокол исследования был заранее зарегистрирован в реестре клинических исследований Германии (№ DRKS00016356). Оно было проведено в соответствии с текущей редакцией Хельсинкской декларации, и все пациенты заявили об информированном согласии до участия в исследовании.

Популяция

Это отдельное исследование, в котором участвовала подгруппа пациентов с механической нестабильностью голеностопного сустава, выделенная в рамках ранее проведенного исследования [20]. Набор участников исследования производился в местном университете и среди амбулаторных пациентов ортопедического отделения университетской больницы на случайной основе.

Критерии отбора были основаны на литературных данных. Для определения субъективной нестабильности голеностопного сустава использовали шкалу балльной оценки нестабильности голеностопного сустава Камберленда (Cumberland Ankle Instability Tool (CAIT)) [15]. Максимальная балльная оценка по шкале CAIT составляет 30 баллов. Оценка <24 обычно считается наиболее важным критерием для диагностики хронической нестабильности голеностопного сустава [22]. Оценку механической нестабильности проводил хирург-ортопед в слепом режиме путем физикального обследования (тест «наклона таранной кости» и тест «переднего выдвигаемого ящика») [23]. Для диагностики механической нестабильности голеностопного сустава результаты обоих ортопедических тестов оценивали с использованием пяти степеней градации (1 — стабильный, 2 — довольно стабильный, 3 — промежуточный, 4 — довольно нестабильный, 5 — нестабильный) и складывали полученные балльные оценки. Итоговая сумма оценок для постановки диагноза «механическая нестабильность» должна была быть более 8. Кроме того, требовалось, чтобы пациент занимался спортивной деятельностью более 4 часов в неделю. Критериями невключения были наличие хирургического вмешательства на верхней части голеностопного сустава в анамнезе, растяжение связок голеностопного сустава менее 3 месяцев назад, а также любые противопоказания к МРТ-диагностике (татуировки, ферромагнитные имплантаты) и заболевания в стадии обострения.

В результате скрининга участников ($n = 41$) с субъективным ощущением нестабильности сустава вышеупомянутым критериям соответствовали 25 пациентов, которые и были включены в исследование. Для невключения в исследование прошедших скрининг участников были следующие причины: субъективная немеханическая нестабильность ($n = 6$) и промежуточные результаты оценки по шкале CAIT или физикального обследования ($n = 8$, $n = 1$ — ввиду наличия недавно сделанной татуировки в исследуемой области, $n = 1$ — ввиду получения тяжелого повреждения до заключительного МРТ-обследования). В заключительной когорте из $n = 25$ пациентов средний возраст составил $24,6 \pm 4,7$ лет, средний ИМТ ($\text{кг}/\text{м}^2$) — $23 \pm 3,5$ и средняя балльная оценка по шкале CAIT — $18,8 \pm 4,4$.

Исследование механической стабильности

Исследование механической стабильности суставов проводили путем описанной выше динамической 3D-MPT голеностопного сустава с нагрузкой (3SAM) [17]. При применении данного новейшего подхода пациента размещают в положении лежа в специально разработанный неферромагнитный артрометр для голеностопного сустава, в котором стопу можно перемещать в положение подошвенного/тыльного сгибания или в положение пронации/супинации. Данное устройство также позволяет применять осевую нагрузку на сустав (до 500 Н) с помощью системы пневмоцилиндров. Для применения осевой нагрузки выполняется фиксация тела пациента на столе с помощью пояса штангиста, накладываемого вокруг таза, и регулируемых ремней, прикрепленных к столу. В рамках настоящего исследования проводили измерение показателей пациентов при пяти различных условиях (см. таблицу 1). Таким образом, стопу помещали в нейтральное положение (NN) и в положение, соответствующее 40° подошвенного сгибания и 30° супинации (PS). К стопе применяли или не применяли осевую нагрузку величиной 200 Н. Данное значение было выбрано на основе ранее проведенных исследований, в которых 200 Н было максимальной нагрузкой, которая переносилась пациентами во время измерения PS без каких-либо неприятных ощущений. Ортезы надевали в положении PS для оценки эффективности в условиях наличия или отсутствия осевой нагрузки. Полуэсткий ортез (MalleoLoc®, Bauerfeind AG, Цойленрода, Германия) представляет собой пластмассовую шину, которая крепится к медиальной и латеральной стороне голеностопного сустава двумя ремнями с застежками Velcro, повторяющими форму «восьмерки».

Все процедуры MPT проводились на МР-системе Magnetom Trio 3 T (Siemens Healthineers, Эрланген, Германия) с использованием 8-канальной универсальной катушки (NORAS MRI Products, Германия) для приема сигнала. Протокол MPT включал последовательность быстрого спин-эхо (TSE) в 3D-режиме с ускорением параллельной визуализации методом GRAPPA в 2 раза. Объем трехмерной (3D) визуализации включал в себя 128 сагиттальных срезов с разрешением в плоскости 0,5 мм и толщиной среза 0,6 мм.

В ходе последующей обработки данных были рассчитаны три показателя конгруэнтности поверхностей голеностопного сустава: площадь соприкосновения хрящевого покрытия (ССА) суставных поверхностей малоберцовой и таранной костей (ССА_{FT}), а также значения площади соприкосновения хрящевого покрытия горизонтальных (ССА_{TH}) и вертикальных (ССА_{TV}) суставных поверхностей большеберцовой и таранной костей. В качестве исходов использовали индивидуальное сокращение величины ССА во время подошвенного сгибания/супинации в форме процентной доли от исходного значения ССА в нейтральном положении (см. строку «Индивидуальное контрольное значение» в таблице 1). Были получены доказательства того, что сокращение площади ССА_{FT} является потенциальным показателем механической нестабильности голеностопного сустава и обладает диагностической ценностью, сопоставимой со стресс-тестом под ультразвуковым контролем [17, 20].

Таким образом значимое снижение выраженности сокращения площади ССА, иными словами улучшение конгруэнтности суставных поверхностей, можно интерпретировать как благоприятный защитный эффект ортеза.

Для последующей обработки данных MPT использовалась веб-платформа для анализа медицинских изображений (Nora Medical Imaging Platform, Фрайбург, Германия).

Исходы, сообщаемые пациентами

Помимо балльной оценки по шкале CAIT, авторы использовали балльную (от 0 до 10) визуальную аналоговую шкалу (ВАШ) для субъективной оценки стабильности суставов и комфорта у участников и сравнения субъективной и объективной механической стабилизации, обеспечиваемой ортезом. Перед тем как ответить на вопросы ВАШ, пациенты выполняли 10 боковых прыжков на одной ноге с ортезом или без него [24].

Статистический анализ

При статистическом анализе использовали программное обеспечение Statistical Package for the Social Sciences (SPSS) версии 27 (IBM Corp., Армонк, штат Нью-Йорк, США). Для отображения данных в графической форме использовали ПО Veusz (вер. 3.0.1, разработанная Джереми Сандерсом).

Для статистического сравнения выполняли проверку нормальности распределения по критерию Шапиро – Уилка и затем двухфакторный дисперсионный анализ (ANOVA) повторных измерений с нагрузкой и применением ортеза в качестве факторов. Кроме того, был проанализирован эффект взаимодействия нагрузки и ортеза. Уровень значимости составлял $P < 0,05$. В случаях статистической значимости проводилось парное сравнение по t-критерию с поправкой по методу Бонферрони. Кроме того, в качестве показателя размера эффекта была рассчитана частичная η^2 в квадрате (η^2). Данные о размере эффекта интерпретировали по Козну (незначительный: 0,01; средний: 0,06 и значительный: 0,12) [25].

Кроме того, проведены двусторонние проверки коэффициента корреляции Спирмена с двумя переменными для определения значимости линейной зависимости разницы значений ССА, полученной в результате применения ортезов, и оценками по визуальной аналоговой шкале. Значимость корреляции интерпретировали по Козну следующим образом: $< 0,3$: недостоверная корреляция; $> 0,3-0,5$: умеренная корреляция; $> 0,5$: достоверная корреляция [25].

Таблица 1. Условия измерений при 3D-MPT с нагрузкой

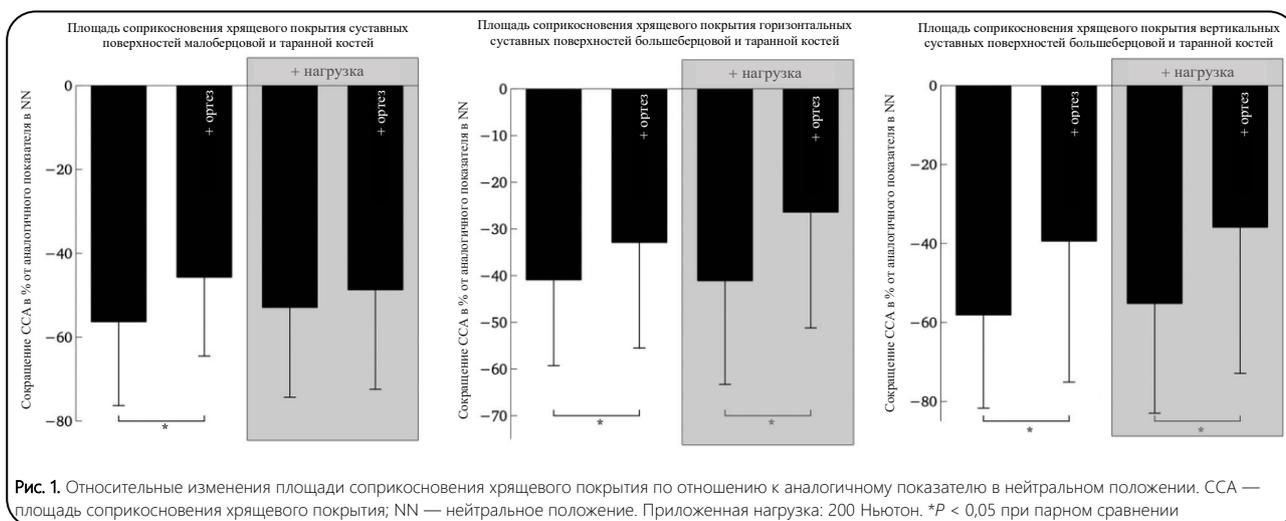
Условие	Положение	Нагрузка (200 Н)	Ортез	Обоснование
1	NN	-	-	Индивидуальное контрольное значение
2	PS	-	-	Сокращение ССА на исходном уровне
3	PS	-	+	Эффект ортеза
4	PS	+	-	Эффект нагрузки
5	PS	+	+	Эффект ортеза при нагрузке

NN — нейтральное положение, PS — подошвенное сгибание/супинация, ССА — площадь соприкосновения хрящевого покрытия

Таблица 2. Площадь соприкосновения хрящевого покрытия во время подошвенного сгибания/супинации (40°/30°)

Показатель	Без ортеза В покое	С ортезом	Без ортеза + нагрузка 200 Н	С ортезом	Дисперс. анализ (ANOVA) повторн. изм-й, фактор: нагрузка	Дисперс. анализ (ANOVA) повторн. изм-й, фактор: ортез
ССА _{FT}	-56,3 (20,0)	-45,7 (18,8)	-52,9 (21,4)	-48,7 (23,7)	$P = 0,71$ $\eta^2 = 0,006$	$P = 0,004$ $\eta^2 = 0,31$
ССА _{TH}	-40,9 (18,4)	-32,9 (22,6)	-41,1 (22,2)	-26,4 (24,8)	$P = 0,069$ $\eta^2 = 0,13$	$P < 0,001$ $\eta^2 = 0,54$
ССА _{TV}	-58,1 (23,6)	-39,4 (35,7)	-55,2 (27,8)	-35,9 (37,0)	$P = 0,4$ $\eta^2 = 0,03$	$P = 0,002$ $\eta^2 = 0,36$

ССА_{FT} — сочленение суставных поверхностей малоберцовой и таранной костей; ССА_{TH} — горизонтальное сочленение суставных поверхностей большеберцовой и таранной костей; ССА_{TV} — вертикальное сочленение суставных поверхностей большеберцовой и таранной костей. В скобках указаны: СО



Представленные значения — это средние значения ± стандартные отклонения.

Результаты

Результаты исследования представлены на рисунке 1 и в таблице 2. Эффект ортеза был статистически значимым (см. таблицу 2) на все три показателя ССА, при этом наибольший размер эффекта наблюдался на горизонтальных суставных поверхностях большеберцовой и таранной костей, т.е. в отношении показателя ССА_{TH} ($P < 0,001$; $\eta^2 = 0,54$). Среднее значение сокращения площади ССА_{FT} было на 10,6 % меньше, ССА_{TH} — на 8,0 % меньше и ССА_{TV} — на 18,7 % меньше, чем аналогичный показатель при отсутствии ортеза.

В условиях нагрузки не наблюдались значимые различия по результатам дисперсионного анализа повторных измерений (см. таблицу 2). Также не были получены статистически значимые результаты при анализе эффекта взаимодействия нагрузки и ортеза ($P = 0,06$ для ССА_{FT}, $P = 0,2$ для ССА_{TH} и $P = 0,9$ для ССА_{TV}).

Парное сравнение показало, что в условиях применения ортеза при нагрузке имеется статистически значимое влияние на ССА_{TH} ($P < 0,001$) и статистически значимое влияние на ССА_{TV} ($P = 0,02$). Однако статистически значимое отличие значений ССА_{FT} при применении ортеза и без него в условиях нагрузки не обнаружено ($P = 0,24$).

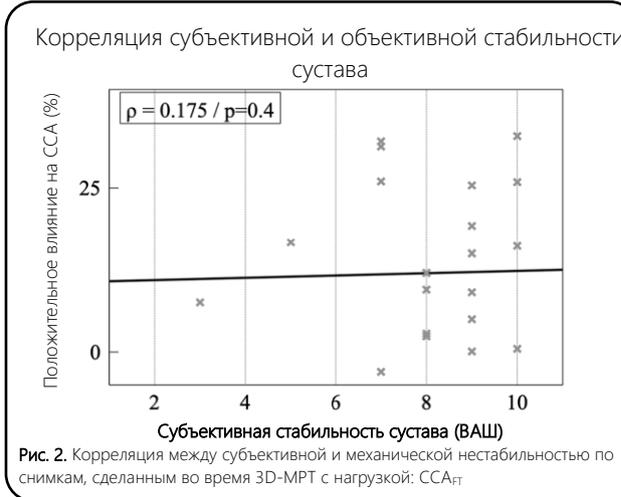


Рис. 2. Корреляция между субъективной и механической нестабильностью по снимкам, сделанным во время 3D-MPT с нагрузкой: ССА_{FT}

Согласно результатам анализа корреляций между благоприятным воздействием на ССА при применении ортеза и субъективной стабильностью, обеспечиваемой ортезом, значимые корреляции отсутствуют. Была обнаружена статистически значимая корреляция между субъективной стабильностью (оценка по ВАШ — 7,9) и комфортом (оценка по ВАШ — 5,0), обеспечиваемым ортезом (коэффициент Спирмена — 0,48, $P = 0,016$).

Кроме того, мы оценили корреляцию между субъективной нестабильностью по шкале ВАШ во время прыжка вбок на одной ноге (оценка по ВАШ — 7,9) и количественным улучшением ССА_{ГТ} в результате применения ортеза (10,6 % от ССА), которая оказалась незначимой (коэффициент Спирмена — 0,175, $P = 0,4$) (рис. 2).

Обсуждение

Результаты данного контролируемого обсервационного исследования свидетельствуют о том, что полужесткое ортезирование голеностопного сустава оказывает значимый эффект на конгруэнтность суставных поверхностей у пациентов с механической нестабильностью голеностопного сустава по результатам 3D-МРТ с нагрузкой. Если говорить более конкретно, то применение полужесткого ортеза привело к увеличению площади соприкосновения суставных поверхностей в положении, близком к максимальному подошвенному сгибанию и супинации.

Удержание положения почти полного подошвенного сгибания и супинации является сложной задачей для всего голеностопного сустава, особенно у пациентов с механической нестабильностью, обычно связанной с функциональной недостаточностью латеральных связок [26, 27]. У пациентов с механической нестабильностью голеностопного сустава данные структуры недостаточно ограничивают движение таранной кости вперед и скольжение малоберцовой кости назад, что приводит к снижению стабильности хрящей и костей [28, 29]. По результатам недавно проведенного систематического обзора и метаанализа применение ортеза для голеностопного сустава оказывает благоприятный эффект на кинематику стопы и голеностопного сустава [3]. В механических исследованиях ортезы для голеностопного сустава показали эффективное ограничение диапазона вертикальных движений, и при этом они позволяют стопе двигаться в сагиттальной плоскости, что, как предполагается, снижает риск травмы в результате увеличенной супинации [30].

В ходе пилотного исследования Веннинга и соавт. было обнаружено, что исключительное влияние на сокращение ССА суставных поверхностей малоберцовой и таранной костей (соответствующего ограничению латерального движения кости) при подошвенном сгибании/супинации является решающим у пациентов с нестабильностью голеностопного сустава по сравнению со здоровыми добровольцами и пациентами с механической нестабильностью [17]. В связи с этим авторы выдвинули гипотезу, что эффективный ортез преимущественно будет оказывать влияние на таранно-малоберцовое сочленение.

Интересно отметить, что в данном исследовании парное сравнение показало, что ортез оказал значимый эффект на ССА в таранно-малоберцовом сочленении только в условиях отсутствия нагрузки. Это может быть связано с тем, что нагрузка сама по себе уже способствует улучшению стабилизирующих свойств суставных поверхностей. В качестве примера был приведен факт о том, что конгруэнтность суставных поверхностей может повышаться при нагрузке весом после перелома латеральной лодыжки, и это можно экстраполировать на растяжения связок [31]. В ходе ранних исследований Стормонта и соавт. также изучалась способность связок и суставных поверхностей голеностопного сустава к стабилизации при супинации. Согласно результатам данных исследований стабилизирующая способность суставной поверхности значительно увеличивается при супинации, поскольку нагрузка осевого сжатия увеличивалась с 0 до 670 Н. Эти данные свидетельствуют о том, что свойства суставных поверхностей отражают индивидуальную предрасположенность к травмам и стабильность суставов при супинации с увеличением осевого сжатия [18].

Данные Тохьямы и соавт. дополнительно указали на то, что вклад ортезирования в стабилизацию голеностопного сустава зависит от осевой сжимающей нагрузки на лодыжку, что позволяет предположить полезность применения осевого сжатия в контролируемых условиях при оценке изделий для стабилизации голеностопного сустава. Это означает, что вклад ортезирования в стабилизацию голеностопного сустава был меньше в условиях осевой нагрузки, чем в условиях отсутствия осевой нагрузки [32]. Если сравнивать данные наблюдения и полученные результаты, то значимый эффект нагрузки на площадь соприкосновения хрящевого покрытия не был обнаружен. Более того, сокращение площади суставной поверхности при супинации было менее значительным, если пациент применял ортез. Однако данный благоприятный эффект был не таким выраженным, как в условиях осевой нагрузки. Это может быть связано с использованием специально разработанного неферромагнитного артметра голеностопного сустава, который обеспечивает лишь минимальное движение стопы и, следовательно, не позволяет существенно изменить площадь соприкосновения суставных поверхностей во время нагрузки. Кроме того, приходится признать, что нагрузка, прилагаемая в данном исследовании, была значительно меньше (200 по ср. с 670 Н), чтобы обеспечить удержание пациентом ноги в стабильном положении без каких-либо неудобств. Это также могло снизить эффект от нагрузки в данном исследовании, поэтому результаты следует интерпретировать с осторожностью.

Полученные данные подтверждают предположение о том, что эффективность наружной иммобилизации в предотвращении растяжения связок голеностопного сустава более выражена в основном до контакта с опорной поверхностью, поскольку ортезирование сустава уже способствует снижению его подвижности во время фазы переноса в цикле походки [33]. Изменения во время цикла походки на фоне хронической нестабильности голеностопного сустава, такие как уменьшение расстояния между стопами, частично связанное с усилением подошвенного сгибания, и угол инверсии, являются двумя факторами, которые могут быть улучшены путем ортезирования голеностопного сустава в рамках вторичной профилактики, поскольку применение ортезов способствует снижению частоты рецидивирующих растяжений связок [11, 34]. Профилактический эффект применения ортезов в отношении повторных растяжений связок может быть получен во время фазы переноса конечности или перед самым соприкосновением с опорной поверхностью, когда ортез не подвергается воздействию нагрузки.

Вопреки вышесказанному, результаты настоящего исследования указывают на значимый эффект применения полужесткого ортеза для голеностопного сустава на показатели ССА_{ГТ} и ССА_{ТТ} при парном сравнении в условиях нагрузки. Это приводит к увеличению стабилизирующей способности горизонтальной и вертикальной суставных поверхностей большеберцовой и таранной костей и к более равномерному распределению нагрузки. В связи с этим пиковая нагрузка на некоторые участки таранной кости, которая является потенциальной причиной дегенеративных и костно-хрящевых повреждений, может быть снижена благодаря применению ортеза [16, 35]. При детальном рассмотрении этих результатов становится понятно, что увеличение площади ССА_{ГТ} может приводить к увеличению площади поверхности для распределения веса и усилия во время контакта с опорной поверхностью. Это уменьшает нагрузку на латеральную и медиальную опоры таранной кости и предотвращает чрезмерное воздействие на хрящи и субхондральные поверхности.

Более того, то, что площадь медиальной хрящевой поверхности также увеличивается под влиянием ортеза, позволяет предположить, что таким образом может быть увеличена конгруэнтность суставных поверхностей большеберцовой и таранной костей в целом.

Однако ввиду высокой вариабельности обсуждаемого показателя (ССА_{тТВ}) требуется соблюдать осторожность при интерпретации данного наблюдения. Кроме того, с точки зрения биомеханики необходимо отметить, что увеличение ССА_{тТВ} в вертикальном таранно-большеберцовом сочленении не совпадает с увеличением ССА в таранно-малоберцовом, что может быть реализовано только при наличии определенной подвижности в дистальном межберцовом синдесмозе. Очевидно, что это преждевременно сделанное предположение, и оно требует дальнейшего изучения, в том числе проведения динамического анализа, который позволит дифференцировать биомеханику сочленений большеберцовой и таранной костей, малоберцовой и таранной костей и большеберцовой и малоберцовой костей. Особенно сложной с точки зрения изучения является биомеханика дистального межберцового синдесмоза, поскольку роль передней нижней межберцовой связки в латеральной нестабильности голеностопного сустава остается неизвестной. Были обнаружены признаки третичного профилактического эффекта ортезирования в отношении дегенерации сустава вследствие неправильно распределяемой нагрузки, однако вывод об этом на основании имеющихся данных сделать нельзя, но данное явление следует изучить в рамках будущих проспективных исследований.

Взаимодействие различных факторов развития хронической нестабильности голеностопного сустава до сих пор является предметом дискуссий, поэтому мы включили субъективные оценки в качестве потенциального относительного показателя механической эффективности ортеза. Однако в ходе исследования было обнаружено, что между благоприятным воздействием на ССА_т при применении ортеза и субъективной стабильностью, обеспечиваемой ортезом, значимые корреляции отсутствуют. Это подтверждает гипотезу о том, что механическая и субъективная функциональная недостаточность сустава являются отдельными факторами, способствующими развитию хронической нестабильности голеностопного сустава [36]. Более того, это подтверждает теорию о том, что улучшение функции (например, сенсомоторное) является основным фактором эффективности ортезирования голеностопного сустава [37]. Как и в вышеупомянутом случае, требуется провести дополнительные исследования для более глубокого изучения связи функциональной и механической нестабильности голеностопного сустава и тщательно оценить влияние ортезирования.

Более того, это подтверждает замечание о неточности диагностики нестабильности голеностопного сустава только с помощью рентгенографических измерений, поскольку механическая нестабильность голеностопного сустава может развиваться без субъективной нестабильности голеностопного сустава и наоборот [8, 19]. В будущем следует изучить, какая процентная доля сокращения площади ССА является клинически значимой, и сравнить эти результаты со сделанными наблюдениями об эффективности ортеза для голеностопного сустава. Кроме того, интересным может быть сравнение консервативного и хирургического лечения и их влияние на показатель ССА.

Ограничения

Данное исследование имеет несколько ограничений, которые следует учитывать, среди которых статичность испытания для получения значений площади соприкосновения хрящевого покрытия. Следует соблюдать осторожность при экстраполяции полученных нами результатов на высокдинамичное приземление во время спортивной деятельности. Тем не менее мы проверяли интересную с научной точки зрения пользу ортеза в положении, близком к положению, при котором пациенты получают травмы.

Исследование с учетом еще большего количества различных углов сгибания и супинации с помощью МРТ заняло бы слишком много времени. Еще одним ограничением является относительно небольшой размер выборки, поскольку это была подгруппа пациентов с механической нестабильностью голеностопного сустава, определенная в рамках предыдущего исследования. Кроме того, необходимо учитывать, что все измерения проводились одним исследователем, и нельзя заявить о наличии межэкспертной надежности, кроме как в пилотном исследовании. Тем не менее ранее были получены доказательства, что используемый нами новый метод является эффективным и надежным средством анализа хронической нестабильности голеностопного сустава [20].

Выводы

В заключение следует отметить, что авторы обнаружили значимое влияние полужесткого ортеза для голеностопного сустава на контурность суставных поверхностей, подтвержденное с помощью 3D-МРТ с нагрузкой. Данный эффект позволяет снизить пиковые нагрузки на определенные участки хряща голеностопного сустава и, возможно, привести к задержке развития дегенеративных или костно-хрящевых повреждений.

Сокращения

CAI: хроническая нестабильность голеностопного сустава; MAI: механическая нестабильность голеностопного сустава; FAI: функциональная нестабильность голеностопного сустава; CAIT: шкала оценки нестабильности голеностопного сустава Камберленда; ССА: площадь соприкосновения хрящевого покрытия; ICC: межклассовый коэффициент; 3D-МРТ с нагрузкой: трехмерная (3D) магнитно-резонансная томография с нагрузкой.

Благодарности

Автор, указанный последним, получал поддержку в рамках программы Берты-Оттенштайн для ученых-клиницистов медицинского факультета Фрайбургского университета, Германия.

Авторский вклад

Хельге Эбербах занимался разработкой концепции, исследованием, написанием статьи — начальный проект. Доминик Геринг оказывал содействие в разработке концепции, исследовании, написании статьи — проверка и редактирование. Томас Ланге принимал участие в исследовании, формальном анализе, управлении ресурсами и визуализации. Спартак Овсепян занимался исследованием, курированием данных, написанием статьи — проверка и редактирование. Альберт Голлохфер оказывал содействие при наблюдении, написании статьи — проверка и редактирование, валидация. Хаген Шмаль участвовал в наблюдении, написании статьи — проверка и редактирование, валидация. Маркус Веннинг занимался разработкой концепции, управлением ресурсами, курированием данных, получением финансирования, проведением исследования, методологией, написанием статьи — начальный проект. Все авторы ознакомились с итоговой версией рукописи и утвердили этот вариант.

Финансирование

Финансирование для материалов с открытым доступом было обеспечено и организовано проектом Projekt DEAL. Частично финансирование данного исследования предоставила компания Fa. Bauerfeind AG, Цойленрода, Германия. Спонсор не оказывал влияния на содержание, результаты и интерпретацию результатов исследования. Ни один из авторов, участвовавших в подготовке данной публикации, не имеет личных или каких-либо других отношений, которые могут представлять конфликт интересов.

Доступность данных и материала

Данные, которые анализировали в ходе исследования, хранятся в нашей больнице и могут быть получены от соответствующего автора при обоснованном запросе.

Заявления

Одобрение этического комитета и согласие на участие

Исследование было одобрено местным экспертным советом организации (протокол № 118/19), и от всех пациентов было получено письменное информированное согласие. Исследование проводилось в соответствии с этическими принципами, описанными в Хельсинкской декларации.

Согласие на публикацию

Неприменимо.

Конфликт интересов

Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Сведения об авторах

¹ Отделение ортопедической хирургии и травматологии, Университетский медицинский центр, медицинский факультет, Фрайбургский университет, Hugstetter Str. 55, 79106 Freiburg, Germany (Германия). ² Факультет спорта и спортивных наук, Фрайбургский университет, Schwarzwaldstrasse 175, 79117 Freiburg, Germany (Германия). ³ Центр рентгенографии и лучевой терапии, отделение медицинской физики, университетский медицинский центр, медицинский факультет, Фрайбургский университет, Kilianstrasse 5, 79106 Freiburg, Germany (Германия). ⁴ Отделение ортопедической хирургии, Университетская больница Оденсе, J. V. Winslows Vej 4, 5000 Odense, Denmark (Дания).

Получено: 25 августа 2021 г. Принято в печать: 24 сентября 2021 г.

Опубликовано онлайн: 18 октября 2021 г.

Список литературы

- Hertel J, Corbett RO. An updated model of chronic ankle instability. *J Athl Train*. 2019;54:572-88. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-344-18>.
- Ferran NA, Oliva F, Maffulli N. Ankle instability. *Sports Med Arthrosc Rev*. 2009;17:139-45. <https://doi.org/10.1097/jsa.0b013e3181a3d790>.
- Doherty C, Bleakley C, Delahunt E, Holden S. Treatment and prevention of acute and recurrent ankle sprain: an overview of systematic reviews with meta-analysis. *Br J Sports Med*. 2017;51:113-25. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2016-096178>.
- Aicale R, Maffulli N. Chronic lateral ankle instability: topical review. *Foot Ankle Int*. 2020;41:1571-81. <https://doi.org/10.1177/107100720962803>.
- Capasso G, Maffulli N, Testa V. Ankle taping: support given by different materials. *Br J Sports Med*. 1989;23:239-40. <https://doi.org/10.1136/bjism.23.4.239>.
- Gehring D, Wissler S, Lohrer H, Nauck T, Gollhofer A. Expecting ankle tilts and wearing an ankle brace influence joint control in an imitated ankle sprain mechanism during walking. *Gait Posture*. 2014;39:894-8. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.11.016>.
- Fuerst P, Gollhofer A, Wenning M, Gehring D. People with chronic ankle instability benefit from brace application in highly dynamic change of direction movements. *J Foot Ankle Res*. 2021;14:13.
- Lohrer H, Nauck T, Gehring D, Wissler S, Braag B, Gollhofer A. Differences between mechanically stable and unstable chronic ankle instability subgroups when examined by arthrometer and FAAM-G. *J Orthop Surg Res*. 2015;10:32-9.
- Agres AN, Chrysanthou M, Raffalt PC. The effect of ankle bracing on kinematics in simulated sprain and drop landings: a double-blind, placebo- controlled study. *Am J Sports Med*. 2019;47:1480-7. <https://doi.org/10.1177/0363546519837695>.
- Benca E, Ziai P, Hirtler L, Schuh R, Zandieh S, Windhager R. Biomechanical evaluation of different ankle orthoses in a simulated lateral ankle sprain in two different modes. *Scand J Med Sci Sports*. 2019;29:1174-80.
- Dizon JMR, Reyes JJB. A systematic review on the effectiveness of external ankle supports in the prevention of inversion ankle sprains among elite and recreational players. *J Sci Med Sport*. 2010;13:309-17. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2009.05.002>.
- Eils E, Demming C, Kollmeier G, Thorwesten L, Volker K, Rosenbaum D. Comprehensive testing of 10 different ankle braces. Evaluation of passive and rapidly induced stability in subjects with chronic ankle instability. *Clin Biomech*. 2002;17:526-35. [https://doi.org/10.1016/s0268-0033\(02\)00066-9](https://doi.org/10.1016/s0268-0033(02)00066-9).
- Vaes PH, Duquet W, Casteleyn PP, Handelberg F, Opdecam P. Static and dynamic roentgenographic analysis of ankle stability in braced and nonbraced stable and functionally unstable ankles. *Am J Sports Med*. 1998;26:692-702. <https://doi.org/10.1177/03635465980260051601>.
- Zhang G, Cao S, Wang C, Ma X, Wang X, Huang J, et al. Effect of a semirigid ankle brace on the in vivo kinematics of patients with functional ankle instability during the stance phase of walking. *Biomed Res Int Hindawi*. 2019;2019:4398469. <https://doi.org/10.1155/2019/4398469>.
- Hiller CE, Refshauge KM, Bundy AC, Herbert RD, Kilbreath SL. The cumberland ankle instability tool: a report of validity and reliability testing. *Arch Phys Med Rehabil*. 2006;87:1235-41. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2006.05.022>.
- Siegler S, Konow T, Belvedere C, Ensini A, Kulkarni R, Leardini A. Analysis of surface-to-surface distance mapping during three-dimensional motion at the ankle and subtalar joints. *J Biomech*. 2018;76:204-11. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.05.026>.
- Wenning M, Lange T, Paul J, Gollhofer A, Gehring D. Assessing mechanical ankle instability via functional 3D stress-MRI—A pilot study. *Clin Biomech*. 2019;70:107-14. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2019.07.033>.
- Stormont DM, Morrey BF, An KN, Cass JR. Stability of the loaded ankle. Relation between articular restraint and primary and secondary static restraints. *Am J Sports Med*. 1985;13:295-300. <https://doi.org/10.1177/036354658501300502>.
- Seebauer CJ, Bail HJ, Rump JC, Hamm B, Walter T, Teichgraber UKM. Ankle laxity: stress investigation under MRI control. *AJR Am J Roentgenol*. 2013;201:496-504. <https://doi.org/10.2214/ajr.12.8553>.
- Wenning M, Gehring D, Lange T, Fuerst-Meroth D, Streicher P, Schmal H, et al. Clinical evaluation of manual stress testing, stress ultrasound and 3D stress MRI in chronic mechanical ankle instability. *BMC Musculoskelet Disord*. 2021;22:198-213. <https://doi.org/10.1186/s12891-021-03998-z>.
- Alfuth M, Klein D, Koch R, Rosenbaum D. Biomechanical comparison of 3 ankle braces with and without free rotation in the sagittal plane. *J Athl Train*. 2014;49:608-16.
- Gribble PA, Delahunt E, Bleakley CM, Caulfield B, Docherty CL, Fong DT-P, et al. Selection criteria for patients with chronic ankle instability in controlled research: a position statement of the International Ankle Consortium. *J Athl Train*. 2014;49:121-7.
- Chang SH, Morris BL, Saengsin J, Tourne Y, Guillo S, Guss D, et al. Diagnosis and treatment of chronic lateral ankle instability: review of our biomechanical evidence. *J Am Acad Orthop Surg*. 2021;29:3-16. <https://doi.org/10.5435/jaaos-d-20-00145>.
- Monteleone BJ, Ronsky JL, Meeuwisse WH, Zernicke RF. Lateral hop movement assesses ankle dynamics and muscle activity. *J Appl Biomech*. 2012;28:215-21. <https://doi.org/10.1123/jab.28.2.215>.
- Cohen J. *Statistical power analysis for the behavioral sciences*. 2nd ed. New York: Lawrence Erlbaum; 2013.
- Choisne J, McNally A, Hoch MC, Ringleb SI. Effect of simulated joint instability and bracing on ankle and subtalar joint flexibility. *J Biomech*. 2019;82:234-43. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.10.033>.
- Maffulli N, Ferran NA. Management of acute and chronic ankle instability. *J Am Acad Orthop Surg*. 2008;16:608-15. <https://doi.org/10.5435/00124635-200810000-00006>.
- Berkowitz MJ, Kim DH. Fibular position in relation to lateral ankle instability. *Foot Ankle Int*. 2004;25:318-21. <https://doi.org/10.1177/10710070402500507>.
- Scranton PE, McDermott JE, Rogers JV. The relationship between chronic ankle instability and variations in mortise anatomy and impingement spurs. *Foot Ankle Int*. 2000;21:657-64. <https://doi.org/10.1177/10710070002100805>.
- Reyburn RJ, Powden CJ. Dynamic balance measures in healthy and chronic ankle instability participants while wearing ankle braces: systematic review with meta-analysis. *J Sport Rehabil*. 2020;30:1-8. <https://doi.org/10.1123/jsr.2020-0224>.
- Pham TM, Kristiansen EB, Frich LH, Lambertsen KL, Overgaard S, Schmal H. Association of acute inflammatory cytokines, fracture malreduction, and functional outcome 12 months after intra-articular ankle fracture—a prospective cohort study of 46 patients with ankle fractures. *J Orthop Surg Res*. 2021;16:338-410. <https://doi.org/10.1186/s13018-021-02473-8>.
- Tohyama H, Yasuda K, Beynon BD, Renstrom PA. Stabilizing effects of ankle bracing under a combination of inversion and axial compression loading. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2006;14:373-8. <https://doi.org/10.1007/s00167-005-0652-7>.
- Migel K, Wikstrom E. Gait biomechanics following taping and bracing in patients with chronic ankle instability: a critically appraised topic. *J Sport Rehabil*. 2020;29:373-6. <https://doi.org/10.1123/jsr.2019-0030>.
- Feger MA, Hart JM, Saliba S, Abel MF, Hertel J. Gait training for chronic ankle instability improves neuromechanics during walking. *J Orthop Res*. 2018;36:515-24. <https://doi.org/10.1002/jor.23639>.
- Corazza F, Stagni R, Castelli VP, Leardini A. Articular contact at the tibiotalar joint in passive flexion. *J Biomech*. 2005;38:1205-12. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.06.019>.

36. Hiller CE, Kilbreath SL, Refshauge KM. Chronic ankle instability: evolution of the model. *J Athl Train*. 2011;46:133–41. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-46.2.133>.
37. Raymond J, Nicholson LL, Hiller CE, Refshauge KM. The effect of ankle taping or bracing on proprioception in functional ankle instability: a systematic review and meta-analysis. *J Sci Med Sport*. 2012;15:386–92. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2012.03.008>.

Примечание издателя

Компания Springer Nature сохраняет нейтралитет в отношении юридических претензий по опубликованным картам и принадлежности к организации.

Вы готовы подать свою научную работу? Выбрав BMC, вы получите следующие преимущества:

- быстрая и удобная подача материала в режиме онлайн;
- внимательное рецензирование опытными исследователями, работающими в вашей области;
- быстрая публикация после принятия материала в печать;
- доступ к научным данным, включая большие объемы и сложные типы данных;
- открытый доступ уровня Gold, который позволит найти новых партнеров и повысить цитируемость;
- максимальная просматриваемость ваших исследований: более 100 млн просмотров веб-сайта в год.

BMC непрерывно проводит исследования.

Больше информации по ссылке:
biomedcentral.com/submissions

