

Влияние пассивного самолигирования и традиционного лигирования с помощью эластичных лигатур на ортодонтическую силу при моделировании язычного смещения бокового резца нижней челюсти

Keisuke Tochigi, Naomi Saze и Kazuhito Arai
Токио, Япония

Введение: В данном исследовании сравнивали трехмерные силы, прикладываемые к смещенному зубу и соседним с ним зубам между пассивным самолигированием (ПСЛ) и обычным лигированием с помощью эластически лигатур (ОЛ) при моделировании язычного смещения боковых резцов нижней челюсти. **Методы:** для измерения трехмерных сил, прикладываемых к брекетам, прикрепленным к левому центральному резцу, левому боковому резцу и левому клыку нижней челюсти (номера зубов в соответствии с FDI (Всемирная Федерация Стоматологов) 31, 32 и 33, соответственно) использовали мультисенсорную систему. Тестировали два метода лигирования (ПСЛ и ОЛ), 3 никель-титановых (0,014 дюйма) дуги, аналогичные форме зубной дуги при нормальной окклюзии, и 2 смещения (1 и 4 мм). **Результаты:** при смещении на 1 мм силы были значительно меньше при ОЛ, чем при ПСЛ на 32 зубе в вестибулярном направлении и больше на 31 зубе в мезиальном направлении для всех трех типов дуг ($P < 0,01$ для обеих). Для 2 из 3 дуг, силы были больше при ОЛ, чем при ПСЛ на 33 зубе в язычном направлении ($P < 0,01$). При смещении на 4 мм, силы были значительно больше при ОЛ, чем при ПСЛ на 31 зубе в мезиальном направлении, и значительно меньше при ОЛ, чем при ПСЛ на 33 зубе в дистальном направлении для всех трех дуг ($P < 0,05$ и $P < 0,01$, соответственно). Средние силы в вертикальном направлении были небольшими, в диапазоне от -0,05 до 0,05 Н. **Выводы:** При небольшом смещении величина силы при ПСЛ была меньше, чем при ОЛ на смещенном зубе в вестибулярно-язычном направлении. При сильном смещении, «эффект раскрывающей спиральной пружины» был значимо достигнут при ОЛ, чем при ПСЛ, на обоих соседних зубах смещенного зуба. (Am J Orthod Dentofacial Orthop 2020; 157:320-8).

На начальном этапе выравнивания ортодонтического лечения с использованием несъемных устройств, легкие круглые дуги обычно лигированы к каждому брекету. Дуги изгибаются между соседними брекетами для создания ортодонтической силы. Величина силы, прилагаемой к каждому брекету, влияет на эффективность движения зуба¹ и возможность резорбции корня.^{2,3} Поэтому очень важно понимать характеристики силы, прилагаемой к каждому брекету.

В дополнение к расстоянию между брекетами,^{4,5} ширине брекета,^{4,5} дизайну брекета,^{4,5} и диаметру дуги,^{6,7} значительным фактором является метод

лигирования,^{4,6,8-16} который влияет на величину силы. Согласно недавнему анкетному исследованию, 63% ортодонтов используют самолигирующие брекеты.¹⁷⁻¹⁹ Самолигирование стало широко используемым ортодонтами методом также, как и обычное лигирование с помощью эластичных лигатур (ОЛ).

В предыдущих исследованиях *in vitro*⁸⁻¹³ измеряли направление и величину силы на брекет только для смещенного зуба и сравнивали эти измерения среди различных методов лигирования. В нескольких исследованиях измеряли силу, прикладываемую не только к смещенному зубу, но и к соседним зубам. Однако, Badawi и др.¹⁴ недавно разработали ортодонтический симулятор для моделирования зубного ряда верхней челюсти дуги с использованием нескольких 6-осевых датчиков силы, подключенных ко всем верхним зубам, которые предназначены для измерения трехмерных (3D) сил, прилагаемых к каждому брекету. Соответственно, Fok и др.^{15,16} моделировали смещение верхнего клыка, расположенного выше окклюзионной плоскости на 4 мм, с помощью ортодонтического симулятора, лигировали круглую медно-никель-титановую дугу размером 0,014 дюйма к каждому брекету с использованием самолигирования или ОЛ, и измеряли 3D силы, прилагаемые ко всем

From the Department of Orthodontics, School of Life Dentistry at Tokyo, The Nippon Dental University, Tokyo, Japan.

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

This study was financially supported by a grant from The Nippon Dental University, School of Life Dentistry (Tokyo, Japan).

Address correspondence to: Keisuke Tochigi, Department of Orthodontics, School of Life Dentistry at Tokyo, The Nippon Dental University, 1-9-20 Fujimi, Chiyoda-ku, Tokyo 102-8159, Japan; e-mail, tochigi@tky.ndu.ac.jp.

Submitted, December 2018; revised and accepted, March 2019. 0889-5406/\$36.00

© 2019 by the American Association of Orthodontists. All rights reserved.
<https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2019.03.029>

брекетам верхней челюсти, при перемещении клыка из положения выше окклюзионной плоскости в нормальное положение. Они обнаружили более протяженное распределение силы по зубному ряду при ОЛ, чем при самолигировании.

Недавно, Tochigi и др.⁶ измерили силу, создаваемую дугами из никель-титанового сплава диаметром 0,014 и 0,016 дюйма, с помощью недавно разработанной мультисенсорной измерительной системы, предназначенной для измерения сил на каждом брежете, прикрепленном к зубам нижней челюсти, и сравнили величину силы на брекет-резцов нижней челюсти между ОЛ и самолигированием при моделировании язычного смещения бокового резца нижней челюсти на 2 мм. Они обнаружили, что величина силы при ОЛ была больше, чем при самолигировании. Однако авторы сравнивали между методами лигирования только величину силы и не анализировали трехмерные направления силы.

В биомеханических исследованиях полости рта, в нескольких исследованиях использовали модели анализа методом конечных элементов (FEM) для сравнения напряжения и торка между методами лигирования; в то время как в других исследованиях использовали симулятор.²⁰⁻²² FEM является инженерным методом для расчета напряжения и деформации во всех материалах, включая живые ткани.²³ Таким образом, с помощью FEM можно моделировать различные клинические ситуации. Тем не менее, точность результатов FEM во многом зависит от точности сгенерированной сетки и соответствия элементов, используемых для дискретного структурирования.²¹ Хотя использование симулятора преодолевает эти ограничения, один большой недостаток симулятора состоит в том, что корень, периодонтальная связка, слюна, подвижность зуба и зубной контакт не могут быть смоделированы.^{6,9,13-15} Однако, одно из преимуществ симулятора состоит в том, что брекет, дуга и эластичные модули, которые используются в клинической практике, можно использовать в симуляторе независимо от сложности конструкции и механических свойств.

Обычно наблюдается скученность передних зубов нижней челюсти, и язычное смещение нижнего бокового резца, что определяет основную картину скученности у пациентов.²⁴ Кроме того, также сообщалось, что на резцах нижней челюсти происходит значительная резорбция верхушки корня по сравнению с верхними резцами.²⁵

Мезиально-дистальные диаметры передних зубов нижней челюсти обычно меньше, чем у передних верхних зубов. Таким образом можно предположить, что в брекет-системах расстояние между брекетами на передних нижних зубах является наименьшим в зубных рядах верхней и нижней челюсти. Поскольку расстояние между брекетами^{4,5} является еще одним значительным фактором, который влияет на величину силы, важно исследовать силу, прикладываемую к передним зубам нижней челюсти. Однако не проведена детальная характеристика, включающая трехмерное направление и

величину силы, прилагаемую к скученным передним зубам нижней челюсти. Таким образом, целью настоящего исследования является сравнение трехмерных сил, прикладываемых к смещенному зубу и соседним с ним зубам между пассивным самолигированием (ПСЛ) и ОЛ при моделировании язычного смещения резца нижней челюсти.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Для измерения трехмерных сил, прикладываемых к брекетам, прикрепленным к левым центральному резцу, боковому резцу и клыку нижней челюсти (номера зубов в соответствии с FDI 31, 32 и 33, соответственно) использовали мультисенсорную измерительную систему⁶ (Рис. 1, А). Эта система состоит из блоков из нержавеющей стали, имитирующих каждый зуб нижней челюсти, и микрометров для регулировки 3D-положения каждого блока. В настоящем исследовании к блокам 31, 32 и 33 подключали три 6-осевых датчика силы.

Кроме того, ПСЛ брекет-системы, изготовленные из нержавеющей стали с пазом 0,022 × 0,027 дюйма (Damon Q; Ormco, Ориндж, Калифорния), и щечные трубки (литая щечная трубка Peerless, Ormco) были припаяны к губной и щечной поверхности каждого блока. Мы выбрали Damon Q в настоящем исследовании, так как 42% ортодонтов, использующих самолигирующие брекет-системы, сообщили об использовании Damon в недавнем анкетном исследовании.¹⁹

Во-первых, направляющая дуга размером 0,019 × 0,025 дюйма из нержавеющей стали была разработана для движения в точках паза брекета, предложенными Oda et al,²⁶ которые представляли положение основания паза брекета относительно зуба при нормальной окклюзии, характерной для японцев. Направляющая дуга лигирована брекетами. Положение всех металлических блоков регулировали микрометрами для имитации формы дуги нормальной окклюзии, характерной для японцев, пока сила, приложенная к каждому брекету, не достигла значения 0,1 Н.

Затем дугу удаляли. Для имитации язычного смещения левого бокового резца нижней челюсти, 32 блок сместили лингвально микрометрами; положение 32 блока постоянно проверяли во время перемещения с помощью лазерного датчика с шагом 0,001 мм.

Затем на каждый брекет лигировали круглую дугу из никель-титанового сплава диаметром 0,014 дюйма. Измеряли трехмерные силы (F_x , F_y и F_z), прикладываемые к 31, 32 и 33 блоку. F_x , F_y и F_z соответствуют силе в направлении осей x , y и z соответственно. Системы координат определены на 31, 32 и 33. Ось X определяла вестибулярно-язычное направление (язычное, положительное; вестибулярное, отрицательное), ось Y определяла мезиально-дистальное направление (мезиальное, положительное; дистальное, отрицательное), а ось z определяла направление экструзии-интрузии (экструзия, положительная; интрузия, отрицательная).

В настоящем исследовании использовали язычное смещение на 1 и 4 мм (Рис. 1, В-Е).

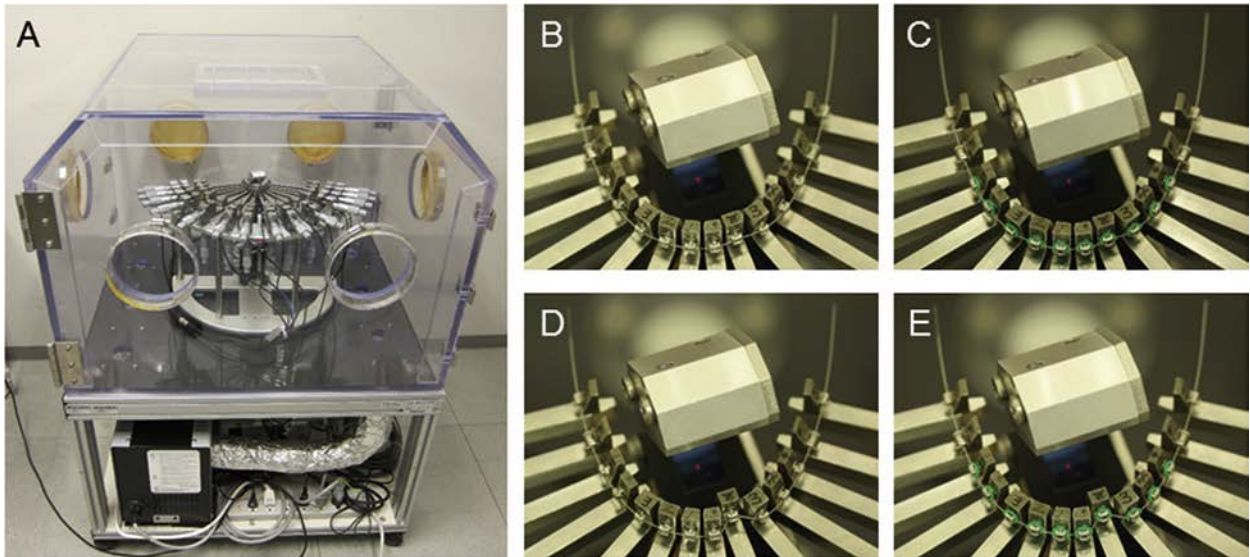


Рисунок 1. Мультисенсорная измерительная система. **А,** Общий вид мультисенсорной измерительной системы. **В,** смещение 1-мм × ПСЛ. **С,** смещение 1 мм × ОЛ, смещение 4 мм × ПСЛ. **Е,** смещение 4 мм × ОЛ

Использовали два метода лигирования: ПСЛ и ОЛ. При ПСЛ дугу лигируют в закрытом пазе брекета со свободным скольжением. При ОЛ для лигирования использовались эластичные лигатуры (Power O 110; Ormco, Глендора, Калифорния) и устанавливались инструментом для установки лигатур (Straight Shooter; TP Orthodontics, ЛаПорт, Индиана). Чтобы сделать ширину брекета одинаковой для ПСЛ и ОЛ, при ОЛ также использовали пассивные самолигирующие брекеты с открытыми замками.

В данном исследовании использовали круглые дуги (дуга) диаметром 0,014 дюйма из никель-титанового сплава. Основываясь на Saze и Arai,²⁷ выбрали 3 типа формы зубной дуги, сходной с формой дуги при нормальной окклюзии, характерной для японцев, чтобы уменьшить силу, создаваемую разницей между формой дуги при нормальной окклюзии, характерной для японцев, и дугами: (1) Damon (Форма дуги Damon; Ormco), (2) VIA (VIA wires-Square; Opal Orthodontics, Саут-Джордан, Юта) и (3) Bio-Arch V (TP Orthodontics). Пять дуг 3 типов использовали для измерений. Все измерения проводили в камере при 37 °С.

Предполагалось, что размер выборки будет иметь величину эффекта 1,03, которую определяли на основе предыдущего исследования⁹ с использованием статистической программы G-power (версия 3.1; Heinrich Heine Universität Düsseldorf Experimentelle Psychologie, Дюссельдорф, Германия). Анализ мощности показал, что минимальный размер выборки для каждой группы составляет 5, чтобы определить данную величину эффекта при 80% мощности и уровне значимости 5%.

В настоящем исследовании силы на 31, 32 и 33 блоке измеряли, используя 2 величины смещения (1 и 4 мм), 2 способа лигирования (ПСЛ и ОЛ) и 5 дуг 3 типов (Damon, VIA и Bio-Arch V). Всего выполнили 60 комбинаций измерений.

Статистический анализ

Средние значения и стандартные отклонения Fx, Fy и Fz на 31, 32 и 33 блоке рассчитывали для каждой комбинации лигирования-смещение-дуга. Выполняли четырехфакторный дисперсионный анализ для сравнения эффектов лигирования, зуба, смещения и дуги для Fx, Fy и Fz. Затем значения Fx, Fy и Fz на 31, 32 и 33 блоке сравнивали между 2 методами лигирования (ПСЛ и ОЛ) и 2 величинами смещения (1 и 4 мм) с использованием критерия множественного сравнения Бонферрони.

Все данные проанализировали с использованием пакета программ обработки статистических данных для социальных наук (версия 24.0; IBM, Армонк, Нью-Йорк). Уровень значимости установлен на уровне 5% (P < 0,05).

Для 32 блока, Fx, прикладываемая к зубу, была желательной силой для улучшения положения 32 блока, смещенного в язычном направлении, а именно ортодонтической силой. Однако другие силы на 31 и 33 блоке считались нежелательными силами и реакциями ортодонтической силы. Поэтому, чтобы оценить взаимосвязь между действием и реакцией ортодонтической силы, отношение средних величин силы (Fx, Fy и Fz) на 31 и 33 блоках для 2 величин смещения (1 и 4 мм), 2 методов лигирования (ПСЛ и ОЛ) и 3 типов дуг (Damon, VIA и Bio-Arch V) к средним величинам Fx на 32 блоке были измерены и названы как отношения реакции (ОР).

Чтобы измерить ошибку исследователя, первый автор (КТ) повторил 10 измерений, выбранных случайным образом из всех 60 комбинаций, более чем через 24 часа после первого измерения. Средняя ошибка исследователя, рассчитанная по уравнению Дальберга²⁸ составила 0,05 Н.

Чтобы измерить ошибку исследователя, другой автор (NS), имеющий более 5 лет опыта в ортодонтическом

Таблица 1. Четырехфакторный анализ ANOVA для сравнения лигирования, зуба, смещения, дуги и их взаимодействия в направлениях силы, Fx, Fy и Fz

Источник	DF	Fx			Fy			Fz	
		F	P	P	F	P	F	P	
Лигирование	1	12,40	0,001**		28,77	0,000**	0,57	0,454	
Зуб	2	34952,75	0,000**		7792,34	0,000**	77,45	0,000**	
Смещение	1	85,71	0,000**		4,73	0,031*	8,46	0,004**	
Дуга	2	3,04	0,051		1,35	0,263	0,16	0,854	
Лигирование × зуб	2	90,43	0,000**		233,90	0,000**	92,14	0,000**	
Лигирование × смещение	1	7,95	0,005**		0,91	0,342	0,09	0,765	
Лигирование × дуга	2	3,25	0,042*		0,18	0,839	0,70	0,497	
Зуб × смещение	2	967,78	0,000**		3138,30	0,000**	22,12	0,000**	
Зуб × дуга	4	319,05	0,000**		65,29	0,000**	1,69	0,156	
Смещение × дуга	2	3,09	0,049*		0,65	0,522	0,05	0,948	
Лигирование × зуб × смещение	2	118,18	0,000**		16,14	0,000**	8,97	0,000**	
Лигирование × зуб × дуга	4	10,15	0,000**		2,52	0,044*	1,78	0,136	
Лигирование × смещение × дуга	2	0,01	0,991		0,35	0,705	0,29	0,751	
Зуб × смещение × дуга	4	205,76	0,000**		81,14	0,000**	1,60	0,177	
Лигирование × зуб × смещение × дуга	4	4,36	0,002**		0,70	0,893	4,00	0,004**	

ANOVA, дисперсионный анализ; DF, количество степеней свободы.

*P < 0,05

**P < 0,01.

лечении, выполнил 10 измерений, выбранных случайным образом из всех 60 комбинаций. Средняя ошибка исследователя, рассчитанная по уравнению Дальберга²⁸, составила 0,06 Н.

РЕЗУЛЬТАТЫ

Четырехфакторный дисперсионный анализ показал значимые эффекты для Fx в отношении лигирования (P < 0,01), зуба (P < 0,01) и смещения (P < 0,01); для Fy в отношении лигирования (P < 0,01), зуба (P < 0,01) и смещения (P < 0,05); для Fz в отношении зуба (P < 0,01) и смещения (P < 0,01; Таблица I).

При смещении на 1 мм средние значения Fx были значимо меньше при ОЛ, чем при ПСЛ для всех 3 типов дуг на 32, и значимо больше при ОЛ, чем при ПСЛ только для Damon и VIA на 33 (P < 0,01; Рис. 2). Средние значения Fy были значимо больше при ОЛ, чем при ПСЛ для всех трех типов дуг только на 31 (P < 0,01; Рис. 2). Средние значения Fz варьировались от -0,05 Н до 0,05 Н, и значимые различия наблюдались между ПСЛ и ОЛ для Damon на 31 и 32 (P < 0,05 и P < 0,01, соответственно) и для VIA на 32 (P < 0,01; Рис. 2).

При смещении на 4 мм средние значения Fy были значимо больше при ОЛ, чем при ПСЛ для дуг на 31, и значимо меньше при ОЛ, чем при ПСЛ на 33 для всех 3 типов дуг (P < 0,05 и P < 0,01, соответственно; Рис. 3). Средние значения Fz варьировались от -0,05 Н до 0,05 Н, и значимые различия наблюдались между ПСЛ и ОЛ только для Bio-Arch V на 32 (P < 0,05; Рис. 3).

Сравнение между смещениями на 1 и 4 мм показало, что величины Fx были значимо больше при смещении на 4 мм, чем при смещении на 1 мм для всех 3 типов дуг на 31, 32 и 33, за исключением ОЛ на 32 для Damon, ПСЛ на 31 для VIA и ОЛ на 32 и 33 для VIA (P < 0,01; рис. 2 и 3). Величины Fy были значимо больше при смещении 4 мм, чем при

смещении 1 мм для всех трех типов дуг, за исключением 32 для VIA (P < 0,01; рис. 2 и 3). Для Fz наблюдались значимые различия между смещениями на 1 и 4 мм только при ОЛ на 31 и 32 для VIA (P < 0,01; Рис. 2 и 3).

Затем нами были рассчитаны значения ОР для 31 и 33 на основании величины Fx на 32. При смещении на 1 мм средние значения ОР составили 56,1% при ПСЛ и 49,1% при ОЛ для Fx. Для Fy средние значения ОР составили 10,3% при ПСЛ и 16,4% при ОЛ. Для Fz средние значения ОР составили 1,4% при ПСЛ и 1,3% при ОЛ (таблица II). При смещении на 4 мм средние значения ОР составили 58,6% при ПСЛ и 58,4% при ОЛ для Fx. Для Fy средние значения ОР составили 41,4% при ПСЛ и 54,8% при ОЛ. Для Fz средние значения ОР составили 1,5% при ПСЛ и 0,9% при ОЛ (таблица II).

ОБСУЖДЕНИЕ

Основная цель настоящего исследования состояла в оценке различий в 3D силах (Fx, Fy и Fz), прилагаемых к смещенному зубу и соседним с ним зубам между ПСЛ и ОЛ при моделировании язычного смещения боковых резцов нижней челюсти на 1 и 4 мм.

Для Fx, которое указывало на силу в вестибулярно-язычном направлении, величина Fx при смещении на 1 мм была значимо больше при ОЛ, чем при ПСЛ на 32, который был смещен в язычном направлении. При ОЛ дуга прижимается к нижней части паза брекета на 32 силой эластичных лигатур. И, напротив, при ПСЛ самолигирующие брекеты, используемые в настоящем исследовании, обеспечивали пассивное лигирование.

Таким образом, при закрытии встроенной крышки брекета, дуга свободно движется в пазах брекета. При смещении на 1 мм величина изгиба дуги будет больше при ОЛ, чем при ПСЛ. Следовательно, значимые различия наблюдали в Fx между методами лигирования

Смещение на 1 мм

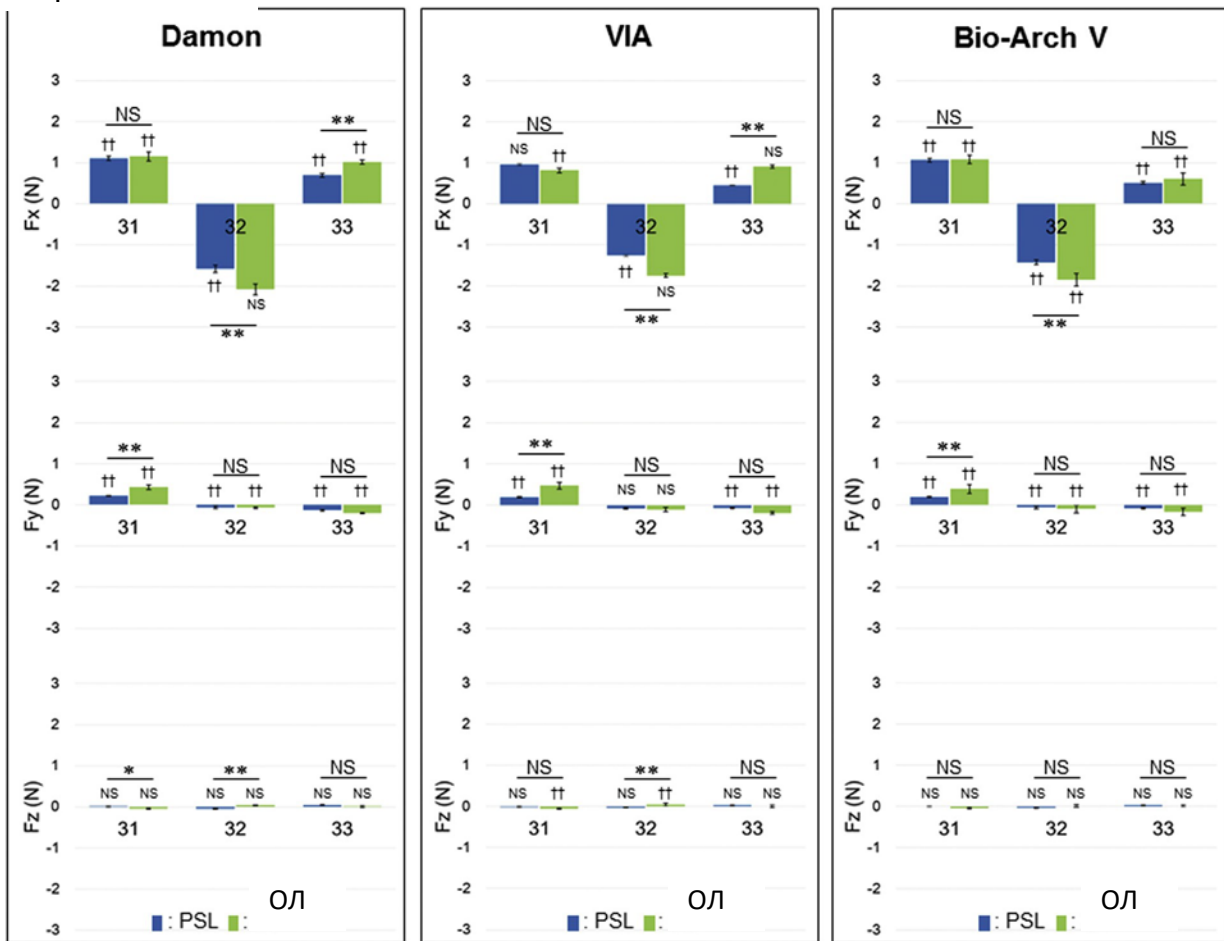


Рисунок 2. Средние значения и стандартные отклонения Fx, Fy и Fz на 31, 32 и 33 при ПСЛ и ОЛ для Damon, VIA и Bio-Arch V при смещении на 1 мм. *P < 0,05, **P < 0,01, сравнение между ПСЛ и ОЛ; ††P < 0,01, сравнение смещения на 1 и 4 мм. NS, незначимый.

на 32. Кроме того, значение различий между Fx при ПСЛ и ОЛ на 32 составляло от 0,42 до 0,50 Н. Эти значения, как считали, указывают на силу лигирования, создаваемую силой эластичных модулей, как предложено Tochigi et al.⁶

Напротив, при смещении на 4 мм значимых различий между Fx при ПСЛ и ОЛ на 31, 32 и 33 не наблюдали. Когда дуга лигирована эластичными лигатурами при большом изгибе (4 мм), эластичные модули будут растянуты. Затем дугу отделяют от дна паза брекета на 32, смещенном языке. В результате это состояние будет аналогично ПСЛ, а величина отклонения дуги будет одинаковой между ПСЛ и ОЛ. Следовательно, значимые различия в Fx между ПСЛ и ОЛ могут не наблюдаться на 31, 32 и 33. Соответственно, ПСЛ полезен особенно при умеренной скученности с небольшим смещением, вызванным слабой силой на смещенных зубах.

Fy показал силу в мезиально-дистальном направлении. И на 31, и на 33 Fy прикладывали в направлении от смещенного зуба (31 в мезиальном направлении и 33 в дистальном направлении), в котором силы можно рассматривать как "эффект открытой

спиральной пружины" (рис. 2 и 3).

При смещении в 1 мм величина Fy была значимо больше при ОЛ, чем при ПСЛ, только на 31. И наоборот, при смещении на 4 мм величина Fy была значимо больше при ОЛ, чем при ПСЛ на обоих соседних зубах 32. При смещении на 4 мм эффект открытой спиральной пружины был больше достигнут при ОЛ, чем при ПСЛ на обоих соседних зубах. Это может быть результатом большего трения при ОЛ по сравнению с таковым при ПСЛ, в результате маленького диаметра круглых дуг, как сообщалось в предыдущих исследованиях.^{29,30}

Обычно считается, что трение нежелательно при ортодонтическом лечении.²³ Однако трение, создаваемое при ОЛ, полезно, если недостаточно места для улучшения сильной скученности, например сильного смещения. При лигировании эластическими лигатурами, сильная скученность может быть улучшена эффектом открытой спиральной пружины без использования открытой спиральной пружины.

Смещение на 4 мм

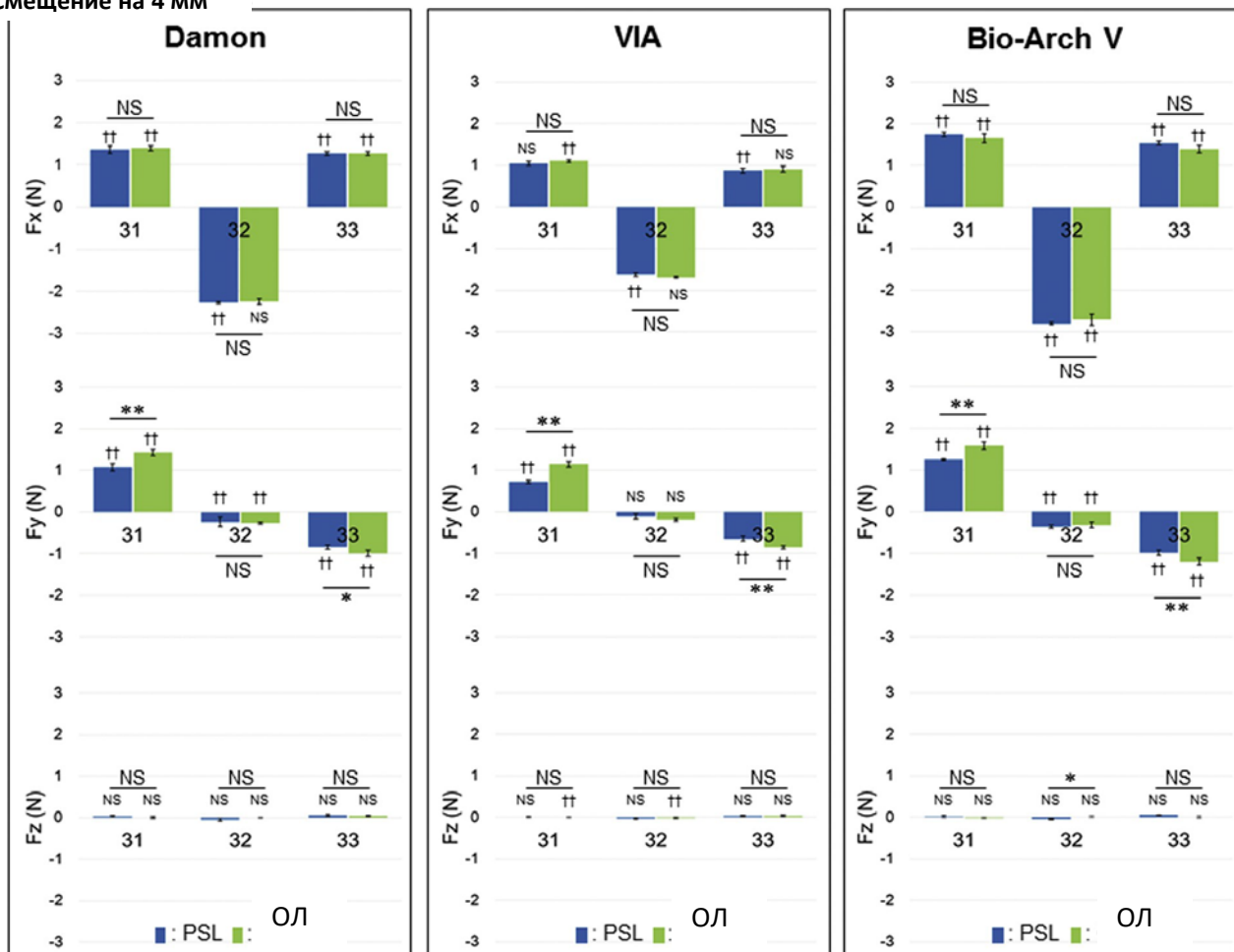


Рисунок 3. Средние значения и стандартные отклонения Fx, Fy и Fz для 31, 32 и 33 с ПСЛ и ОЛ для Damon, VIA и Bio-Arch V при смещении на 4 мм. *P < 0,05, **P < 0,01, сравнение между ПСЛ и ОЛ; ††P < 0,01, сравнение смещения на 1 и 4 мм. NS, незначимый.

Таблица II. Соотношения сил реакции величин силы Fx, Fy и Fz при 31 и 33 к силе величины Fx при 32 для 2 величин смещения (1 и 4 мм), 2 способов лигирования (ПСЛ и ОЛ) и 3 типов дуг (Damon, VIA и Bio-Arch V)

Направление силы	Дуга	Смещение на 1 мм				Смещение на 4 мм			
		ПСЛ		ОЛ		ПСЛ		ОЛ	
		31	33	31	33	31	33	31	33
Fx	Damon	70,0	44,1	55,5	48,8	60,1	56,2	62,3	56,6
	VIA	75,6	35,8	46,6	52,0	64,4	53,8	65,1	53,6
	Bio-Arch V	74,9	36,1	58,8	32,7	62,4	54,9	61,2	51,4
	Среднее значение	56,1		49,1		58,6		58,4	
Fy	Damon	13,8	8,3	20,8	9,5	47,1	37,1	63,6	44,3
	VIA	14,6	5,8	26,9	11,1	44,6	39,9	67,6	50,4
	Bio-Arch V	13,6	5,9	21,0	9,3	44,6	35,3	58,8	44,1
	Среднее значение	10,3		16,4		41,4		54,8	
Fz	Damon	0,6	3,0	2,1	0,3	1,0	2,2	0,2	1,6
	VIA	0,1	2,2	2,8	0,2	0,7	2,2	0,4	2,3
	Bio-Arch V	0,5	2,2	1,9	0,7	0,7	1,9	0,4	0,3
	Среднее значение	1,4		1,3		1,5		0,9	

Прим, Значения в %

Fz указывает силу в направлении экструзии-интрузии. Значимые различия наблюдали между Fz при ПСЛ и ОЛ; значение Fz варьировалось от -0,05 до 0,05 Н во всех комбинациях. Эти значения кажутся малыми с учетом оптимальных сил, предложенных Proffit et al³¹, необходимых для интрузии (10-20 г силы, приблизительно 0,10-0,20 Н) и экструзии (35-60 г силы, приблизительно 0,3-0,59 Н). Следовательно, в настоящем исследовании значение Fz при ПСЛ и ОЛ является клинически незначимым.

При смещении на 1 мм, значения ОР при ПСЛ и ОЛ на обоих соседних зубах в среднем составляли приблизительно 50% (ПСЛ, 56,1% и ОЛ, 49,1%) для Fx и приблизительно 10% (ПСЛ, 10,3% и ОЛ, 16,4%) для Fy. При смещении на 4-мм, значения ОР при ПСЛ и ОЛ в среднем составляли приблизительно 60% (ПСЛ, 58,6% и ОЛ, 58,4%) для Fx и приблизительно 50% (ПСЛ, 41,4% и ОЛ, 54,8%) для Fy. При смещении на 1 и 4 мм значения ОР были одинаковыми для ПСЛ и ОЛ. Эти результаты показали, что величины силы, приложенной к каждому зубу, различались между ПСЛ и ОЛ, но характеристики распределения силы были одинаковыми для двух методов лигирования.

Вследствие представленных преимуществ самолигирования по сравнению с ОЛ,³²⁻³⁴ использование самолигирования стало предпочтительным среди ортодонтот. Впоследствии было проведено много исследований in vitro, чтобы прояснить разницу между самолигированием и ОЛ с использованием модифицированного теста на изгиб по 3 точкам⁸ и имитации измерительной машины.^{6,9-16} Среди этих исследований в некоторых сообщено о том, что силы, затраченные при самолигировании, были меньше, чем силы, затраченные при ОЛ,^{6,8,11-13,15,16} тогда как в другом исследовании сообщалось, что силы, затраченные при самолигировании, были больше, чем силы, затраченные при ОЛ.¹⁰ Из систематических обзоров^{35,36} по методу лигирования понятно, что значительные преимущества самолигирования по сравнению с ОЛ заключаются только во времени, проведенном в кабинете врача и необходимом для лигирования, и немного меньшем наклоне резцов. Таким образом, нет четкого соглашения в отношении оптимального метода лигирования, и необходимо проведение дальнейших исследований.

Однако сравнение смещения на 1 и 4 мм показало значимые различия в величинах Fx, Fy и Fz и отличающиеся результаты между дугами (Damon, VIA и Bio-Arch V). Относительно дуг из никель-титанового сплава, использованных в настоящем исследовании, были выбраны 3 типа дуг, отвечающих нормальной окклюзии, характерной для японцев, от 3 разных производителей. Среди дуг из никель-титанового сплава, предоставленных различными производителями отмечена значительная вариабельность эластичных свойств.³⁷ Кроме того, Damon представляет собой медно-никель-титановый сплав, VIA - это термоактивированный никель-титановый сплав, а Bio-Arch V - никель-титановый сплав. Таким образом, механические свойства дуг отличаются. Эти факторы, вероятно, способствуют вариативности результатов, полученных для смещения

на 1 и 4 мм.

Существуют некоторые ограничения для настоящего исследования. Одним из основных ограничений, связанных с настоящим исследованием, является то, что только смещения на 1 и 4 мм, используемые для имитации малых и больших величин смещения, соответственно, были выбраны и оценены на основе диапазона величины смещения, определенного в предыдущих исследованиях.^{4-8,10-16} Кроме того, в предыдущем исследовании²⁴ сообщалось, что язычное смещение боковых резцов нижней челюсти является распространенным явлением, но степень смещения не была уточнена. Кроме того, поскольку было достаточно места для перемещения 32, в настоящем исследовании передняя скученность нижней челюсти не была полностью смоделирована. В более клиническом исследовании in vitro⁹ были измерены силы и моменты, приложенные на стадии выравнивания, с использованием реплик модели пациента со скученностью зубов нижней челюсти. В будущем может потребоваться измерить величину смещения каждого зуба, чтобы лучше воспроизвести клиническую ситуацию. Другое ограничение заключается в том, что мы использовали в настоящем исследовании только 1 тип брекетов (ПСЛ). Те же брекеты использовали, чтобы сделать ширину брекета одинаковой между ПСЛ и ОЛ. В будущих исследованиях следует сравнить ортодонтическую силу, используя другие типы брекетов (например, металлические брекеты, керамические брекеты, активные самолигируемые брекеты и одиночные брекеты).

ВЫВОДЫ

При небольшом смещении величина силы при ПСЛ была меньше, чем при ОЛ на смещенном зубе в вестибулярно-язычном направлении. Однако при большом смещении величина силы при ОЛ была больше, чем при ПСЛ на обоих соседних зубах смещенного зуба в мезиально-дистальном направлении. Из-за трения эластичных модулей значимо больший эффект открытой спиральной пружины был получен при ОЛ, чем при ПСЛ, на обоих соседних зубах смещенного зуба при сильном смещении. Хотя величины силы, приложенной к каждому зубу, различались между ПСЛ и ОЛ, характеристики распределения силы были одинаковыми для разных методов лигирования.

БЛАГОДАРНОСТИ

Авторы выражают благодарность всем, кто поддержал настоящее исследование.

ИСПОЛЬЗОВАННАЯ ЛИТЕРАТУРА

1. Storey E, Smith R. Force in orthodontics and its relation to tooth movement. *Aust Dent J* 1952;56:11-8.
2. Weltman B, Vig KW, Fields HW, Shanker S, Kaizar EE. Root resorption associated with orthodontic tooth movement: a systematic review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010;137:462-76:discussion 12A.
3. Roscoe MG, Meira JB, Cattaneo PM. Association of orthodontic forces system and root resorption: A systematic review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2015;147:610-26.
4. Adams DM, Powers JM, Asgar K. Effects of brackets and ties on stiffness of an archwire. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1987;91:131-6.
5. Hemingway R, Williams RL, Hunt JA, Rudge SJ. The influence of bracket type on the force delivery of Ni-Ti archwires. *Eur J Orthod* 2001;23:233-41.
6. Tochigi K, Oda S, Arai K. Influences of archwire size and ligation method on the force magnitude delivered by nickel-titanium alloy archwires in a simulation of mandibular right lateral incisor linguoversion. *Dent Mater J* 2015;34:388-93.
7. Lombardo L, Marafioti M, Stefanoni F, Mollica F, Siciliani G. Load deflection characteristics and force level of nickel titanium initial archwires. *Angle Orthod* 2012;82:507-21.
8. Kasuya S, Nagasaka S, Hanyuda A, Ishimura S, Hirashita A. The effect of ligation on the load deflection characteristics of nickel titanium orthodontic wire. *Eur J Orthod* 2007;29:578-82.
9. Pandis N, Eliades T, Bourauel C. Comparative assessment of forces generated during simulated alignment with self-ligating and conventional brackets. *Eur J Orthod* 2009;31:590-5.
10. Petersen A, Rosenstein S, Kim KB, Israel H. Force decay of elastomeric ligatures: influence on unloading force compared to self-ligation. *Angle Orthod* 2009;79:934-8.
11. Ager A, Bourauel C. Force levels in complex tooth alignment with conventional and self-ligating brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2013;143:507-14.
12. Higa RH, Henriques JFC, Janson G, Matias M, de Freitas KMS, Henriques FP, et al. Force level of small diameter nickel-titanium orthodontic wires ligated with different methods. *Prog Orthod* 2017;18:21.
13. Alobeid A, El-Bialy T, Khawatmi S, Dirk C, Jäger A, Bourauel C. Comparison of the force levels among labial and lingual self-ligating and conventional brackets in simulated misaligned teeth. *Eur J Orthod* 2017;39:419-25.
14. Badawi HM, Toogood RW, Carey JP, Heo G, Major PW. Three-dimensional orthodontic force measurements. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009;136:518-28.
15. Fok J, Toogood RW, Badawi H, Carey JP, Major PW. Analysis of maxillary arch force/couple systems for a simulated high canine malocclusion: part 1. Passive ligation. *Angle Orthod* 2011;81:953-9.
16. Fok J, Toogood RW, Badawi H, Carey JP, Major PW. Analysis of maxillary arch force/couple systems for a simulated high canine malocclusion: part 2. Elastic ligation. *Angle Orthod* 2011;81:960-5.
17. Stolzenberg J. The Russell attachment and its improved advances. *Int J Orthod Dent Child* 1935;21:837-40.
18. Harradine N. The history and development of self-ligating brackets. *Semin Orthod* 2008;14:5-18.
19. Keim RG, Gottlieb EL, Vogels DS 3rd, Vogels PB. 2014 JCO study of orthodontic diagnosis and treatment procedures, part 1: results and trends. *J Clin Orthod* 2014;48:607-30.
20. Huang Y, Keilig L, Rahimi A, Reimann S, Eliades T, Jäger A, et al. Numeric modeling of torque capabilities of self-ligating and conventional brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009;136:638-43.
21. Huang Y, Keilig L, Rahimi A, Reimann S, Bourauel C. Torque capabilities of self-ligating and conventional brackets under the effect of bracket width and free wire length. *Orthod Craniofac Res* 2012;15:255-62.
22. Kim SJ, Kwon YH, Hwang CJ. Biomechanical characteristics of self-ligating brackets in a vertically displaced canine model: a finite element analysis. *Orthod Craniofac Res* 2016;19:102-13.
23. Graber LW, Vanarsdall RL, Vig KW, Huang GJ. *Orthodontics-e-book: current principles and techniques*. 6th ed. St Louis, MO: Elsevier Health Sciences; 2016.
24. Shigenobu N, Hisano M, Shima S, Matsubara N, Soma K. Patterns of dental crowding in the lower arch and contributing factors. A statistical study. *Angle Orthod* 2007;77:303-10.
25. Sameshima GT, Sinclair PM. Predicting and preventing root resorption: part I. Diagnostic factors. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001;119:505-10.
26. Oda S, Arai K, Nakahara R. Commercially available archwire forms compared with normal dental arch forms in a Japanese population. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010;137:520-7.
27. Saze N, Arai K. Variation in form of mandibular, light, round, preformed NiTi archwires. *Angle Orthod* 2016;86:796-803.
28. Dahlberg G. *Statistical methods for medical and biological students*. London, United Kingdom: George Allen & Unwin; 1940.
29. Ehsani S, Mandich MA, El-Bialy TH, Flores-Mir C. Frictional resistance in self-ligating orthodontic brackets and conventionally ligated brackets. A systematic review. *Angle Orthod* 2009;79:592-601.
30. Heno SP, Kusy RP. Frictional evaluations of dental typodont models using four self-ligating designs and a conventional design. *Angle Orthod* 2005;75:75-85.
31. Proffit WR, Fields HW, Sarver DM. *Contemporary orthodontics*. 5th ed. St Louis, MO: Mosby; 2013.
32. Damon DH. The rationale, evolution and clinical application of the self-ligating bracket. *J Clin Orthod Res* 1998;1:52-61.
33. Damon DH. The Damon low-friction bracket: a biologically compatible straight-wire system. *J Clin Orthod* 1998;32:670-80.
34. Berger JL. The SPEED system: an overview of the appliance and clinical performance. *Semin Orthod* 2008;14:54-63.
35. Chen SS, Greenlee GM, Kim JE, Smith OL, Huang GJ. Systematic review of self-ligating brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010;137:726.e1-18: discussion 726-7.
36. Fleming PS, Johal A. Self-ligating brackets in orthodontics. A systematic review. *Angle Orthod* 2010;80:575-84.
37. Santoro M, Nicolay OF, Cangialosi TJ. Pseudoelasticity and thermoelasticity of nickel-titanium alloys: a clinically oriented review. part II: Deactivation forces. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001;119:594-603.