ORIGINAL ARTICLE

AJO-DO

Биомеханические особенности перемещения зубов с помощью лингвальной аппаратуры в сравнении с вестибулярной аппаратурой при закрытии пространств механикой скольжения

Hiroya Komaki,[a] Ryo Hamanaka,[a] Jun-ya Tominaga,[a] Sachio Jinnai,[a] Tuan Anh Nguyen,[a] Daiki Kuga,[a] Yoshiyuki Koga,[b] и Noriaki Yoshida[a]

Нагасаки, Япония

Введение: Цель настоящего исследования - смоделировать перемещение зубов ортодонтическими методами в течение длительного периода при массовой ретракции с использованием метода конечных элементов и изучить влияние силовых рычагов (power arms) на перемещение зубов при использовании лингвальной аппаратуры по сравнению с вестибулярной аппаратурой. **Методы:** Построена трехмерная модель с конечным числом элементов зубного ряда верхней челюсти при использовании брекетов с размером паза .018 и дуги из нержавеющей стали сечением .016 × .022. Массовую ретракцию выполняли приложением силы при различных длинах силового рычага (4, 6, 8 и 10 мм) к трубке на втором моляре, а перемещения зубов в течение длительного периода с помощью лингвальной и вестибулярной аппаратуры анализировали методом конечных элементов. **Результаты:** Хотя язычный наклон коронки резца был более выражен при использовании лингвальной аппаратуры по сравнению с вестибулярной на раннем этапе закрытия пространства, после закрытия пространства была очевидна лишь небольшая разница. Хотя использование силового рычага эффективно для достижения более контролируемого перемещения зубов и уменьшения эффектов вертикального и поперечного искривления, корпусного перемещения резца добиться не удалось, а эффект искривления не был устранен. **Выводы:** Для обеспечения лучшего контроля торка резца или предотвращения эффекта вертикального искривления, рекомендовано включение дополнительного торка в брекеты резцов и использование силовых рычагов для лингвальной аппаратуры. В целях предотвращения эффекта поперечного искривления, рекомендовано включение изгиба, направленного против искривления, или приложение ретракционной силы как с щечной, так и с язычной сторон, или применение устройств временной скелетной опоры. (Am J Orthod Dentofacial Orthop 2022;)

В последние годы среди взрослых пациентов по эстетическим соображениям возрастает спрос на ортодонтическое лечение с использованием невидимых лингвальных систем или прозрачных элайнеров. Лингвальная техника может обеспечить лучшие результаты лечения с удалением зуба для пациентов за счет использования несъемной аппаратуры по сравнению с техникой прозрачных элайнеров. Тем не менее, на этапе закрытия пространства лингвальная техника по-прежнему приводит к побочным эффектам, таким как неконтролируемое заваливание резцов, эффекты вертикального и поперечного искривления и увеличение продолжительности лечения,[1] что связано с биомеханическими особенностями лингвальной аппаратуры по сравнению с вестибулярной аппаратурой. Постановка брекетов на язычной стороне зубов оказывает большое влияние на систему сил и получаемое в результате перемещение зубов.[2] Кроме того, меньшее расстояние между брекетами может повлиять на силу дуги и тем самым изменить характер перемещения зубов.[3]

Биомеханические особенности перемещения зубов остаются противоречивыми в литературе по сравнительным исследованиям лингвальной и вестибулярной аппаратуры.[2-8] Согласно некоторым цефалометрическим исследованиям, язычный наклон коронки резцов был более заметен при лингвальной технике, чем при вестибулярной, тогда как в некоторых системных обзорах существенной разницы между этими двумя методами не обнаружено.[5,6]

В нескольких исследованиях сравнивали эффективность лингвальной и вестибулярной техник с использованием методов конечных элементов (КЭ).[7,8] Liang и др.[7] обнаружили, что резцы верхней челюсти демонстрируют язычный наклон коронки при использовании лингвальной аппаратуры при приложении той же системы сил, которая может обеспечить корпусное перемещение с помощью вестибулярной аппаратуры в соответствии с анализом начального смещения при использовании методов КЭ. Lombardo и др.[8] отметили, что для премоляров и первых моляров продемонстрировано лингвальное перемещение при использовании вестибулярной аппаратуры и щечное перемещение при использовании лингвальной аппаратуры в результате эффекта наклона по трансверзали.

[a]Department of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, Nagasaki University Graduate School of Biomedical Sciences, Nagasaki, Japan.[b]Department of Orthodontics, Nagasaki University Hospital, Nagasaki, Japan.

All authors have completed and submitted the ICMJE Form for Disclosure of Potential Conflicts of Interest, and none were reported.

Address correspondence to: Noriaki Yoshida, Department of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, Nagasaki University Graduate School of Biomedical Sciences, 1-7-1 Sakamoto, Nagasaki 852-8588, Japan; e-mail, nori@ nagasaki-u.ac.jp.

Submitted, January 2021; revised and accepted, March 2021.
0889-5406/$36.00
© 2022.
https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2021.03.024

Тем не менее, упомянутые выше исследования и другие исследования методом КЭ[9-11] были ограничены анализом начального смещения зубов, которое могло отражать мгновенную деформацию периодонтальной связки (ПДС). Перемещение зубов необходимо прогнозировать в рамках длительного периода для правильной оценки окончательного результата лечения после закрытия пространства, поскольку система сил меняется по мере движения зубов. Следовательно, характер перемещения зубов можно изменять во время лечения.

Настоящее исследование направлено на моделирование перемещения зубов ортодонтическими методами в течение длительного периода в случае, когда пространство, образовавшееся в результате удаления, закрывают с помощью массовой ретракции, и изучение биомеханического влияния на характер перемещения зубов лингвальной аппаратурой по сравнению с вестибулярной аппаратурой, используя методы КЭ.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Для создания трехмерных (3D) изображений зубного ряда верхней челюсти просканировали кости черепа с помощью многоканального компьютерного томографа для микротомографии (3DX; J. Morita, Киото, Япония) с размером вокселя 80 мм. Затем изображения экспортировали в виде файла цифровой визуализации и коммуникации в медицине (DICOM) в программное обеспечение для обработки и редактирования 3D-изображений (Mimics 10.02; Materialise, Лёвен, Бельгия). После преобразования файлов DICOM в пространственные модели, результаты вводили в виде 3-узловых треугольных элементов в программное обеспечение предварительной и постобработки КЭ (Patran 2012.1; MSC Software, Лос-Анджелес, Калифорния) и конвертировали в 4-узловые четырехугольные элементы. После повторного создания сетки зубы выравнивали до идеального положения нормального зубного ряда, предполагая, что модель ортодонтического случая включала протрузию верхней челюсти и удаление первых премоляров. Для уменьшения количества элементов разработали симметричную модель зубного ряда верхней челюсти (рис. 1). Систему координат модели КЭ определили так, что ось X указывала поперечное, ось Y — переднезаднее, а ось Z — вертикальное направление с положительными направлениями влево, назад и вверх соответственно. Пространство после экстракции составляло 4 мм.

Модель зуба строили с использованием элементов оболочки толщиной 3 мм для разработки более упрощенной модели с целью сокращения времени анализа.[12] Значение модуля Юнга устанавливали на уровне 204 ГПа, что в 10 раз выше используемого ранее,[13,14] предполагая, что зуб практически не деформирован, поскольку прилагаемая слабая ортодонтическая сила может привести лишь к незначительной деформации, которой можно пренебречь. Значение коэффициента Пуассона также составило 0,3. ПДС строили на поверхности корня с использованием 8-узловых шестигранных элементов с одинаковой толщиной 0,2 мм, значениями модуля Юнга 0,05 МПа и коэффициента Пуассона 0,3.[15,16]

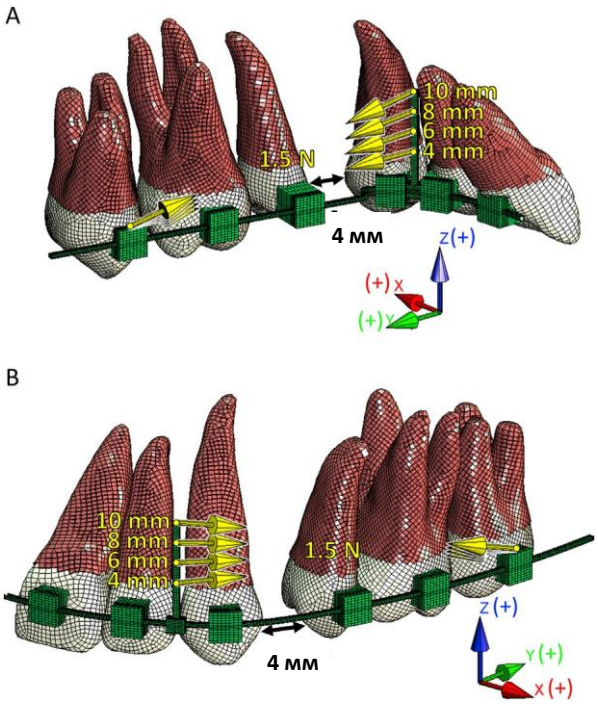

Рисунок 1. Трехмерная модель КЭ зубного ряда верхней челюсти, включая брекеты и дугу в сочетании с силовым рычагом и системой координации: **А**, Лингвальная аппаратура; **В**, Вестибулярная аппаратура. Массовую ретракцию выполняли приложением силы 1,5 Н от силового рычага различной длины (4, 6, 8 и 10 мм) к крючку на трубке второго моляра.

Несъемная ортодонтическая аппаратура состояла из брекетов с пазом .018×.025 и дуги из нержавеющей стали сечением .016×.022. К дуге в сегменте бокового резца и клыка прикрепляли силовой рычаг. Эти материалы смоделировали с использованием 8-узловых шестигранных элементов при значениях модуля Юнга 200 ГПа и коэффициента Пуассона 0,3.[16] Все материалы задавали как изотропные. К крючку на трубке второго моляра прикладывали ретракционную силу 1,5 Н с силового рычага различной длины (4, 6, 8 и 10 мм). Перемещения зубов ортодонтическими методами в течение длительного периода моделировали с использованием алгоритма ремоделирования костной ткани, как описано ранее.[12]

Все анализы методом КЭ выполняли с использованием пакета КЭ (Marc 2014.1; MSC Software). Перемещения зубов представляли в виде комбинации поступательных и ротационных смещений в центре сопротивления (ЦС) каждого зуба в сагиттальной, окклюзионной или фронтальной плоскости.

Величину эффекта вертикального искривления во время закрытия пространства количественно определяли путем расчета индекса кривизны (рис. 2). Во-первых, кривую зубного ряда получали путем соединения контрольных точек, определенных как средние точки между

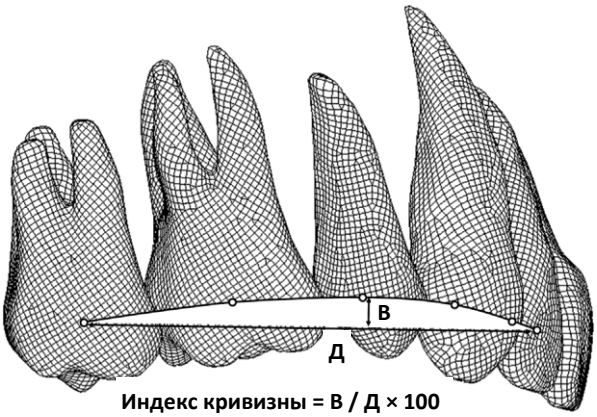

Рисунок 2. Кривую в зубном ряду получают путем соединения опорных точек, определяемых как середина между центральными точками язычного и вестибулярного оснований брекетов каждого зуба на начальном этапе закрытия пространства. Индекс кривизны рассчитывается как отношение длины к высоте кривой, выраженное в процентах.

центральными точками лингвального и вестибулярного оснований брекетов каждого зуба в начале закрытия пространства. Затем рассчитывали индекс кривизны как отношение длины к высоте кривой после закрытия пространства, выраженное в процентах.

РЕЗУЛЬТАТЫ

На рис. 3 представлена зависимость ротации от орального смещения центрального резца в сагиттальной плоскости при изменении длины силового рычага от 4 до 10 мм с интервалом 2 мм при использовании лингвальной и вестибулярной аппаратуры. Положительные признаки указывают на язычный наклон коронки. Графики показывают, что кривые ротации-поступательного смещения были более наклонными (т.е. скорость приращения степени наклона была выше при использовании лингвальной аппаратуры, чем при вестибулярной на начальном этапе закрытия пространства). Отношение ротации к поступательному смещению было логарифмическим для лингвальной аппаратуры (т.е. степень язычного наклона коронки центрального резца быстро возрастала на начальном этапе, затем скорость приращения постепенно снижалась). Напротив, с вестибулярной аппаратурой степень наклона возрастала почти линейно с увеличением поступательного смещения, затем скорость приращения немного уменьшалась на заключительном этапе закрытия пространства. При увеличении длины силового рычага степень язычного наклона коронки уменьшилась для обоих типов аппаратуры.

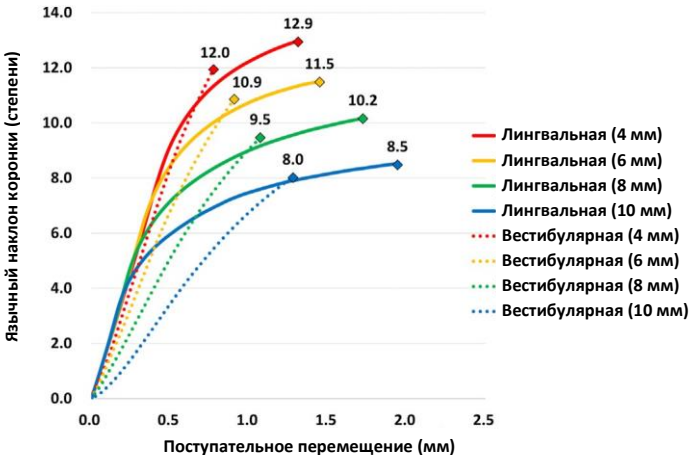

Рисунок 3. Зависимость степени язычного наклона коронки от поступательного смещения центрального резца в направлении оси Y. Положительные признаки указывают на язычный наклон коронки.

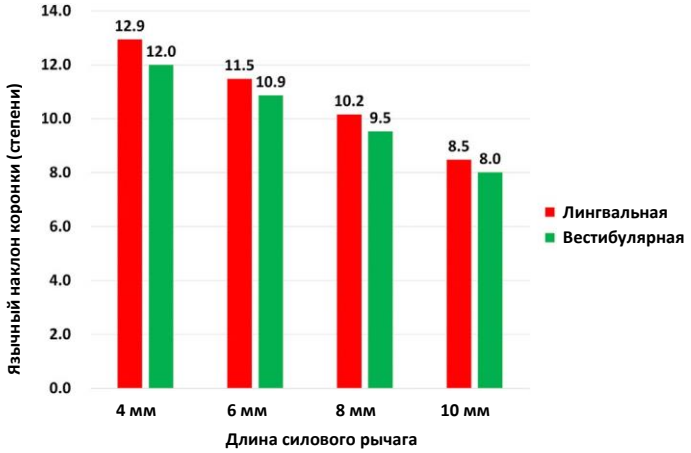

Рисунок 4. Влияние длины силового рычага на уменьшение язычного наклона коронки центрального резца при сравнении лингвальной и вестибулярной аппаратуры.

На рис. 4 показана степень язычного наклона коронки центрального резца после закрытия пространства. Независимо от используемой длины силового рычага, резец наклонялся более существенно при использовании лингвальной аппаратуры по сравнению с вестибулярной. Однако значимой разницы между двумя типами аппаратуры не обнаружено.

На рис. 5 показано смещение центрального резца и моляров и, как следствие, деформация дуги в сагиттальной проекции. Для центрального резца показан неконтролируемый наклон, при котором линия края резца

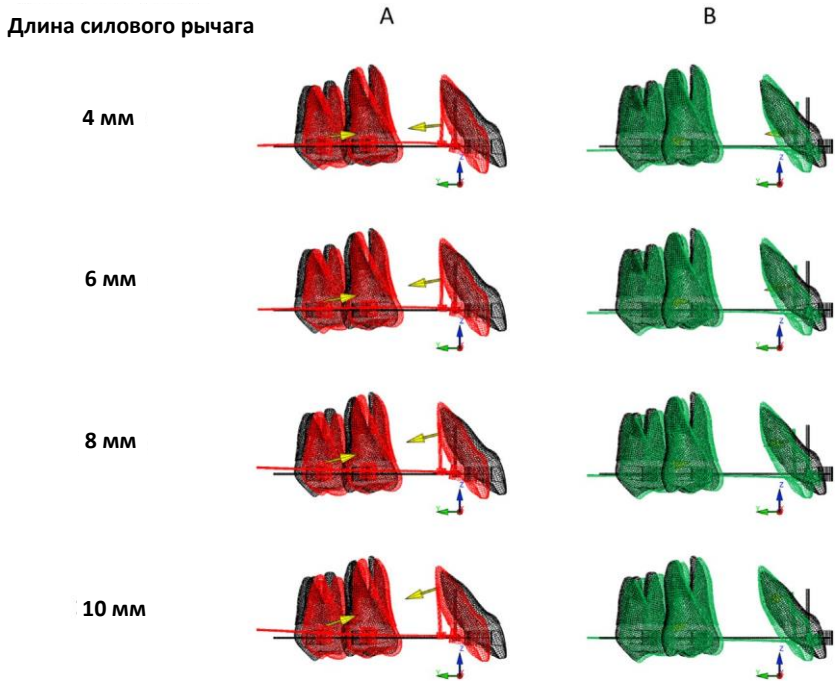

Рисунок 5. Смещения центрального резца, первого моляра и второго моляра и деформация дуги в сагиттальной проекции при приложении ретракционной силы при высотах силовых рычагов 4, 6, 8 и 10 мм. Положения зуба и дуги после закрытия пространства показаны *красным* цветом для лингвальной аппаратуры **(A)** и *зеленым* цветом для вестибулярной аппаратуры **(B)**.

смещена кзади, а верхушка корня в противоположном направлении, при использовании силового рычага 4 мм с лингвальной аппаратурой и силового рычага 4 или 6 мм с вестибулярной аппаратурой. Контролируемого наклона достигали использованием силовых рычагов более 6 мм для лингвальной аппаратуры и силовых рычагов более 8 мм для вестибулярной аппаратуры.

Первый моляр имел мезиальный наклон при установке силового рычага 4 мм и 6 мм для лингвальной аппаратуры и 4 мм, 6 мм и 8 мм для вестибулярной аппаратуры. При увеличении высоты силового рычага степень мезиального наклона уменьшилась, а направление наклона изменилось с мезиального на дистальное на высоте 8 мм при использовании лингвальной аппаратуры и 10 мм для вестибулярной аппаратуры.

В таблице 1 показаны значения индекса кривизны зубного ряда верхней челюсти, которые указывают на величину эффекта вертикального искривления во время закрытия пространства. Когда длину силового плеча увеличили с 4 до 10 мм, индекс кривизны уменьшился для обоих типов аппаратуры. Индекс кривизны был больше лингвальной аппаратуры, чем для вестибулярной, когда сила ретракции силового рычага была установлена на 4, 6 или 8 мм. Однако на высоте 10 мм индекс кривизны был немного меньше для лингвальной аппаратуры, чем для вестибулярной.

Таблица I. Индекс кривизны

Длина силового плеча	*Высота*		*Длина*		*Высота/длина ×100*	
	Лингв	*Вестиб*	*Лингв*	*Вестиб*	*Лингв*	*Вестиб*
4 мм	0,94	0,78	30,28	31,3	3,09	2,5
6 мм	0,69	0,64	30,31	31,31	2,27	2,03
8 мм	0,5	0,46	30,37	31,31	1,66	1,47
10 мм	0,28	0,29	30,4	31,32	0,91	0,93

На рис. 6 показано смещение каждого зуба в зубном ряду верхней челюсти на уровне коронки и появившаяся в результате деформация дуги с окклюзионной стороны. Поскольку сходные тенденции смещения зубов в окклюзионной плоскости наблюдались при разной длине силовых рычагов, показаны значения при приложении силы ретракции к силовому рычагу 8 мм. Боковая часть дуги постепенно сужалась к дистальному концу при лингвальной аппаратуре. Соответственно, коронки зубов боковой группы показывали смещение в язычном направлении, усиливающееся в порядке второй премоляр, первый моляр и второй моляр. В отличие от этого конец дуги был немного преформирован и расширен при использовании вестибулярной аппаратуры, а смещение коронки в язычном направлении уменьшалось по направлению ко второму моляру.

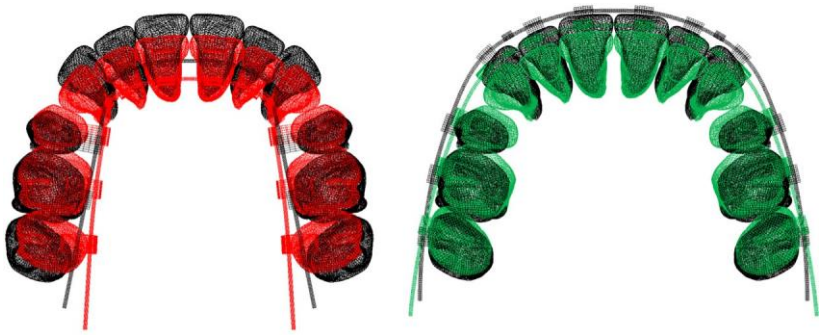

Рисунок 6. Смещение зубного ряда верхней челюсти и деформация дуги с окклюзионной стороны при приложении ретракционной силы на высоте 8 мм. Положения зуба и дуги после закрытия пространства показаны *красным* цветом для лингвальной аппаратуры **(A)** и *зеленым* цветом для вестибулярной аппаратуры **(B)**.

Таблица II. Смещение зубов боковой группы

	Смещение по оси X		*Ротация вокруг оси Y*		*Ротация вокруг оси Z*	
Зуб	*Лингвальная*	*Вестибулярная*	*Лингвальная*	*Вестибулярная*	*Лингвальная*	*Вестибулярно*
Второй премоляр	—0,55	—0,88	3,94	5,14	2,96	—2,08
Первый моляр	—0,67	—0,53	5,64	3,15	5,44	—4,3
Второй моляр	—1,17	—0,04	11,4	—1,21	9,17	—8,48
	(+) щечное смещение(—) язычное смещение		(+) язычный наклон коронки (—) щечный наклон коронки		(+) мезиально-щечная ротация (—) мезиально-язычная ротация	

В таблице II представлено смещение по оси X, ротация вокруг оси Y и ротация вокруг оси Z зубов боковой группы при приложении ретракционной силы на высоте 8 мм. Что касается смещения по оси X, а именно щечно-язычного смещения в области ЦС второго премоляра, первого моляра и второго моляра, каждый из боковых зубов был смещен лингвально в случае использования обоих типов аппаратуры. Лингвальное смещение увеличивалось по направлению ко второму моляру при использовании лингвальной аппаратуры, но постепенно уменьшалось при использовании вестибулярной аппаратуры.

В отношении ротации по оси Y, а именно щечно-язычного наклона зубов боковой группы, с лингвальной аппаратурой все зубы боковой группы имели язычный наклон, и чем более кзади был расположен зуб, тем больше зуб наклонялся лингвально. Напротив, с вестибулярной аппаратурой второй моляр имел щечный наклон на 1,21°, а язычный наклон на 5,14° и 3,15° для второго премоляра и первого моляра соответственно.

В отношении ротации по оси Z, а именно мезиально-дистальной ротации зубов боковой группы в окклюзионной плоскости, мезиально-щечную ротацию наблюдали для всех боковых зубов с лингвальной аппаратурой. И наоборот, все зубы боковой группы показали мезиально-язычную ротацию с вестибулярной аппаратурой. Наибольшая ротация показана у второго моляра, средняя у первого моляра и наименьшая ротация у второго премоляра при каждом из типов аппаратуры.

В таблице III показано смещение ЦС центрального резца и количество стадий ремоделирования костной ткани, которые указывают на длительность лечения, необходимого для закрытия пространства после удаления при различной длине силового рычага при использовании лингвальной и вестибулярной аппаратуры. Как величина смещения, так и количество этапов ремоделирования костной ткани были больше при использовании лингвальной аппаратуры, чем вестибулярной, и увеличивались по мере увеличения длины силового рычага для обоих типов аппаратуры.

ОБСУЖДЕНИЕ

Тенденция к заваливанию центрального резца была несколько более выраженной при использовании лингвальной аппаратуры по сравнению с вестибулярной после закрытия пространства, как показано на рис. 3 и 4. С биомеханической точки зрения система сил, действующая на резец на начальном этапе, считается одинаковой для обоих типов аппаратуры, поскольку в настоящем анализе установили одинаковую по вертикали высоту брекетов. Та же степень момента язычного наклона коронки, величина которой является произведением величины силы ретракции и перпендикулярного расстояния между линией

Таблица III. Перемещение центрального резца и количество этапов ремоделирования костной ткани, необходимых для закрытия пространства после удаления

	Перемещение центрального резца, мм		*Количество этапов ремоделирования костной ткани, кол-во раз*	
Длина силового плеча	*Лингвальная*	*Вестибулярная*	*Лингвальная*	*Вестибулярная*
4 мм	1,31	0,78	105	77
6 мм	1,45	0,92	110	82
8 мм	1,72	1,09	122	88
10 мм	1,94	1,28	133	97

силы и ЦС, могла бы воздействовать на резец в начале закрытия пространства, если бы не использовали силовой рычаг, а линия действия силы параллельна окклюзионной плоскости (рис. 7, A).

Тем не менее, настоящее исследование показало, что тенденция к изменению наклона резца во время закрытия пространства заметно различается между лингвальной и вестибулярной аппаратурой. По мере наклона резца систему сил считали измененной, и, следовательно, скорость «заваливания» также изменялась в зависимости от стороны зубов, на которой были установлены брекеты.

На раннем этапе закрытия пространства центральный резец демонстрировал более быстрое увеличение степени язычного наклона коронки при использовании лингвальной аппаратуры, чем при вестибулярной, как показано на рис. 3. Также несоответствие между двумя типами аппаратуры может быть связано с воздействием силовых рычагов. В предыдущем исследовании было показано, что силовые рычаги создают изгибающий момент в месте соединения их основания и дуги в виде консольного воздействия. Следовательно, передняя часть дуги оказывалась поднята вверх.[17] Другими словами, при использовании в скользящей механике силовых рычагов для закрытия пространства, к брекету на резце прилагается интрузивная сила. Когда к брекету прилагается интрузивная сила, резец подвергается лабиальному моменту наклона коронки. Это действует как восстанавливающий момент, величина которого является произведением величины интрузивной силы и перпендикулярного расстояния от точки приложения силы до ЦС резца (рис. 7, B). Напротив, сила ретракции создает момент язычного наклона коронки (рис. 7, A). Поскольку момент язычного наклона коронки обычно больше, чем момент лабиального наклона коронки, суммарные моменты, действующие на резец при использовании лингвальной аппаратуры (M_A) и вестибулярной аппаратуры (M_B), получают путем вычитания последнего из первого, как показано в следующем уравнении.

$$M_A = M_H - M_{V1}$$

$$= F_H + d_H - F_V + d_{V1}$$

$$M_B = M_H - M_{V2}$$

$$= F_H + d_H - F_V + d_{V2}$$

Плечо момента интрузивной силы намного короче, и, следовательно, лингвальная аппаратура создает меньший восстанавливающий момент, чем вестибулярная. В результате при использовании лингвальной аппаратуры общая величина момента язычного наклона коронки, действующего на резец, становится больше, что может привести к большей тенденции к наклону на раннем этапе закрытия пространства до тех пор, пока между дугой и брекетом резца не возникнет фиксация третьего порядка. И наоборот, при использовании вестибулярной аппаратуры на брекете создается более значительный восстанавливающий момент из-за более длинного плеча момента интрузивной силы, тем самым происходит более эффективное снижение степени язычного наклона коронки в зависимости от длины силового рычага по сравнению с лингвальной аппаратурой. По этим причинам, чем длиннее силовой рычаг, тем меньше наклонялся резец при вестибулярной аппаратуре, в то время как при лингвальной аппаратуре длина силового рычага не влияла на степень наклона в начале закрытия пространства.

В средней фазе закрытия пространства скорость приращения наклона резцов постепенно снижалась при использовании лингвальной аппаратуры, но оставалась почти неизменной при закрытии пространства вестибулярной аппаратурой. Это может быть связано с тем, что по мере наклона резцов плечо момента силы ретракции постепенно сокращается с d_0 до d_1 одновременно с возникновением фиксации третьего порядка между дугой и брекетом резца. В результате тенденция наклона резца уменьшилась при использовании лингвальной аппаратуры (рис. 8). Это объясняет, почему степень язычного наклона коронки увеличивалась почти логарифмически при поступательном смещении. Таким образом, несмотря на существенный наклон резцов в начальной фазе, скорость приращения наклона постепенно уменьшалась до завершения закрытия пространства при использовании лингвальной аппаратуры. В противоположность этому степень язычного наклона коронки постоянно росла при использовании вестибулярной аппаратуры, поскольку длина плеча момента увеличивалась с d_0 до d_2 во время закрытия пространства.

Согласно предыдущим исследованиям,[4] к концу лечения лингвальная аппаратура может приводить к более

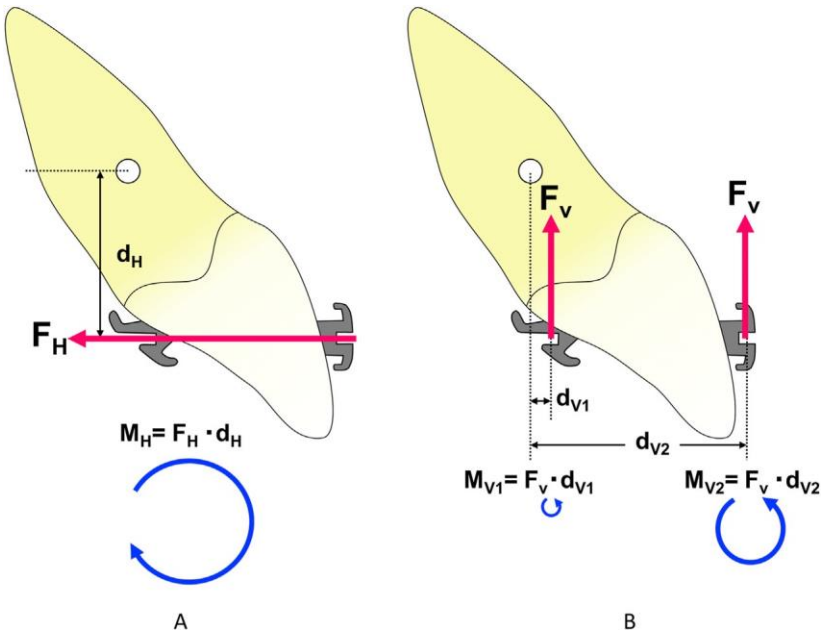

Рисунок 7. Системы сил действуют на центральный резец при использовании лингвальной и вестибулярной аппаратуры: **A**, ретракционная сила (F_H), плечо момента ретракционной силы (d_H; указано при условии, что силовой рычаг не используется) и момент язычного наклона коронки (M_H); **B**, интрузивная сила (F_V), плечо момента интрузивной силы (d_{v1}) и момент вестибулярного наклона коронки (M_{V1}) в случае лингвальной аппаратуры, и интрузивная сила (F_V), плечо момента интрузивной силы (d_{v2}), и момент вестибулярного наклона коронки (M_{V2}) в случае вестибулярной аппаратуры.

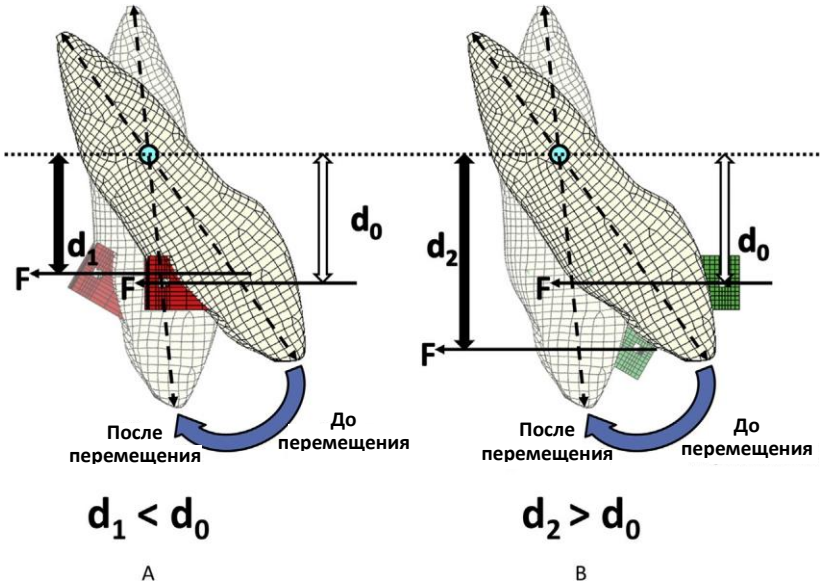

Рисунок 8. Изменение длины плеча момента силы ретракции в результате язычного наклона коронки при закрытии пространства. Плечи момента указаны при условии, что силовой рычаг не используется: **A**, Лингвальная аппаратура; **B**, Вестибулярная аппаратура.

значительному наклону по сравнению с вестибулярной. Тем не менее, в настоящем исследовании показана лишь небольшая разница между двумя типами аппаратуры в тенденции резцов к наклону с точки зрения фазы закрытия пространства. Вестибулярная брекет-система считается более предпочтительной для приложения интрузивной силы на лабиальной стороне резца и получения восстанавливающего момента, особенно во время фазы выравнивания или детализации, кроме фазы закрытия пространства.

Как описано выше, по мере наклона резца, менялась система сил и, следовательно, характер перемещения зуба. Таким образом, анализ перемещения зубов в течение длительного периода позволит более точно предсказать общее перемещение зубов, тогда как анализ лишь начального смещения зубов может привести к неверным результатам.

В отношении восстанавливающего эффекта силового рычага, то, чем длиннее силовой рычаг, тем меньше наклон резца для обоих типов аппаратуры. Хотя контролируемого наклона можно достигнуть использованием силового рычага длиной от 6 мм до 10 мм, корпусное перемещение невозможно осуществить даже силовым рычагом 10 мм. При вестибулярной аппаратуре использование дуги большего размера, например, .017 × .025 с брекет-системой с пазом .018 или дуги сечением .019 × .025 с брекет-системой с пазом .022, может обеспечить лучший контроль торка резца. В отличие от этого предварительное введение примерно 10° дополнительного торка в брекеты резцов рекомендуется на модели перемещения зубов из-за сложности установки дуги большого размера в брекетах при использовании лингвальной аппаратуры.

В настоящем исследовании показано, что чем длиннее силовой рычаг, тем меньше индекс кривизны зубного ряда верхней челюсти (Таблица I). Другими словами, использование силового рычага определенно уменьшает эффект вертикального искривления как при лингвальной, так и при вестибулярной аппаратуре. При использовании силового рычага длиной до 8 мм индекс кривизны (а именно интенсивность эффекта вертикального искривления) был больше для лингвальной аппаратуры, чем для вестибулярной, но при длине силового рычага 10 мм значимой разницы между типами аппаратуры не обнаружено. Scuzzo и др.[1,8,11] сообщили, что эффект вертикального искривления возникает в основном в результате язычного наклона коронки резцов (потеря торка зубов передней группы). Хотя величина эффекта вертикального искривления во многом зависит от того, насколько резцы наклонены назад, направление наклона моляров также оказывает заметное влияние. По мере увеличения длины силового рычага направление наклона моляра менялось с мезиального на дистальное (рис. 5). Это может быть связано с тем, что вертикальная составляющая силы реакции (а именно интрузивной силы, действующей на моляры) увеличивалась с удлинением силового рычага.

Следовательно, дистальный конец дуги поднимался вверх, заставляя первый моляр наклоняться дистально, тем самым уменьшая эффект вертикального искривления при длине силового рычага 8 или 10 мм для лингвальной аппаратуры и 10 мм для вестибулярной аппаратуры. Эффект вертикального искривления уменьшался вследствие дистального момента наклона, действующего на моляры, и восстанавливающего момента, действующего на резцы при использовании более длинных силовых рычагов. Поскольку при использовании лингвальной аппаратуры к трубке, размещенной на лингвальной поверхности моляра, прилагается интрузивная сила, моляр имеет тенденцию к язычному наклону в большей степени, чем при использовании вестибулярной аппаратуры, при более длинном силовом рычаге (Таблица II). Таким образом, считалось, что индекс кривизны эффективно уменьшался (т.е. эффект вертикального искривления уменьшался при использовании лингвальной аппаратуры так же, как и при вестибулярной аппаратуре), когда силовой рычаг удлиняли до 10 мм.

Однако эффект вертикального искривления не удалось устранить даже с силовым рычагом 10 мм. Для более действенного предотвращения эффекта вертикального искривления, в дополнение к использованию силовых рычагов, рекомендуется включение дополнительного торка брекетов резцов на модели перемещения зубов для лингвальной аппаратуры и компенсирующий изгиб дуги для вестибулярной аппаратуры.

Когда с окклюзионной стороны наблюдались смещения дуги и боковой группы зубов на уровне коронки, дистальный конец дуги стягивали при использовании лингвальной аппаратуры (рис. 6). Соответственно, расстояния как между премолярами, так и между молярами уменьшались к дистальному концу после закрытия пространства, а ЦС также смещались лингвально (Таблица II). Считали, что расстояние между премолярами имеет тенденцию к увеличению, а расстояние между молярами к уменьшению в результате эффекта поперечного искривления, поскольку боковой сегмент поворачивается мезиально-щечно (как единое целое) в окклюзионной плоскости вследствие мезиальной силы, действующей на лингвальную сторону моляра с помощью лингвальной аппаратуры.[8,11,18] Согласно предыдущим исследованиям, проведенным с использованием методов КЭ на основе анализа начального смещения зубов,[8] было показано, что второй премоляр и первый моляр смещены буккально, а второй моляр лингвально, в результате эффекта поперечного искривления при использовании лингвальной аппаратуры. Однако в настоящем исследовании показано, что второй премоляр, первый моляр и второй моляр смещались язычно (т.е. расстояние между премолярами не увеличивалось, что не согласуется с предыдущими публикациями).[8,11,18] Щечное перемещение премоляра считалось ограниченным из-за жесткости непрерывной дуги.

Полученное расхождение в результатах может быть связано с различием методов анализа в разных исследованиях. Ранее проведенные исследования[8,11,18] методом КЭ были ограничены анализом начального смещения, тогда как в настоящем исследовании смоделировано перемещение зубов в течение длительного периода. Поскольку ортодонтическое перемещение зубов наблюдается в результате длительного процесса ремоделирования костной ткани, а система сил и характер получаемого перемещения зубов могут измениться во время лечения, окончательное перемещение зубов нельзя

точно предсказать с помощью анализа начального смещения. Авторами использована модель численного моделирования, включающая алгоритм процесса ремоделирования костной ткани в метод КЭ,[12] что может сделать прогнозирование ортодонтического перемещения зубов значительно точнее.

Каждый из зубов боковой группы сместился лингвально относительно перемещения зубов с окклюзионной стороны при использовании лабиальной аппаратуры. Поскольку боковой сегмент подвергался мезиально-язычному моменту из-за мезиальной силы, действующей на щечную сторону моляра, второй премоляр демонстрировал наибольшее язычное смещение, затем следовал первый моляр, и наименьшая величина, близкая к нулю, наблюдалось для второго моляра (Таблица II).

Согласно результатам, полученным в данном исследовании, следующие контрмеры могут предотвратить эффект поперечного искривления, возникающий при использовании лингвальной аппаратуры. Первое решение — включение в дугу изгибов, препятствующих искривлению, в измерении первого порядка. Дугу необходимо расширить от точки, расположенной дистальнее второго премоляра, к дистальному концу так, чтобы расстояние между премолярами не увеличивалось. Второе решение заключается в приложении силы ретракции с щечной и язычной сторон моляра во избежание мезиально-язычной ротации зубов боковой группы, что полностью предотвратило бы эффект поперечного искривления.[18,19] Третье решение состоит в ретракции переднего сегмента от устройств временной скелетной опоры так, чтобы зубы боковой группы не подвергались воздействию моментов, вызывающих мезиально-язычную ротацию.

При приложении силы ретракции от силового рычага к трубке на моляре с помощью лингвальной аппаратуры, необходимо иметь в виду, что по мере увеличения длины силового рычага к лингвальной трубке на моляре прилагается большая интрузивная сила, приводящая к существенному язычному наклону моляров. Следовательно, может произойти увеличение эффекта поперечного искривления. Упомянутые выше контрмеры особенно необходимы при использовании длинных силовых рычагов.

В настоящем исследовании показано, что количество этапов ремоделирования костной ткани, необходимых для закрытия экстракционного пространства, было больше при использовании лингвальной аппаратуры, чем вестибулярной (Таблица III). Авторами использована модель численного моделирования, включающая алгоритм процесса ремоделирования костной ткани в метод КЭ.[12] Практически моделирование перемещения зубов в течение длительного периода выполняли следующим образом: на первом этапе к модели зуба прикладывали ортодонтическую силу и производили начальное смещение. На втором этапе моделирования ремоделирования костной ткани геометрию модели обновляли для восстановления ПДС до исходной формы и толщины 0,2 мм. Описанные два этапа — начальное смещение и ремоделирование костной ткани — повторяют сотни раз для воспроизведения перемещения зубов в течение длительного периода. Таким образом, полагают, что количество этапов ремоделирования костной ткани отражает продолжительность лечения.

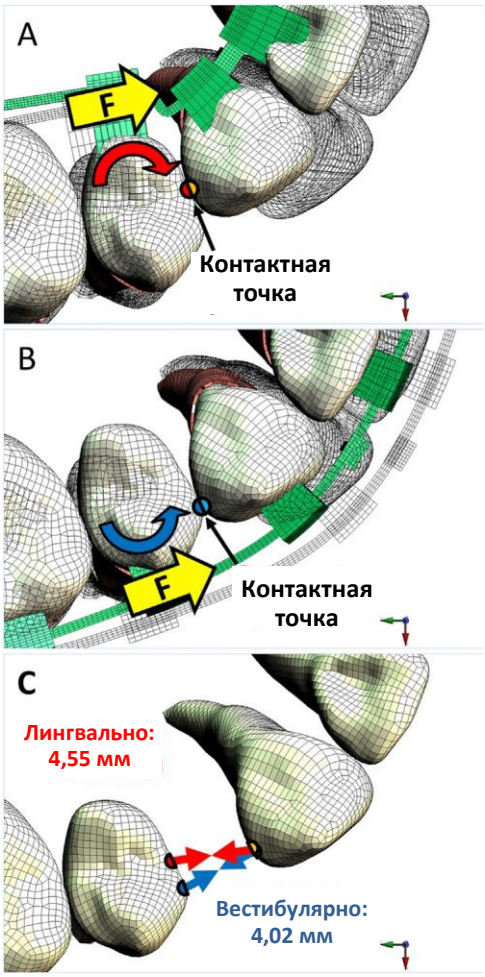

Рисунок 9. Разница в расположении контактной точки между вторым премоляром и первым моляром после закрытия пространства для лингвальной и вестибулярной аппаратуры: **A**, Лингвальная аппаратура; **B**, Вестибулярная аппаратура; **C**, Расстояние по местоположению точки контакта при закрытии пространства лингвальной аппаратурой по сравнению с вестибулярной.

По мере увеличения длины силового рычага увеличивалось количество этапов ремоделирования костной ткани и величина смещения ЦС для центрального резца. Это указывает на то, что для достижения более контролируемого движения резца требуется более продолжительное лечение. Также предполагалось, что продолжительность лечения для закрытия пространства при использовании лингвальной аппаратуры будет дольше, чем при использовании вестибулярной аппаратуры. Различие в продолжительности лечения между двумя типами аппаратуры может быть связано с морфологией окклюзионной поверхности и направлением мезиодистальной ротации премоляра.[1] С окклюзионной стороны язычное межзубное пространство между премоляром и соседним зубом больше, чем щечное межзубное пространство, так как конусность

окклюзионной поверхности премоляров сужается к язычной стороне. Поскольку премоляр имеет тенденцию к мезиально-щечной ротации с лингвальной аппаратурой, точка контакта смещается лингвально от щечно-язычной срединной линии коронки после закрытия пространства (рис. 9, *A*). Напротив, точка контакта смещается в щечном направлении из-за мезиально-язычной ротации премоляра (рис. 9, *B*). Расстояние по местоположению точки контакта при закрытии пространства лингвальной аппаратурой больше, чем при закрытии вестибулярной (рис. 9, *C*). Таким образом, продолжительность лечения лингвальной аппаратурой может возрастать по сравнению с вестибулярной, с точки зрения закрытия пространства. В предыдущих исследованиях[4] также было показано, что продолжительность лечения у пациентов с лингвальной аппаратурой, как правило, была дольше, чем у пациентов с вестибулярной аппаратурой; однако значимой разницы выявлено не было.

Компенсирующая кривая, включенная в дугу в измерении второго порядка, эффективно предотвратит нежелательные эффекты вертикального искривления и будет способствовать лучшему контролю торка передних зубов, но может увеличить эффект поперечного искривления, возникающего из-за язычного наклона коронки моляров при использовании лингвальной аппаратуры. В настоящее время авторы исследуют влияние компенсирующей кривой в измерении второго порядка, изгиба, препятствующего искривлению, в измерении первого порядка и их комбинации на характер перемещения зубов во время массовой ретракции при использовании лингвальной аппаратуры.

ВЫВОДЫ

1. В начальной фазе использования лингвальной аппаратуры наблюдается более выраженный язычный наклон коронки резца, чем при вестибулярной аппаратуре, тогда как в серединной фазе скорость прироста наклона постепенно снижается. В конечном счете обнаружено небольшое различие в язычном наклоне коронки между лингвальной и вестибулярной аппаратурой с точки зрения закрытия пространства.
2. Хотя использование силового рычага было эффективным для достижения лучшего контроля торка резцов и уменьшения эффекта вертикального искривления, корпусного перемещения добиться не удалось. Кроме того, эффект вертикального искривления не был устранен даже с помощью силового рычага длиной 10 мм как при лингвальной, так и при вестибулярной аппаратуре. Для обеспечения лучшего контроля перемещения зубов, при лингвальной аппаратуре рекомендуется включение дополнительного торка в брекеты на резцах модели перемещения зубов, а при вестибулярной аппаратуре, в дополнение к использованию силовых рычагов, необходимо использование дуги большего размера или размещение изгиба в передней части дуги.
3. Расстояние между вторыми премолярами не увеличилось, тогда как расстояние между вторыми молярами значимо уменьшилось вследствие эффекта поперечного изгиба при использовании лингвальной аппаратуры. Для предотвращения эффекта поперечного искривления рекомендуется (1) включить в дугу изгиб, препятствующий искривлению, с сохранением расстояния между вторыми премолярами, (2) приложить ретракционную силу как с щечной, так и с язычной сторон, и (3) приложить ретракционную силу, используя устройства временной скелетной опоры.
4. Продолжительность лечения для закрытия пространства с помощью лингвальной аппаратуры может быть больше, чем с вестибулярной аппаратурой.

ВКЛАД АВТОРОВ

Hiroya Komaki участвовал в подготовке оригинальной рукописи, методологии и программного обеспечения; Ryo Hamanaka внес свой вклад в методологию и программное обеспечение; Jun-ya Tominaga — методология и программное обеспечение; Sachio Jinnai — методология и программное обеспечение; Tuan Anh Nguyen — методология и программное обеспечение; Daiki Kuga — методология и программное обеспечение; Yoshiyuki Koga — методология и проверка результатов; и Noriaki Yoshida — рецензирование и редактирование рукописи, управление проектом и руководство.

ИСПОЛЬЗОВАННАЯ ЛИТЕРАТУРА

1. Scuzzo G, Takemoto K. Lingual orthodontics: a new approach using Stb light lingual system & lingual straight wire. London: Quin-tessence; 2010.
2. Geron S, Romano R, Brosh T. Vertical forces in labial and lingual orthodontics applied on maxillary incisors—a theoretical approach.Angle Orthod 2004;74:195-201.
3. Moran KI. Relative wire stiffness because of lingual versus and labial interbracket distance. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1987;92:24-32.
4. Deguchi T, Terao F, Aonuma T, Kataoka T, Sugawara Y, Yamashiro T, et al. Outcome assessment of lingual and labial appliances compared with cephalometric analysis, peer assessment rating, and objective grading system in Angle Class II extraction cases. Angle Orthod 2015;85:400-7.
5. Gorman JC, Smith RJ. Comparison of treatment effects with labial and lingual fixed appliances. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1991;99:202-9.
6. Ata-Ali F, Cobo T, De Carlos F, Cobo J, Ata-Ali J. Are there differences in treatment effects between labial and lingual fixed orthodontic appliances? A systematic review and meta-analysis. BMC Oral Health 2017;17:133.
7. Liang W, Rong Q, Lin J, Xu B. Torque control of the maxillary in- cisors in lingual and labial orthodontics: a 3-dimensional finite element analysis. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2009;135: 316-22.
8. Lombardo L, Scuzzo G, Arreghini A, Gorgun O, Ortan YO, Siciliani G. 3D FEM comparison of lingual and labial orthodonticsin en masse retraction. Prog Orthod 2014;15:38.

9. Feng Y, Kong WD, Cen WJ, Zhou XZ, Zhang W, Li QT, et al. Finite element analysis of the effect of power arm locations on tooth movement in extraction space closure with miniscrew anchorage in customized lingual orthodontic treatment. Am J Orthod Dento-facial Orthop 2019;156:210-9.
10. Kushwah A, Kumar M, Goyal M, Premsagar S, Rani S, Sharma S. Analysis of stress distribution in lingual orthodontics system for effective en-masse retraction using various combinations of leverarm and mini-implants: a finite element method study. Am J Or-thod Dentofacial Orthop 2020;158:e161-72.
11. Sung SJ, Baik HS, Moon YS, Yu HS, Cho YS. A comparative evalu-ation of different compensating curves in the lingual and labial techniques using 3D FEM. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2003;123:441-50.
12. Hamanaka R, Yamaoka S, Anh TN, Tominaga J ya, Koga Y, Yoshida N. Numeric simulation model for long-term orthodontic tooth move- ment with contact boundary conditions using the finite element method. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2017;152:601-12.
13. Kinney JH, Balooch M, Marshall SJ, Marshall GW, Weihs TP. Hard- ness and Young's modulus of human peritubular and intertubulardentine. Arch Oral Biol 1996;41:9-13.
14. Meredith N, Sherriff M, Setchell DJ, Swanson SA. Measurement of the microhardness and Young's modulus of human enamel and dentine using an indentation technique. Arch Oral Biol 1996;41: 539-45.
15. Reimann S, Keilig L, Jager A, Bourauel C. Biomechanical finite- element investigation of the position of the centre of resistanceof the upper incisors. Eur J Orthod 2007;29:219-24.
16. Tominaga J, Tanaka M, Koga Y, Gonzales C, Kobayashi M, Yoshida N. Optimal loading conditions for controlled movement of anterior teeth in sliding mechanics. Angle Orthod 2009;79: 1102-7.
17. Tominaga JY, Ozaki H, Chiang PC, Sumi M, Tanaka M, Koga Y, et al. Effect of bracket slot and archwire dimensions on anterior tooth movement during space closure in sliding mechanics: a 3- dimensional finite element study. Am J Orthod Dentofacial Orthop2014;146:166-74.
18. Liu D, Yan B, Lei F, Li J, Wang X, Rong Q, et al. Different sliding mechanics in space closure of lingual orthodontics: a translational study by three-dimensional finite element method. Am J TranslRes 2019;11:120-30.
19. Metzner R, Schwestka-Polly R, Helms HJ, Wiechmann D. Compar-ison of anchorage reinforcement with temporary anchorage de-vices or a Herbst appliance during lingual orthodontic protraction of mandibular molars without maxillary counterbal-ance extraction. Head Face Med 2015;11:22.