

---

Электронные тезисы и архив диссертаций

---

Февраль 2018

# Испытание на трение современных самолигирующих брекет-систем

Майкл Грин  
*Университет Западного Онтарิโอ*

Руководитель  
Тасси, А.  
*Университет Западного Онтарิโอ*

Аспирантура по ортодонтии

Диссертация представлена при частичном выполнении требований для получения степени магистра клинической стоматологии.

© Michael Greene 2017

Работы представлены по ссылке: <https://ir.lib.uwo.ca/etd>

 Part of the [Orthodontics and Orthodontology Commons](#)

---

## Рекомендуемое цитирование

Greene, Michael, "Friction Testing of Contemporary Self-ligating Appliance Systems" (2017). *Electronic Thesis and Dissertation Repository*. 5195.

<https://ir.lib.uwo.ca/etd/5195>

This Dissertation/Thesis is brought to you for free and open access by Scholarship@Western. It has been accepted for inclusion in Electronic Thesis and Dissertation Repository by an authorized administrator of Scholarship@Western. For more information, please contact [tadam@uwo.ca](mailto:tadam@uwo.ca).

## **Аннотация**

**Введение:** Соппротивление перемещению зуба является многофакторным, и включает трение (ТР) в качестве одного из многих важных компонентов. Существует ограниченное количество данных, сравнивающих современные пассивные и активные самолигирующие брекет (СЛБ)-системы с точки зрения ТР, создаваемого удержанием дуги. **Цель:** сравнить классическое ТР в современных СЛБ-системах и традиционных лигатурных брекетах *in vitro*, и определить точку начала удержания дуги в брекете.

**Материалы и методы:** Изучили уровень трения девяти брекет-систем с размером паза .022 дюйма: Victory Series (3M Unitek) с эластической лигатурой (контроль); пассивные СЛБ-системы Damon Q (Ormco), Carriere SLX (Henry Schein), H4 (Ortho Classic), Altitude SL (Rocky Mountain Orthodontics, RMO) и пассивные Empower2 (American Orthodontics, AO); активные СЛБ-системы Victory Series SL (3M Unitek), Speed (Speed System Orthodontics) и активные Empower2 (AO). Одиночные брекеты для верхних правых центральных резцов закрепляли на индивидуальное металлическое приспособление и лигировали к брекету прямые участки различных круглых и прямоугольных никель-титановых дуг (NiTi) (размером .016, .018, .018 x .018, .020 x .020, .016 x .022, .017 x .025, .019 x .025, и .021 x .025 дюйма), и измеряли уровень ТР с помощью универсальной испытательной машины Instron. Для каждой группы в сухой среде провели десять отдельных испытаний с использованием нового брекета и новой дуги. **Результаты:** показатели ТР значительно отличались между контрольной, пассивной СЛБ и активной СЛБ системами ( $p < 0,0001$ ). Группы пассивных СЛБ не имели различий средних значений уровня ТР между брекет-системами. Каждая группа активных СЛБ показала значимые различия средних значений уровней ТР в зависимости от брекет-системы, формы и размеров дуги. Активные СЛБ имеют совершенно различную схему создания ТР при удержании дуги между брекетом и дугой в зависимости от системы. **Выводы:** уровень ТР между дугой и пазом брекета отличается между пассивной и активной СЛБ-системами. Понимание различных взаимодействий брекета и дуги СЛБ-систем помогает врачу понять и спланировать биомеханику лечения брекет-системой по своему выбору.

**Ключевые слова:** трение, самолигирующие брекеты, активный, пассивный, ортодонтия

## Содержание

Аннотация	ii
Содержание	iii
Список таблиц	v
Список рисунков	vi
Список сокращений	viii
Глава 1. Обзор литературы	1
1.1 Введение	1
1.2 Трение	1
1.2.1 Ортодонтическое сопротивление скольжению	2
1.3 Лигирование	3
1.3.1 Обычное лигирование эластическими лигатурами	3
1.3.2 Самолигирование	4
1.3.3 Пониженное сопротивление скольжению в самолигирующих брекетах	5
1.4 Преимущества самолигирующих брекетов	6
1.5 Этапы ортодонтического лечения	7
1.6 Удержание дуги в брежете	8
1.7 Методы изучения ортодонтического трения	10
1.8 Краткое описание задач исследования	12
1.9 Цель настоящего исследования	12
1.10 Гипотезы	12
Глава 2. Материалы и методы	14
2.1 Ортодонтические брекеты	14
2.2 Визуализация морфологии брекетов	14
2.3 Испытание на трение	15
2.4 Анализ данных	17
Глава 3. Результаты	18
3.1 Визуализация морфологии ортодонтических брекетов	18
3.2 Трение	20
Глава 4. Обсуждение	23
4.1 Морфология ортодонтических брекетов	23

4.2	Методология изучения ортодонтического трения	23
4.3	Трение	25
4.4	Клиническое применение	27
4.5	Ограничения настоящего исследования	28
4.6	Сильные стороны настоящего исследования	28
4.7	Предложения по будущим исследованиям	29
Глава 5	Выводы	30
	Список литературы	31
	Приложения	37

## Список таблиц

<b>Таблица 1</b>	Исследуемые ортодонтические брекеты и дуги	14
<b>Таблица 2</b>	Минимальная высота и глубина паза брекета, измеренные при помощи сканирующей электронной микроскопии при 75-кратном увеличении. Данные представляют собой средние значения измерений $\pm$ SD, n = 4 для каждого брекета.	19

## Список рисунков

- Рисунок 1** А. Традиционный двойной брекет (Victory Series, 3M Unitek); В. Пассивный СЛБ, характеризующийся механизмом скользящей крышки (Damon Q, Ormco); С. Активный СЛБ, характеризующийся механизмом скользящей клипсы с диапазоном дуги, которая может быть пассивной в пределах паза или может удерживаться клипсой в активной фазе (Speed, Speed System Orthodontics). 4
- Рисунок 2** А. Брекет Victory Series с типичной эластической лигатурой, прижимающей гипотетическую прямоугольную дугу к основанию паза; В. Пассивный брекет Damon Q, показывающий свободу движения ("игру") первого порядка; С. Активный брекет Empower2 с дугой, прижатой к основанию с помощью активной клипсы. 9
- Рисунок 3** А. Установка для изучения уровня ТР в пассивной системе *in vitro*; В. Изучение уровня ТР в пассивной системе *in vitro* с использованием множества выровненных брекетов. 11
- Рисунок 4** Индивидуальное опорное приспособление для имитации брекета с фиксированной опорной дугой и съемным передаточным штифтом для крепления брекета. 15
- Рисунок 5** Цифровая модель индивидуального опорного приспособления Instron, А. Вид спереди крепежного зажима дуги, удерживающего центрированную проволочную дугу на передаточном штифте с брекетом, закрепленном на индивидуальном опорном приспособлении Instron, В. Вид сбоку индивидуальной установки, С. Испытательная машина Instron с опорными приспособлениями для крепления брекетов, D. 16
- Рисунок 6** Типичный график зависимости силы ТР от смещения для двух экспериментальных тестов. Черная стрелка обозначает возможное пиковое

значение статического ТР, а красные стрелки обозначают полученные максимальные значения ТР. 16

**Рисунок 7** Визуализация СЭМ при 25-кратном увеличении P-Dmn, A; P-Car, B; P-H4, C; P-Alt, D; P-Emp, E; C-Vic, F; A-Vic, G; A-Spd, H; A-Emp, I. 18

**Рисунок 8** Визуализация СЭМ при 75-кратном увеличении для измерения параметров паза P-Dmn. 19

**Рисунок 9** Минимальные силы ТР, измеренные во всех группах пассивных СЛБ. Данные представляют собой средние значения  $TR \pm SD$ ,  $n = 10$  для каждой комбинации брекет/дуга. Незначимые различия при  $P > 0,05$  между брекетами, полученные с помощью двухфакторного дисперсионного анализа ANOVA с апостериорным критерием Бонферрони, обозначены одной и той же буквой. 20

**Рисунок 10** Сравнение уровня ТР между контрольными брекетами и активными СЛБ на различных дугах. Данные представляют собой средние значения  $TR \pm SD$ ,  $n = 10$  для каждой комбинации брекет/дуга. Незначимые различия при  $P > 0,05$  между брекетами, полученные с помощью двухфакторного дисперсионного анализа ANOVA с апостериорным критерием Бонферрони, обозначены одной и той же буквой. 21

**Рисунок 11** Сравнение уровня ТР между дугами на контрольных брекетах и активными СЛБ. Данные представляют собой средние значения  $TR \pm SD$ ,  $n = 10$  для каждой комбинации брекет/дуга. Незначимые различия при  $P > 0,05$  в каждой брекет-системе, полученные с помощью двухфакторного дисперсионного анализа ANOVA с апостериорным критерием Бонферрони, обозначены одной и той же буквой. 22

## Список сокращений

AO	American Orthodontics
ANOVA	Дисперсионный анализ
A-Emp	Активный Empower2
A-Spd	Speed
A-Vic	Серия Victory SL
BI	Заклинивание (binding)
C-Vic	Серия Victory
TP	Трение
NiTi	Никель-титановый
NO	Зазубривание (notching)
OSIM	Ортодонтический симулятор
PDL	Периодонтальная связка
P-Alt	Altitude SL
P-Car	Carrier SLX
P-Dmn	Damon Q
P-Emp	Пассивный Empower2
P-H4	H4
CC	Соппротивление скольжению
RMO	Rocky Mountain Orthodontics
СЭМ	Сканирующий электронный микроскоп
СЛБ	Самолигирующий брекет
НС	Нержавеющая сталь
SD	Стандартное отклонение



## Глава 1

### Обзор литературы

#### 1.1 Введение

Для того, чтобы оправдать ожидания пациента, ортодонтическое лечение должно быть эффективным. Поиски устройства, сокращающего время лечения, являются целью ортодонтических инноваций, с тех пор как Эдвард Энгль (Edward Angle) перешел от жесткой E-дуги к более гибкому устройству с использованием ленточной дуги, задействовавшему одновременно больше зубов. Современная эра в ортодонтии началась с появления предварительно настроенного устройства, основанного на применении техники прямой дуги, разработанной Эндрюсом (Andrews). Дизайн устройства и биомеханика лечения тесно взаимосвязаны. Устройство, основанное на применении техники прямой дуги, сводило к минимуму проведение изгибов на дуге во время завершающего этапа. Тем не менее, вскоре признали, что для эффективного лечения необходимы новая биомеханика лечения и другие уровни силы.<sup>1</sup> С учетом этой позиции, за последние два десятилетия возросла популярность повторного введения самолигирующих брекет (СЛБ)-систем, в попытке снизить уровень трения и повысить эффективность лечения. Тем не менее для того, чтобы правильно реализовать параметры In-Out, ангуляцию и торк в прописи брекетов, дугу также необходимо удерживать в пазах брекета. Таким образом, использование клинической биомеханики варьируется среди врачей, использующих разные ортодонтические системы из-за систем сил, прикладываемых к конкретным брекетам.

#### 1.2 Трение

Трение (ТР) — это сила сопротивления относительно смещению в поперечном направлении контактирующих элементов. Это происходит от электромагнитной силы между заряженными частицами. ТР можно подразделить на сухое, жидкое, внешнее и внутреннее. В ортодонтии ТР определяется условиями равновесия всех сил, действующих на комплекс зуб-брекет-дуга. Когда две твердые поверхности скользят друг по другу, в контакт вступают только микроскопические пики, называемые неровностями. Считается, что такая система относится к категории сухого ТР, где две твердые контактирующие поверхности сопротивляются относительно смещению в поперечном направлении.<sup>2</sup> Сухое ТР можно подразделить на статическое или кинетическое. Статическое ТР имеет место между двумя объектами, не движущимися

относительно друг друга. Его величина равна той, которая требуется для противодействия движению, пока движение не начнется. Кинетическое ТР происходит, когда два объекта движутся относительно друг друга. Кинетическое ТР обычно меньше статического и менее актуально в ортодонтии, так как зубы не находятся в непрерывном движении вдоль дуги.<sup>2</sup> Зубы перемещаются со скоростью примерно 1 мм в месяц, что делает анализ статического ТР более актуальным в ортодонтии.<sup>3</sup>

Соппротивление перемещению зубов включает в себя больше, чем только ТР. Нанда (Nanda) описал более двадцати переменных и факторов, которые влияют на это взаимодействие в ротовой полости<sup>4</sup>. Из-за сложности взаимодействий при перемещении зубов, измерения ТР *in vivo* в среде ротовой полости трудны и редки. Тем не менее, во многих исследованиях *in vitro* изучены ключевые взаимодействия и влияние геометрии брекета,<sup>5,6</sup> свойств материала,<sup>7,8</sup> методов лигирования,<sup>9,10,11,12,13</sup> ангуляции зубов,<sup>5,14,15,16</sup> положения смежных зубов,<sup>17,18</sup> влияние слюны,<sup>7,19,20,21</sup> и отклонения от нормы.<sup>22,23</sup> Соппротивление скольжению (СС) представляет собой действие нескольких из вышеупомянутых факторов, которые становятся доминирующими при различных углах ротации второго порядка.<sup>24</sup>

### 1.2.1 Ортодонтическое сопротивление скольжению

Kusy и Whitley<sup>5,7</sup> высказали предложение, что СС представляет собой сумму простого классического ТР, заклинивания (BI, binding) и зазубривания (NO, notching), выраженную в виде уравнения 1:

$$\text{Уравнение 1: } \text{CC} = \text{TR} + \text{BI} + \text{NO}$$

В этом случае ТР будет происходить при угле наклона менее  $3,7^\circ$  и вследствие ТР, вызванного лигированием дуги в паз брекета.<sup>5</sup> Когда угол наклона превышает критическое значение  $3,7^\circ$ , заклинивание становится доминантным типом взаимодействия, при котором ТР увеличивается из-за того, что дуга контактирует противоположными мезиально-дистальными краями со стенками каждого паза. Эти противодействующие силы создают момент, и ТР создается углом наклона брекета к дуге и шириной брекета. При уменьшении ширины брекета для данной пары, сила ТР увеличивается. Высокие углы наклона вызывают физическую блокировку дуги и брекета, вызванную стойкой деформацией любой из двух поверхностей, которая приводит к очень высокому сопротивлению, не основанному на ТР, называемому зазубривание (NO). В этот момент СС увеличивается непредсказуемо до такой степени, что при таких

углах скольжение дуги в брежете прекращается.<sup>24</sup> Давно известно, что СС увеличивается с увеличением контактного угла между брекетом и дугой.<sup>25</sup> Thorstenson и Kusy рассчитали, что для дуги из нержавеющей стали (НС) размером 0,018 x 0,025 дюйма, активация при наклоне 6° была клинически наиболее значимой, так как за пределами этого угла, выравнивающие силы дуги заставили бы зуб "идти" вдоль дуги в серии заклинивающих и освобождающих движений вокруг этого угла.<sup>8,13 21</sup> ВІ признано равным или превышающим силу ТР, если ангуляция превышает 3°. Исследования показывают, что ВІ может составлять до 80% СС при ангуляции 7° и 99% при 13° для дуги из нержавеющей стали с керамическим брекетом.<sup>16</sup>

### 1.3 Лигирование

#### 1.3.1 Обычное лигирование эластическими лигатурами

Ортодонтическое лечение с помощью несъемного устройства включает использование металлических, керамических или пластиковых брекетов в сочетании с металлическими проволочными дугами. Дуга удерживается в пазах брекета лигатурой, охватывающей крылья брекета. Традиционно, дуги лигировали к каждому брекету проволокой из нержавеющей стали, однако из-за длительности времени, которое требовалось для установки таких лигатур, были разработаны альтернативные методы. Биосовместимый эластомерный полимер в форме круглого кольца был разработан докторами Андерсон (Anderson) и Кляйн (Klein) в конце 1960-х годов для лигирования дуги к брекету.<sup>26</sup> Эластические лигатуры были быстро приняты и введены в практику из-за простоты их размещения и уменьшения необходимого времени работы у кресла. Из-за высокого коэффициента ТР между полиуретановыми лигатурами и металлическими дугами были разработаны альтернативные конструкции, способствующие уменьшению движения дуги вдоль брекетов. Была предпринята попытка разработки эластических лигатур с низким коэффициентом ТР с помощью гидрофильных покрытий, литых силикона под давлением и изменением формы лигатур с целью уменьшения коэффициента ТР. Лигатура Slide (Leone Orthodontic Products, Сесто-Фьорентино, Флоренция, Италия) - одна из таких нетрадиционных эластических лигатур, которую изготавливают из специальной полиуретановой смеси методом литья под давлением. При прикреплении к ортодонтическому брекету, ее форма позволяет дуге пассивно скользить в пазах с уменьшенным сопротивлением из-за трения.

### 1.3.2 Самолигирование

СЛБ были впервые представлены в виде аппарата Russell доктором Штользенбергом (Jacob Stolzenberg) в середине 1930-х годов.<sup>27</sup> Брекет имел винт с плоской головкой, который прижимал дугу в паз брекета, когда винт с резьбой плотно затягивали в круглое отверстие, расположенное на брекете. Аппарат Russell позволял брекету действовать либо в активном, либо в пассивном состоянии, в зависимости от того, полностью ли винт прижимал дугу к основанию паза (активное) или позволял ли он свободно перемещаться дуге внутри паза (пассивное). Основные характеристики СЛБ включают безопасность лигирования, быструю замену дуги и низкое сопротивление скольжению (рис. 1).



**Рисунок 1:** А. Традиционный двойной брекет (Victory Series, 3M Unitek); В. Пассивный СЛБ, характеризующийся механизмом скользящей крышки (Damon Q, Ormco); С. Активный СЛБ характеризующийся механизмом скользящей клипсы и размерами дуги, которая может быть пассивной в пределах паза или может удерживаться клипсой в активной фазе (Speed, Speed System Orthodontics).

Современные СЛБ содержат встроенный механизм крепления дуги. "Активные" СЛБ часто используют механизм лигирования клипсой для удержания дуги в пазах, в то время как "пассивные" СЛБ используют механизм скользящей крышки, который позволяет дуге свободно двигаться в пазах. В пассивных СЛБ любой компонент VI составляет высокий процент от общего СС. В пассивных СЛБ, сила TP обычно близка к нулю, в результате чего компонент VI составляет по существу 100% сопротивления скольжению.<sup>28</sup> Исследования начальных выравнивающих дуг, помещенных в

неправильно выровненные брекеты, показали значительное сокращение СС с помощью СЛБ во всех 3 плоскостях пространства.<sup>12,17,29</sup> Многие утверждения относительно преимуществ пассивных самолигирующих ортодонтических устройств были сделаны, в первую очередь, в отношении сокращения времени лечения вследствие меньшего ТР и систем с использованием малых сил. Из-за сложностей и обширного сочетания факторов, взаимодействующих во время ортодонтических движений, в подавляющем большинстве исследований *in vitro* упрощена методология для записи одномерных данных о силе трения.

### 1.3.3 Пониженное сопротивление скольжению в самолигирующих брекетах

Не существует современных *in vivo* исследований по ТР между брекетом и дугой. Однако во многих *in vitro* исследованиях рассматривался вопрос о ТР между брекетом и дугой. Franchi и соавторы<sup>12</sup> сообщили о более низком ТР для пассивных СЛБ Carriere SL (Henry Schein), Damon 3MX (Ormco) и нетрадиционных эластических лигатур (Slide, Leone Orthodontic Products) в традиционной брекет-системе по сравнению с двойными эджуайз брекетами, подвязанными традиционными эластическими лигатурами. В недавнем систематическом обзоре<sup>9</sup> были продемонстрированы многочисленные исследования, свидетельствующие о том, что брекет Damon II SL (Ormco) обладает более низким сопротивлением ТР по сравнению с традиционными брекет-системами.<sup>30,31,32,33,34,35</sup> Ранее Loftus и соавторы<sup>36</sup> пришли к выводу, что силы ТР брекетов Damon SL были такими же, как у традиционных двойных металлических или керамических (со стальным пазом) брекетов. Henaо и Kusy<sup>37,38</sup> продемонстрировали, что брекеты Damon II SL значительно уменьшают ТР по сравнению с традиционными брекетами на небольших круглых дугах и увеличивают ТР на прямоугольных дугах. Аналогично, Griffiths и соавторы<sup>39</sup> описали брекеты Damon, имеющие более низкое СС по сравнению с обычными керамическими брекетами. Тессо и соавторы<sup>40</sup> сообщили о брекетах Damon II SL, имеющих более низкое ТР по сравнению с традиционными брекетами, но сходных с традиционными брекетами с нетрадиционными эластическими лигатурами (Slide) на никель-титановых дугах размером .016 дюймов. Интересно, что по мере того, как дугу меняли на прямоугольную и увеличивали в диаметре, нетрадиционные лигатуры создавали меньше ТР по сравнению с брекетами Damon и традиционными брекетами с обычными эластическими лигатурами. Сравнение между пассивными СЛБ Damon 3MX и активными СЛБ (Speed, Speed System Orthodontics; In-

Ovation R, Dentsply GAC; Time 2, AO) продемонстрировало, что СЛБ Speed имели наибольшие силы трения в сочетании с несколькими круглыми и прямоугольными дугами, в то время как не существовало значимых различий в силах ТР между брекет-системами Damon 3MX, Time 2 и In-Ovation R.<sup>41</sup> Кроме того, проведено исследование по сравнению силы ТР между пассивными СЛБ Damon 3MX, пассивными Smartclip (3M Unitek), активными СЛБ Empower (AO) и традиционными двойными ортодонтическими брекетами (АО) с эластическими лигатурами на дугах из никель-титана размером .016 дюйма и из нержавеющей стали размером .019 x .025 дюйма, и продемонстрировано, что Damon 3MX имеет значимо меньшее ТР, чем другие группы на обеих типах дуг.<sup>42</sup>

С помощью различных трехмерных моделей аномалий прикуса обнаружили, что между СЛБ и традиционными брекетами существуют совершенно различные распределения силы. Распределения силы с использованием имитационных моделей показали, что пассивные СЛБ демонстрируют малые векторы силы для задних зубов в дистальном и щечном направлении по сравнению с большими векторами силы передних зубов в щечном направлении с помощью традиционных брекетов.<sup>43,44,45,46,47,48</sup> Предполагается, что уменьшенное СС в СЛБ-системах сводит к минимуму выступание вперед резцов во время этапа выравнивания путем увеличения периметра зубного ряда путем дистального и щечного смещения задних зубов. В исследовании, в котором сравнивали модели до и после лечения Damon 3MX и традиционными несъемными (эджуайз) устройствами (Dentsply GAC), с использованием дуг из различных материалов и в различной последовательности, было обнаружено значительное поперечное расширение от клыков до моляров и аналогичная проклинация резцов после лечения с помощью системы Damon.<sup>49</sup> Данное исследование не подтверждает гипотезу о том, что выступание вперед резцов может быть уменьшено при увеличении задних зубов в дистальном и щечном направлении. Однако было бы удивительно, если бы эти заметные различия в распределении силы не привели бы к клиническим последствиям.

#### **1.4 Преимущества самолигирующих брекетов**

Несколько последовательных исследований серии случаев показали, что лечение с помощью СЛБ-систем было более быстрым, менее затратным, и потребовало меньше посещений, обеспечивая при этом выравнивание и окклюзию, как при лечении традиционными системами.<sup>9,50,51,52</sup> Однако в других подобных исследованиях<sup>49,53,54</sup> и многих рандомизированных контролируемых исследованиях<sup>55,56,57,58,59,60</sup> не обнаружено

различий в отношении времени лечения или болевых ощущений между СЛБ и традиционными брекетами на различных этапах лечения. В недавних систематических обзорах, представляющих краткое описание утверждений и доказательств, показано, что СЛБ не уменьшают общее время лечения или болевые ощущения.<sup>61,62</sup> Однако было обнаружено, что СЛБ экономят время в кресле врача в среднем двадцать секунд на зубной ряд во время лигирования и имеют окончательное выравнивание инклинации (торка) резцов нижней челюсти на  $1,5^\circ$  меньше, чем у традиционных систем лечения.<sup>63</sup>

### 1.5 Этапы ортодонтического лечения

Рэймонд Бегг (Raymond Begg) предположил, что общее ортодонтическое лечение может быть последовательно разделено на три основных этапа.<sup>64</sup> Этапы представляют собой: (1) нивелирование и выравнивание зубных рядов по вертикали, (2) коррекция соотношения моляров и закрытие промежутков и (3) завершающий этап. На первом этапе лечения, нивелирования и выравнивания зубных рядов по вертикали, следует установить начальную дугу, которая будет обеспечивать слабую непрерывную силу для создания наиболее эффективных передвижений смещенного зуба.<sup>65</sup> Чрезмерных сил избегают, и поэтому часто используют легкие пластичные круглые дуги, изготовленные из суперэластичного никель-титана. С помощью начальных дуг подгоняют неправильно расположенные зубы в зубной ряд и постепенно их заменяют дугами большего размера, чтобы выровнять зубные ряды в одну выровненную плоскость. Движение корней на этом этапе не требуется, и, таким образом, применения прямоугольных дуг обычно избегают. Proffit<sup>65</sup> заявляет, что на этом этапе дуга должна свободно перемещаться в брежете. Поскольку перемещения зуба, требуемые на этом этапе, оптимизируются с помощью дуг, которые могут свободно перемещаться в пазах брекета, низкие уровни ТР являются характеристикой, которая усиливает данный этап ортодонтического лечения.

Второй этап лечения связан с достижением оптимальной окклюзии щечных сегментов в переднезадней плоскости пространства при закрытии промежутков после удаления зубов или остаточных промежутков в зубных рядах. Как упоминалось ранее, закрытие промежутков, связанное с механикой скольжения, включает СС, которое состоит из суммарного воздействия ТР, VI и NO. Было поставлено под сомнение, что VI является основным источником СС в пассивных СЛБ только потому, что ТР по существу равно нулю.<sup>28</sup> Независимо от того, какая из сил является основной детерминантой СС, ТР играет частичную роль на втором этапе ортодонтического лечения, где

оптимальными являются минимальные силы СС.

Завершающий этап ортодонтического лечения характеризуется движением корней для получения идеального торка, а также детализацией положения отдельных зубов для получения идеальных соотношений, которые были нарушены либо при позиционировании брекета, либо при отработке прописи устройства.<sup>65</sup> Отличительной особенностью завершающего этапа является установка квадратных или прямоугольных дуг большого размера для реализации заложенной конструкцией прописи ортодонтического брекета. Чтобы это произошло, дуга должна быть полностью зафиксирована в пазе ортодонтического брекета, в отличие от первого этапа лечения, где желательна свободное движение дуги. Таким образом, на данном этапе значения ТР будут высокими, если желательна полная отработка прописи брекета. Соответственно, комплексное ортодонтическое лечение на начальном этапе часто характеризуется слабыми силами с меньшими значениями ТР, а на завершающих этапах происходит увеличение контроля удержанием дуги в брекете при более высоких значениях ТР.

### **1.6 Удержание дуги в брекете**

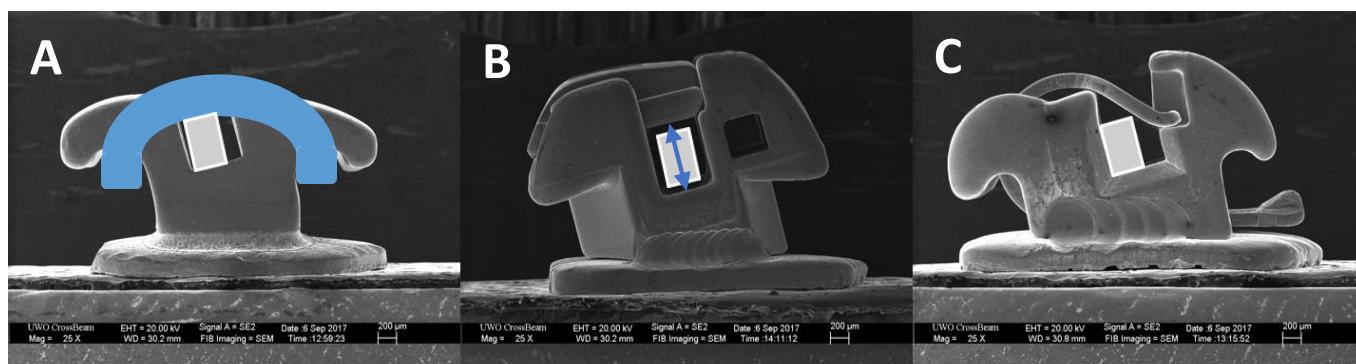
Взаимодействие комплекса брекет-дуга является важнейшим компонентом биомеханики ортодонтического лечения и контроля зубов. Быстрое начальное выравнивание осуществляют при низких показателях силы, возникающей между брекетом и дугой. Механика без ТР может быть достигнута с помощью свободно подвязанных лигатур из нержавеющей стали к двойным брекетам или СЛБ.<sup>66</sup> При технике прямой дуги, в конструкцию ортодонтических брекетов заложены параметры прописи брекета, отвечающего за перемещения зуба первого (горизонтальное вестибулярно-язычное направление наружу-внутри, ротационное), второго (вертикальный мезиально-дистальный наклон/ангуляция) и третьего (вестибулярно-язычный торк корня/коронки) порядка, которые реализуются взаимодействием брекета и дуги. Это взаимодействие зависит от геометрии и размера проволочной дуги. Свободное движение дуги в пазе брекета называется "игрой".

Для того, чтобы реализовать пропись первого и третьего порядка, закрывающий механизм брекета должен удерживать дугу у основания паза. В противном случае, если дуга находится в пассивном положении, такие компоненты прописи брекета, как in-out, ротация и торк, не будут реализованы (рис. 2). Для хорошего контроля перемещениями первого и третьего порядка, закрывающий механизм брекета должен удерживать дугу у



основания паза. Удержание дуги в пазе брекета по методике лигирования развивает ТР, но не влияет на VI или NO. VI и NO являются компонентами прописи брекета второго порядка, который зависит не от способа лигирования, а от ширины брекета, межбрекетного расстояния, размера дуги и состава материала.

Если в паз брекета вставлена дуга меньшего размера, то она может вращаться по часовой стрелке или против часовой стрелки вокруг своей продольной оси.<sup>68</sup> В пазе брекета размером .022 дюйма, рабочая дуга размером .019 x .025 дюйма будет иметь 9° люфта до того, как произойдет удержание при перемещении третьего порядка<sup>69</sup>. Дополнительный торк заложен в параметры прописи брекетов так, что идеальный торк будет в результате получен с помощью обычно используемых на завершающем этапе проволочных дуг. Для врача, использующего СЛБ, важно иметь полное представление об удержании дуги для улучшения контроля лечения и завершающего этапа.



**Рисунок 2:** А. Брекет серии Victory с типичной эластической лигатурой, прижимающей гипотетическую прямоугольную дугу к основанию паза; В. Пассивный брекет Damon Q, показывающий свободу движения ("игру") первого порядка; С. Активный брекет Empower2 с дугой, прижатой к основанию с помощью активной клипсы.

Со времени разработки СЛБ ведутся споры о том, должны ли они иметь активный или пассивный механизм лигирования. Сторонники активной клипсы предполагают, что она обеспечивает "возвращение в исходное положение" изогнутой дуги и обеспечивает больший контроль при использовании устройства. Активные СЛБ обычно имеют глубину паза в диапазоне от .0175 до .020 дюйма. С маленькими круглыми дугами брекет является пассивным, но при большом размере дуги гибкая клипса фиксирует дугу в

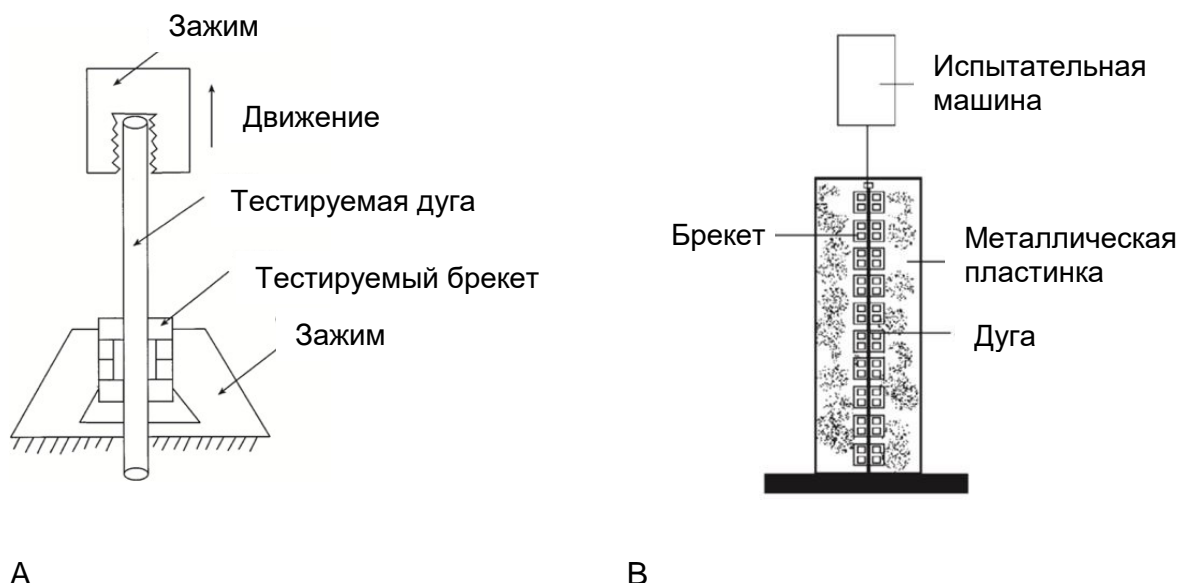
основании паза брекета. Пассивные СЛБ обычно имеют глубину паза .028 дюйма и не прижимают дугу к основанию паза. Было высказано предположение, что пассивные СЛБ имеют более низкое ТР, что может привести к снижению контроля лечения по сравнению с активными СЛБ.<sup>71</sup> В ходе исследования двух активных СЛБ (In-Ovation и Speed) и двух пассивных СЛБ (Damon 2 и SmartClip) обнаружили, что активные брекеты демонстрируют большие значения торка, чем пассивные СЛБ, вследствие наличия активной клипсы, прижимающей дугу в паз брекета.<sup>72</sup> В этом исследовании клинически применимый диапазон активации торка был больше для активных СЛБ, чем для пассивных СЛБ. В исследовании по удержанию дуги в брекетe в первую очередь изучали контроль торка третьего порядка путем определения углов удержания на прямоугольных дугах большого размера.<sup>71,72</sup> Глубокое понимание сил ТР между брекетом и дугой с точки зрения начального этапа удержания дуги в активном СЛБ может помочь врачу в понимании того, когда начинают проявляться прописи брекета, отвечающие за перемещения зуба первого и третьего порядка. Из-за большого разнообразия комбинаций ортодонтических брекет-систем и дуг, отсутствует полное понимание механизма удержания проволочной дуги в брекетe.

### 1.7 Методы изучения ортодонтического трения

ТР может быть простым для исследования элементом ортодонтии. Однако ТР, которое имитирует истинные 3-мерные взаимодействия в ротовой полости, очень трудно измерить. Из-за простого дизайна, подавляющее большинство исследований проводят *in vitro*, устраняя составляющие переменные, но оставляя многочисленные ограничения.<sup>2</sup> В большинстве исследований используются пассивные системы для исследования ТР, где отсутствуют силы ВІ и NO. В таких исследованиях брекеты установлены так, что дуга проходит через паз параллельно, не создавая наклон дуги к стенке паза брекета (рис. 3). В таких исследованиях измеряют уровень ТР между дугой, брекетом и лигатурой. Однако ограничения этой методологии исследования заключаются в том, что брекеты редко позиционируют в пассивные положения относительно друг друга в клинических условиях.

Исследования *in vitro* на активных системах направлены на изучение силы ТР при различных углах наклона (ангуляции) между дугой и брекетами относительно друг друга. Проведены исследования с использованием 2-мерного и 3-мерного ТР с различной степенью смещения. Признанные ограничения включают неспособность смещенных

брекетов двигаться и неспособность измерить силы на отдельных зубах.<sup>12,35</sup>



**Рисунок 3:** А. Установка для изучения уровня ТР в пассивной системе *in vitro*<sup>3</sup>; В. Изучение уровня ТР в пассивной системе *in vitro* с использованием множества выровненных брекетов.

Недавно был разработан трехмерный ортодонтический симулятор (OSIM), способный точно измерять силы и моменты, прикладываемые несъемными ортодонтическими устройствами к 14 зубам одновременно. В OSIM применяют шестиосевые датчики нагрузки для измерения сил и моментов на отдельных зубах. OSIM используется для моделирования и измерения одновременного действия силы и моментов непрерывных систем дуг на полных зубных рядах. Исследование, проведенное Vadawī и соавт.<sup>43</sup>, было разработано с использованием OSIM, специально для изучения системы сил на границе контакта брекет-дуга без имитирования среды ротовой полости. Авторы отметили, что эта модель не контролирует внутриротовые переменные, такие как влажность, окклюзия, давление губ, давление языка, соответствие периодонтальной связки, уровень альвеолярного отростка и геометрия. Эта же исследовательская группа также разработала ортодонтический симулятор ТР для специального изучения механики скольжения. В этой модели шестиосевой датчик нагрузки измеряет силы и моменты на отдельном брежете во время скольжения дуги и ротаций второго порядка.

## 1.8 Краткое описание задач исследования

Соответствующая литература исследований, посвященных изучению величины сил, возникающих при удержании дуг в пазах традиционных и СЛБ, ограничена<sup>48</sup>. Многие исследования по уровню ТР проведены для традиционных двойных, пассивных и активных СЛБ-системах. Тем не менее, большинство предыдущих исследований посвящено сравнению либо двойных брекетов с пассивными СЛБ Damon или сравнению пассивных СЛБ Damon с альтернативными активными СЛБ (Speed, In-Ovation, Empower) без включения традиционных двойных брекетов для определения относительности сил. Кроме того, из-за большого объема возможных комбинаций брекет-дуга, большинство исследований либо ограничивают свое исследование рассмотрением только нескольких систем брекетов, либо используют только несколько размеров дуг. В одном из наиболее обширных исследований по ТР были изучены два пассивных и два активных СЛБ с традиционными двойными брекетами в качестве контрольной группы, но авторы смогли сравнить только семь из двенадцати комбинаций дуг, предложенных каждым изготовителем брекетов.<sup>38</sup> Не проверяя одни и те же дуги между группами, сложно сравнивать брекеты друг с другом. Кроме того, брекеты постоянно меняются, и в настоящее время нет данных о сравнении современных пассивных брекетов Damon Q (Ormco) со многими альтернативными современными пассивными и активными СЛБ-системами (3M Unitek серии Victory SL; Ortho Classic H4; Henry Schein Carrier SLX; AO Empower2; RMO Altitude SL; Speed System Orthodontics Speed) на различных маленьких и больших круглых, квадратных и полноразмерных прямоугольных дугах.

## 1.9 Цель настоящего исследования

Целью настоящего исследования является сравнение классического ТР между современными СЛБ-системами и традиционными двойными брекетами *in vitro*. Эта информация поможет определить точку начала удержания дуги в брежете в протестированных СЛБ-системах.

## 1.10 Гипотезы

- Пассивные СЛБ-системы ничем не отличаются друг от друга с точки зрения ТР, но имеют меньший уровень ТР по сравнению с активными СЛБ и брекетами с традиционными лигатурами.

- Активные СЛБ-системы создают различный уровень ТР в сравнении друг с другом на проволочных дугах различных размеров и параметров.

## Глава 2

### Материалы и методы

#### 2.1 Ортодонтические брекететы

Протестировали девять брекет-систем с размером паза .022 дюйма. В качестве контроля использовали двойной брекет серии Victory с эластической лигатурой (артикул №854-660; АО); в исследование включены пассивные СЛБ, Damon Q, Carriere SLX, H4, Altitude SL и пассивные Empower2; в исследование включены активные СЛБ, серии Victory SL, Speed и активные Empower2 (Таблица 1). Брекеты выбраны у известных ортодонтических производителей исходя из их популярности, доступности и отсутствия ранее опубликованной литературы по ТР. Параметры прописи для брекетов являются самыми популярными в конкретной тестируемой системе.

Система лигирования	Тестируемая группа	Брекет-система	Производитель брекетов	Номер брекета	Заявленный размер паза брекета (дюйм)	Тестируемые A-NiTi дуги (дюйм)	Производитель дуги	Номер дуги
Эластические лигатуры (контроль)	C-Vic	Victory Series	3M Unitek	017-876	0.022	0.016 0.018	G&H Orthodontics	SENT016 SENT018 SENT1818 SENT2020 SENT1622 SENT1725 SENT1925 SENT2125
Активное самолигирование	A-Vic	Victory Series SL	3M Unitek	025-302	0.022x0.028	0.018x0.018 0.020x0.020 0.016x0.022		
	A-Spd	Speed	Speed System Orthodontics	22UR1+ 17HR-	0.022x0.028	0.017x0.025 0.019x0.025		
	A-Emp	Активные Empower2	American Orthodontics	485-1117	0.022x0.028	0.021x0.025		
Пассивное самолигирование	P-Dmn	Damon Q	Ormco	491-6460	0.022x0.028	0.019x0.025 0.021x0.025		
	P-Car	Carriere SLX	Henry Schein	713-309-10	0.022x0.028			
	P-H4	H4	Ortho Classic	916.2001-10	0.022x0.028			
	P-Alt	Altitude SL	Rocky Mountain Orthodontics	M11400	0.022x0.028			
	P-Emp	Пассивные Empower2	American Orthodontics	585-1117	0.022x0.028			

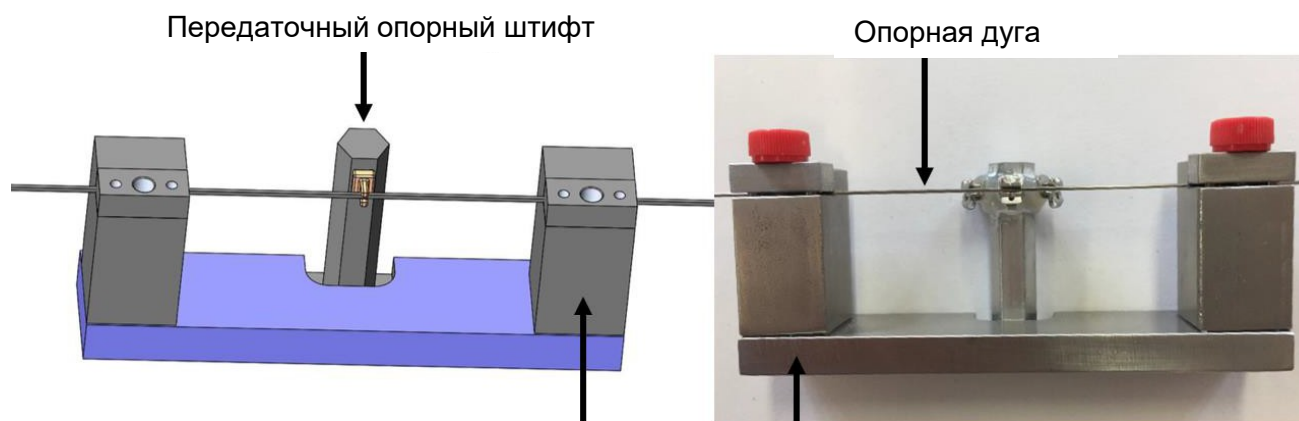
**Таблица 1:** Ортодонтические брекететы и дуги, вошедшие в исследование.

#### 2.2 Визуализация морфологии брекетов

Перед тестированием ТР, изучили морфологию брекетов с использованием сканирующего электронного микроскопа (СЭМ; Zeiss 1540XB) при 20 кэВ, записали в виде микрофотографий и проанализировали с помощью Zeiss SmartSEM (Carl Zeiss Microscopy GmbH; Йена, Германия). Четыре новых брекета из каждой системы очищали ацетоном и 95% этанолом и закрепляли на опорах с помощью углеродного скотча. Для измерения минимальной высоты и глубины паза использовали микрофотографии брекетов сбоку, сделанные при 75-кратном увеличении.

### 2.3 Испытание на трение

Все полученные брекететы крепили на передаточные опорные штифты с использованием индивидуально изготовленного опорного приспособления для имитации брекета, показанного на рисунке 4. Одиночные брекететы для верхних правых центральных резцов закрепляли на передаточные штифты с помощью адгезива Assure Plus (артикул №PLUS; Reliance Orthodontic Products) и Transbond XT (артикул №712-031; 3M Unitek), позволяющего пассивно устанавливать дугу из нержавеющей стали размером .0215 x .025 дюйма (артикул №03 125-58; GAC International), чтобы свести к минимуму отличия по ангуляции и торку между брекет-системами.



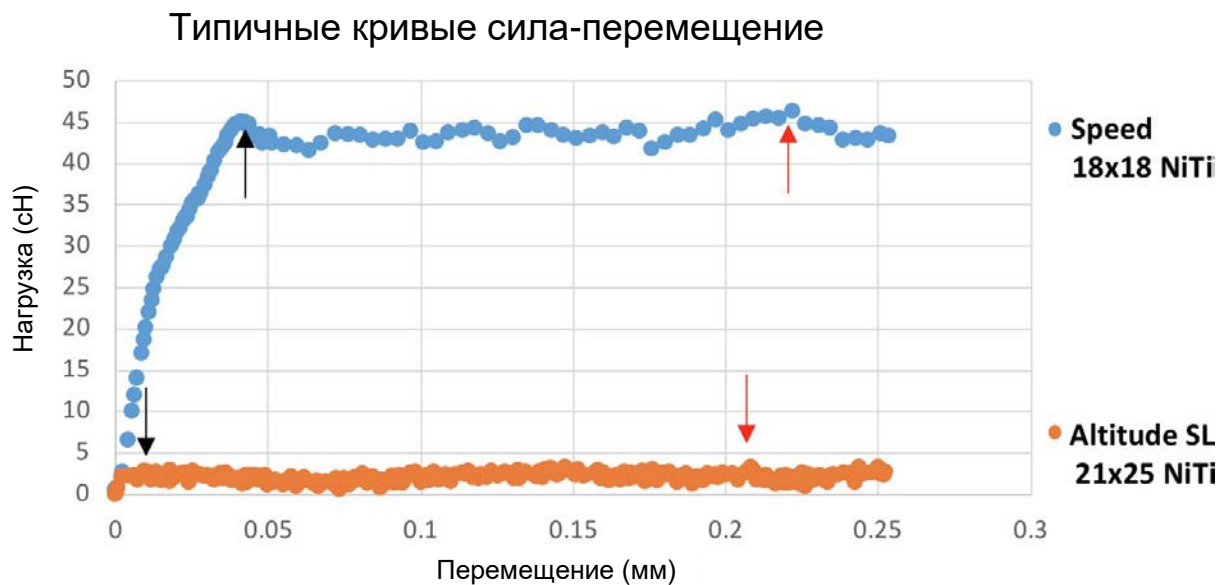
Индивидуальное опорное приспособление для имитации брекета

**Рисунок 4:** Индивидуальное опорное приспособление для имитации брекета с фиксированной опорной дугой и съемным передаточным штифтом для крепления брекета.

Передаточные штифты переносили в индивидуально изготовленное крепежное приспособление Instron, как показано на рисунке 5. Прямые участки различных круглых, квадратных и прямоугольных аустенитных никель-титановых дуг (таблица 1) прикрепляли по центру к крепежному зажиму дуги. Перед использованием, дуги измеряли с помощью цифрового штангенциркуля (артикул №0400-EEP; Ortho-Pli), и все они были на 0.001 дюйма меньше размеров, заявленных производителем. Дуги лигировали к брекетам, и уровень TP измеряли с помощью универсальной испытательной машины Instron (Instron Model №3345; Норвуд, Массачусетс, США) и программного обеспечения Series IX/s (Instron; Норвуд, Массачусетс, США). Все полученные брекететы и дуги брали в перчатках во избежание загрязнения.



**Рисунок 5:** Цифровая модель индивидуального опорного приспособления Instron, А. Вид спереди крепежного зажима дуги, удерживающего центрированную проволочную дугу на передаточном штифте с брекетом, закрепленном на индивидуальном опорном приспособлении Instron, В. Вид сбоку индивидуальной установки, С. Испытательная машина Instron с опорными приспособлениями для крепления брекетов, Д.



**Рисунок 6:** Типичный график зависимости ТР от перемещения для двух экспериментальных тестов. Черная стрелка обозначает возможное пиковое значение статического ТР, а красные стрелки обозначают полученные максимальные значения ТР.



Испытательную машину Instron использовали с датчиком нагрузки 10 Н, который устанавливали в диапазоне от 0 до 5 Н для определения уровней силы ТР. Чтобы улучшить запись низких значений ТР, крепежный зажим дуги был спроектирован так, чтобы в него была включена дополнительная масса 295,5 г (~3 Н), которую затем откалибровывали таким образом, чтобы записи давали истинные значения. ТР регистрировали в сантиНьютонах (сН), при том, что 1 сН равен 1 г. Как описано Тессо и соавторами,<sup>73</sup> каждую дугу вводили в паз брекета на расстояние 0,25 мм со скоростью 0,5 мм в минуту, и записывали максимальное значение. Нашей первоначальной целью было измерение пикового значения статического ТР; однако пиковое значение статического ТР не всегда можно распознать при низких уровнях силы (рис. 6). Таким образом, максимальное значение силы выбрали вместо пикового значения статического ТР, как описано в других публикациях.<sup>73,74</sup> После каждого теста, испытательную машину Instron останавливали, передаточный опорный штифт поворачивали к новому брекету, дугу разрезали и верхний блок опускали так, чтобы дугу можно было лигировать к новому брекету. Провели десять отдельных испытаний с использованием нового брекета и нового сегмента дуги для каждой группы в сухой среде, как это было описано в предшествующих работах.<sup>20,21,24</sup>

## 2.4 Анализ данных

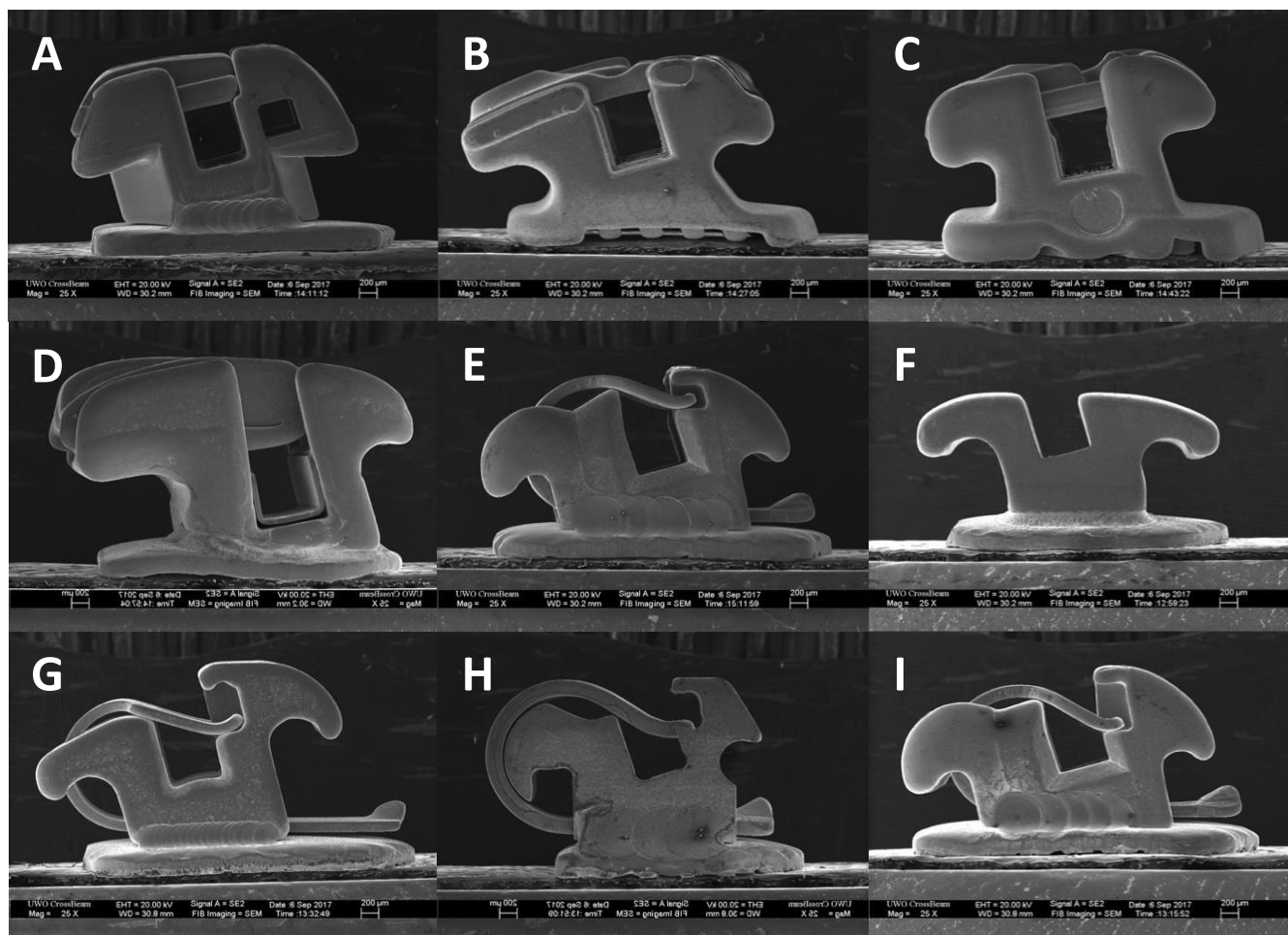
Описательная статистическая информация, включая среднее и стандартное отклонение (SD), представлена для каждой комбинации брекеты-дуга. Поскольку определили, что две самых больших по размеру дуги не создавали ТР с пассивными СЛБ, дуги меньшего размера были исключены из исследования. Значения силы ТР анализировали с помощью статистического программного обеспечения (SPSS Statistics 23.0; SPSS, Inc., Чикаго, Иллинойс), используя двухфакторный дисперсионный анализ (ANOVA) с апостериорным критерием Бонферрони для множественных сравнений для сравнения значимых различий между группами ( $P < 0,05$ ). Независимые переменные (брекет и дуга) не влияют друг на друга ( $P > 0,05$ ).

## Глава 3

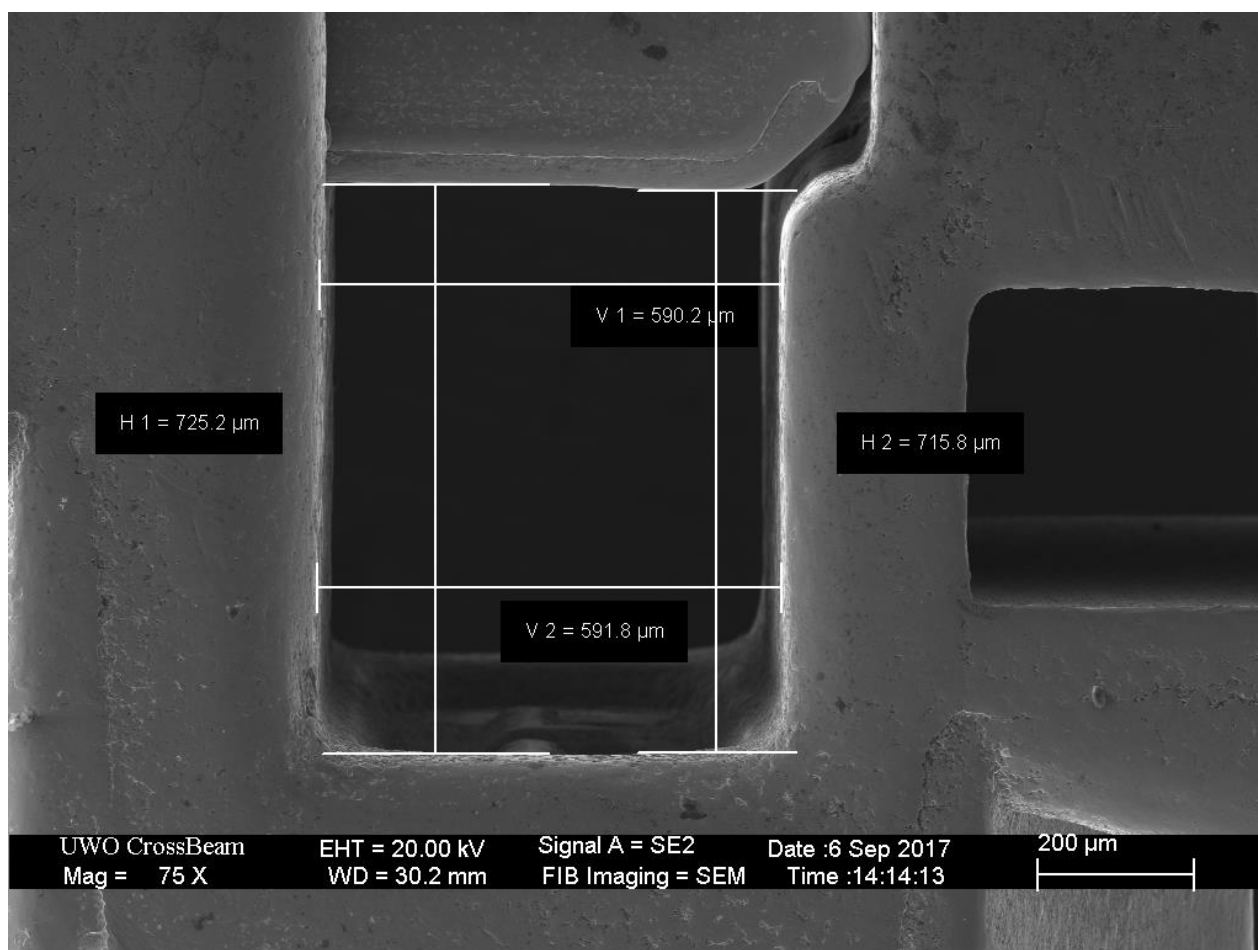
### Результаты

#### 3.1. Визуализация морфологии ортодонтических брекетов

Визуализация брекетов (рис. 7) с помощью сканирующего электронного микроскопа позволила точно измерить размеры пазов (рис. 8) при закрытой крышке, как описано в таблице 2. Производителем указано, что размеры пазов для всех брекетов составляли .022 x .028 дюйма, за исключением брекета Р-Н4, который, как сообщает производитель, имеет размер паза .022 x .026 дюйма. Измерения СЭМ при 75-кратном увеличении показали, что брекеты Р-Н4 имеют размер паза .022 x .028 дюйма, в отличие от заявленных производителем размеров. Кроме того, брекеты Р-Alt, по-видимому, имеют большие размеры паза, чем заявлено, с большей вариативностью, чем другие пассивные СЛБ. Размеры остальных брекетов были очень близки к заявленным производителями.



**Рисунок 7:** Визуализация СЭМ при 25-кратном увеличении P-Dmn, A; P-Car, B; P-H4, C; P-Alt, D; P-Emp, E; C-Vic, F; A-Vic, G; A-Spd, H; A-Emp, I.



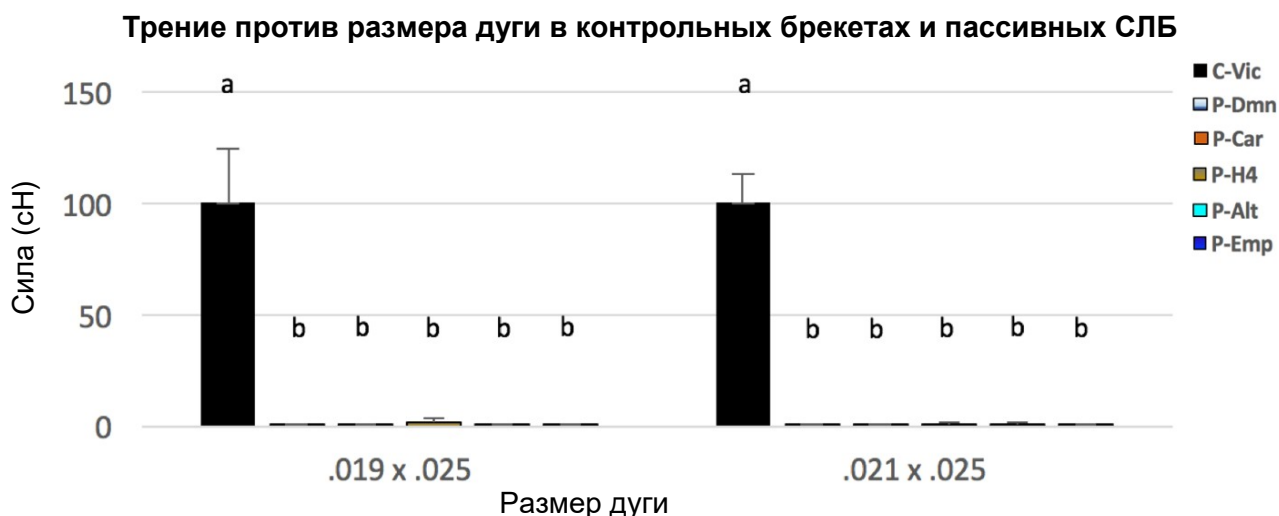
**Рисунок 8:** Визуализация СЭМ при 75-кратном увеличении для измерения параметров паза P-Dmn.

Группа брекетов	Минимальная высота паза (дюйм)	Минимальная глубина паза (дюйм)
P-Dmn	0,0231 ± 0,0001	0,0282 ± 0,0002
P-Car	0,0231 ± 0,0003	0,0307 ± 0,0002
P-H4	0,0234 ± 0,0002	0,0285 ± 0,0001
P-Alt	0,0243 ± 0,0006	0,0326 ± 0,0005
P-Emp	0,0234 ± 0,0001	0,0264 ± 0,0003
C-Vic	0,0232 ± 0,0004	0,0253 ± 0,0006
A-Vic	0,0237 ± 0,0001	0,0189 ± 0,0004
A-Spd	0,0230 ± 0,0001	0,0153 ± 0,0006
A-Emp	0,0231 ± 0,0001	0,0140 ± 0,0003

**Таблица 2:** Минимальная высота и глубина паза брекета полученные с помощью СЭМ при 75-кратном увеличении. Данные представляют собой средние значения измерений ± SD, n = 4 для каждого брекета.

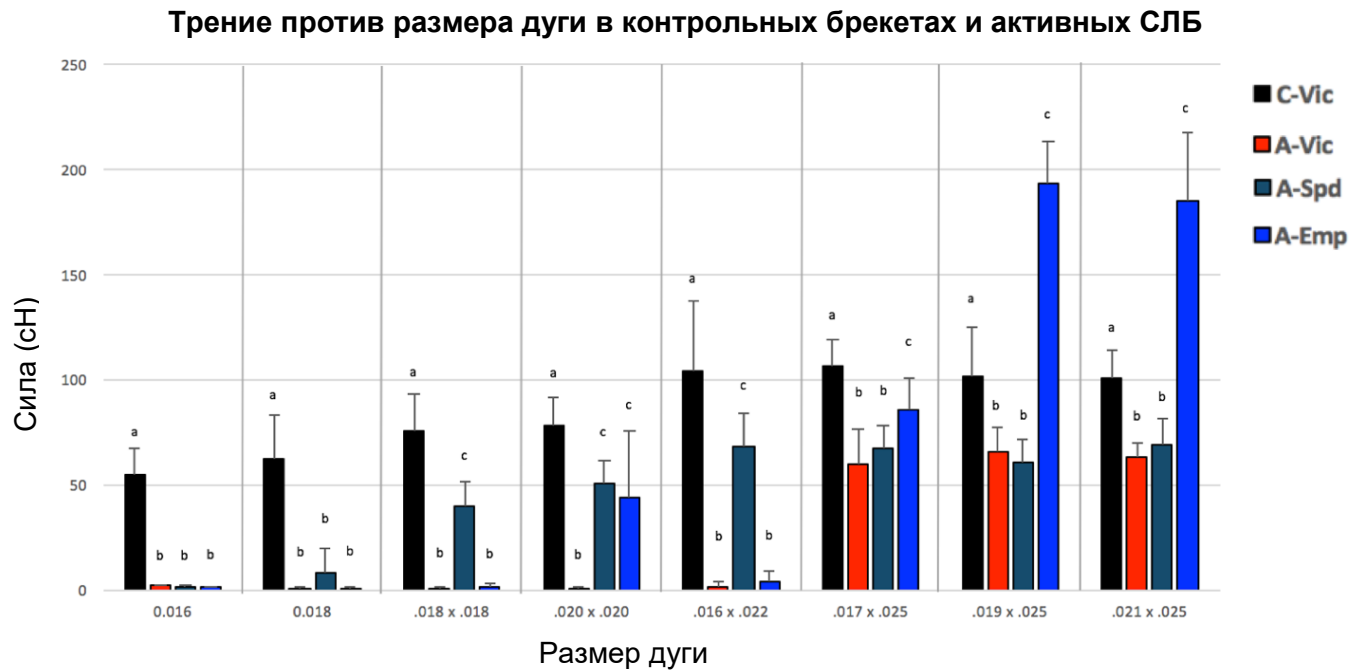
### 3.2 Трение

Группы пассивных СЛБ имели минимальный уровень ТР со значимо ( $P < 0,001$ ) более низким средним уровнем ТР по сравнению с контрольными брекетами C-Vic (рис. 9). Группы пассивных СЛБ не показали значимых ( $P > 0,05$ ) различий средних значений между системами независимо от дуги (рис. 9). Пассивные СЛБ продемонстрировали значимо низкий средний уровень ТР, чем все активные СЛБ с NiTi дугами размером  $0,019 \times 0,025$  и  $0,021 \times 0,025$  ( $P < 0,001$ ).



**Рисунок 9:** Минимальные силы ТР, измеренные во всех группах пассивных СЛБ. Данные представляют собой средние значения ТР  $\pm$  SD,  $n = 10$  для каждой комбинации брекет/дуга. Незначимые различия при  $P > 0,05$  между брекетами, полученные с помощью двухфакторного дисперсионного анализа ANOVA с апостериорным критерием Бонферрони, обозначены одной и той же буквой.

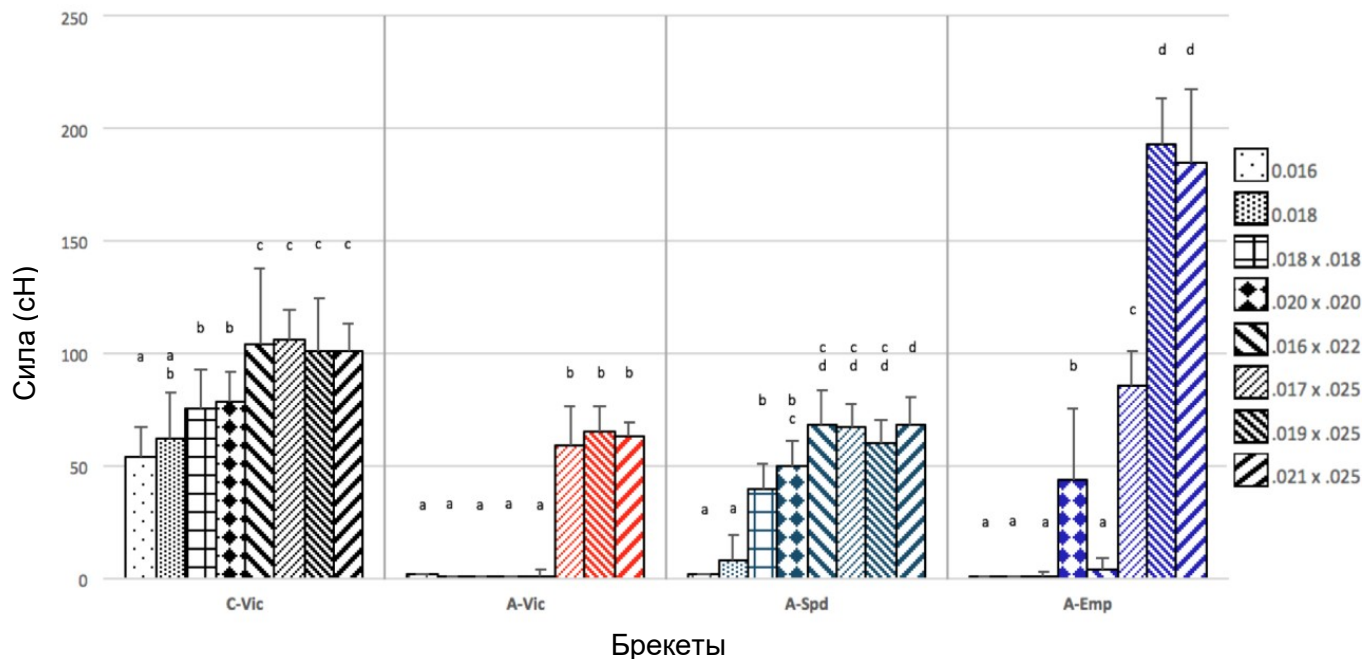
Группы активных СЛБ демонстрировали значимые различия средних значений по уровню ТР по сравнению с контрольными брекетами C-Vic ( $P < 0,01$ ) на каждой дуге, а также совершенно различные тенденции средних значений ТР по сравнению друг с другом, в зависимости от формы и размера дуги (рис. 10). Все активные СЛБ демонстрировали значимо низкое среднее значение ТР по сравнению с контрольными на NiTi дугах размером до  $0,019 \times 0,025$  и  $0,021 \times 0,025$  дюйма (рис. 10). По сравнению с контролем на дугах этих же размеров, уровни ТР поддерживаются на значимо низких уровнях для брекетов A-Vic и A-Spd, в то время как брекеты A-Emp имеют значимо высокие силы ТР (рис. 10).



**Рисунок 10:** Сравнение уровня ТР между контрольными брекетами и активными СЛБ на различных дугах. Данные представляют собой средние значения ТР  $\pm$  SD,  $n = 10$  для каждой комбинации брекет/дуга. Незначимые различия при  $P > 0,05$  между брекетами, полученные с помощью двухфакторного дисперсионного анализа ANOVA с апостериорным критерием Бонферрони, обозначены одной и той же буквой.

Все активные СЛБ продемонстрировали минимальные значения ТР на каждой протестированной круглой дуге (рис. 10 и 11). По сравнению с NiTi дугой диаметром .016, брекеты A-Vic не показали значимого увеличения средних значений ТР при удержании дуги при переходе от круглой к квадратной дуге, но продемонстрировали совершенно значимое увеличение уровня ТР, начиная с NiTi дуги размером .017 x .025 дюйма в (рис. 11). По сравнению с NiTi дугой размером .016 дюйма, удержание дуги в брекетах A-Spd инициирует значимое увеличение среднего значения ТР для NiTi дуг размером .018 x .018 и .016 x .022 дюйма (рис. 11). По сравнению с NiTi дугой размером .016 дюйма, удержание дуги в брекетах A-Emp инициирует совершенно значимое увеличение средних значений ТР на NiTi дугах размером .020 x .020, .017 x .025 и .019 x .025 дюйма (рис. 11).

### Удержание дуги в контрольных брекетах и активных СЛБ



**Рисунок 11:** Сравнение уровня ТР между дугами на контрольных брекетах и активных СЛБ. Данные представляют собой средние значения ТР  $\pm$  SD,  $n = 10$  для каждой комбинации брекет/дуга. Незначимые различия при  $P > 0,05$  в каждой брекет-системе, полученные с помощью двухфакторного дисперсионного анализа ANOVA с апостериорным критерием Бонферрони, обозначены одной и той же буквой.

## Глава 4

### Обсуждение

Цель настоящего исследования состояла в том, чтобы выявить и сравнить различия в уровне классического ТР, создаваемого современными СЛБ и традиционными двойными брекетами, и при этом определить точки начала удержания дуги в брекете в СЛБ-системах. В отличие от существующих работ по изучению уровня ТР, в настоящем исследовании изучена более обширная коллекция современных производителей СЛБ с большим разнообразием проволочных дуг. Это важно для врача, который использует любую из изученных брекет-систем для планирования биомеханики и использования прописи ортодонтической системы на завершающей стадии лечения.

#### 4.1 Морфология ортодонтических брекетов

Изучение морфологии брекетов показывает, что качество брекетов с точки зрения точности в целом очень хорошее, но может варьироваться. Наша первоначальная оценка морфологии брекетов показала, что P-Alt имеет средний размер .024 x .033 дюйма, а не 0.022 x .028 дюйма, как заявлено RMO. Микрофотографии СЭМ наглядно демонстрируют, что, по-видимому, имеются различия в положении паза брекета на брекетах P-Alt с точки зрения глубины посадки, что, вероятно, приводит к такому расхождению в размере паза. Кроме того, заявлено, что брекеты P-H4 имеют размер .022 x .026 дюйма, в то время как наблюдаемые средние размеры составили .023 x .028 дюйма. Это говорит о том, что данный брекеты может иметь большие допуски, чем считалось ранее. Отчеты, исследующие высоту пазов СЛБ, предполагают значительную вариативность на 3–15% больших размеров пазов, чем номинальные значения от производителя.<sup>75,76</sup> В соответствии с существующей литературой, наши результаты показали вариативность в допусках на пазы. Однако это, похоже, не повлияло на их производительность, поскольку уровень ТР был одинаковым среди всех протестированных пассивных СЛБ.

#### 4.2 Методология изучения ортодонтического трения

Брекеты в настоящем исследовании закрепляли таким образом, чтобы обнулить ангуляцию и торк брекетов, чтобы классическое ТР, описанное Kusy<sup>5</sup>, можно было исследовать без влияния VI или NO. Изучение ТР *in vitro* в условиях пассивности является предпочтительным при определении количества ТР, создаваемого дугой,

брекетом и лигатурой, без учета других переменных. Переменные, рассматриваемые в настоящем исследовании, включали размер и форму дуги, а также брекет-системы и способ лигирования брекетов. VI и NO являются компонентами перемещения второго порядка, на которые лигирующее устройство оказывает незначительное влияние.<sup>2,77</sup>

Не существует золотого стандарта методологии для изучения ортодонтического ТР. Для настоящего исследования была выбрана линейная модель, поскольку основная цель настоящего исследования состояла в том, чтобы изучить классическое ТР между СЛБ и дугой и исключить как можно больше искажающих переменных. В ходе пробных тестов быстро определили, что для проведения исследования по ТР с очень низкими уровнями силы, будет необходимо точное крепление брекета. Как и в предыдущих работах, индивидуальное крепежное устройство сконструировали как для крепления брекетов, так и для проведения настоящего исследования на универсальной испытательной машине Instron.<sup>3,6</sup> Кроме того, для измерения и регистрации значений силы использовали датчик нагрузки 10 Н. Наши первоначальные пилотные исследования показали, что измерения силы ТР, определенные в настоящем исследовании (0,4 - 200 сН), не давали сглаженных кривых, а скорее походили на шум и изменчивость. Были рассмотрены альтернативные варианты изготовления датчика нагрузки 5 Н или индивидуального датчика нагрузки для решения задачи точной регистрации значений малых сил. В конечном итоге эта задача была решена путем добавления 295,5 г (приблизительно 3 Н) к верхнему зажимному устройству, подключенному к датчику нагрузки. Данное решение было эффективным позволило датчику нагрузки не измерять уровни силы на нижнем пределе своих возможностей.

Скорость крейцкопфа 0,5 мм/мин определили на основании работы Тессо и соавторов<sup>6,31,40</sup>, она позволяла адекватно получать точки данных. Анализ статического ТР более актуален в ортодонтии, так как зубы движутся с медленной скоростью.<sup>3</sup> Однако пик между статическим и кинетическим ТР не всегда был заметен, особенно при регистрации данных пассивных СЛБ в диапазоне от 0,4 до 1,6 сН. Подобно другим исследованиям, изучающим очень близкие к нулю уровни ТР в системах СЛБ, авторами работы были записаны максимальные значения кинетического ТР, а не пиковые значения статического ТР.<sup>73,74</sup> Однако в настоящем исследовании оказалось, что существует очень небольшая достоверная разница между пиковым статическим ТР и максимальным кинетическим ТР с клинической точки зрения.

Настоящее исследование по ТР было проведено в сухой среде. Предыдущие



исследования показали, что искусственная слюна не является хорошей заменой слюне человека.<sup>20</sup> Кроме того, было обнаружено, что использование слюны не оказывает значимого влияния на нагрузки, возникающие при механизме скольжения, независимо от метода лигирования.<sup>20,21,24</sup>

Сообщалось, что испытания по ТР с эластическими модулями могут повторяться пять раз с использованием одной и той же лигатуры без статистической разницы в ТР.<sup>78</sup> Кроме того, ранее было показано, что многократное испытание не оказывает неблагоприятного воздействия на пары брекет-дуга.<sup>79</sup> Более того недавнее исследование по ортодонтическому ТР не выявило различий в анализе данных о силах смещения при многократном повторном использовании ортодонтических брекетов с новыми дугами.<sup>80</sup> Однако в настоящем исследовании каждый тест повторяли 10 раз с новым брекетом и новым сегментом дуги за один тест, для улучшения воспроизводимости из-за множества изучаемых переменных, что согласуется с другими предыдущими работами.<sup>10,30,41</sup>

### 4.3 Трение

Прямое сравнение различных исследований по теме ТР было бы сложным из-за различий в экспериментальных подходах, системах сбора данных, точках применения силы и различий в углах наклона (ангуляции) между брекетом и дугой.<sup>30</sup> В идеале, золотым стандартом ортодонтического исследования по ТР являлась бы оценка, аналогичная предложенной Fathimani и соавторами.<sup>24</sup> Однако эта предложенная методология не была общепринятой в опубликованной литературе и не получила широкого распространения. Предыдущие исследования, в которых использовались испытания по ТР с одним брекетом в линейной системе, сообщали о сходных диапазонах значений ТР. Наши контрольные данные согласуются с работой Sacciafesta и соавторов<sup>30</sup>, где значения кинетического ТР брекетов серии Victory .022 варьировались от 45 до 70 сН на NiTi дугах размером .016 и .019 x .025 дюйма, соответственно. Кроме того, в соответствии с нашими выводами, Thorstenson и Kusy<sup>8</sup> сообщили, что при использовании NiTi дуг размером .016 x .022 и .019 x .025 дюйма, уровень ТР, создаваемого активными СЛБ Speed составлял 60 и 72 сН, соответственно. Кроме того, как и в случае с нашими данными по пассивным СЛБ, Thorstenson и Kusy<sup>8</sup> также сообщили, что уровень ТР, создаваемого брекетами Damon 2 составлял 0,15 сН на NiTi дуге размером .019 x .025 дюйма.

В соответствии с гипотезой, это исследование показывает, что как активные, так и пассивные СЛБ-системы создают разные степени ТР и в разных количествах в зависимости от размеров и параметров дуг. В настоящем исследовании показано, что все изученные пассивные СЛБ-системы имели низкие уровни ТР на полноразмерных NiTi дугах. После того, как эти результаты были получены на NiTi дугах .019 x .025 дюйма и подтверждены на NiTi дугах .021 x .025 дюйма, было принято решение не тестировать дуги меньшие по размеру на пассивных СЛБ, поскольку сила ТР также будет близка к нулю. Эти данные согласуются с данными Franchi и соавторов<sup>12</sup>, которые сообщили о более низком уровне ТР для пассивных СЛБ Damon 3MX (Ormco) и Carriere SL (Henry Schein) по сравнению с двойными эджуайз брекетами, подвязанными с помощью традиционных эластических лигатур. И наоборот, Henaо и Kusy<sup>37,38</sup> сообщили, что брекеты Damon II SL создавали уменьшенное СС по сравнению с традиционными брекетами на круглых дугах, но имели больший уровень ТР на прямоугольных дугах. В исследованиях Henaо и Kusy<sup>37,38</sup> использовали закреплённую модель зуба и NiTi дуги с заданным изгибом, введенные через смещенные брекеты, для изучения СС, которое включает эффекты BI, NO также, как и ТР. В отличие от исследований Henaо и Kusy,<sup>37,38</sup> настоящее исследование было сосредоточено на измерении классического ТР с использованием линейной модели исследования. Было показано, что СЛБ Damon 3MX имеют меньшую силу ТР на дугах из НС размером .016 и .019 x .025 дюйма по сравнению с активными СЛБ Empower.<sup>42</sup> Настоящее исследование согласуется с указанными предшествующими данными с дополнительным выводом, что брекет P-Emp имеет аналогичный с брекетом P-Dmp уровень ТР. На сегодняшний день нет исследований, которые бы сравнивали это множество современных пассивных СЛБ с точки зрения ТР.

Каждый из активных СЛБ демонстрировал уникальный профиль ТР на всем протяжении последовательности дуг. Все активные СЛБ действовали пассивно с тестируемыми круглыми NiTi дугами. Брекет A-Vic действовал пассивно до сцепления с NiTi дугой размером .017 x .025 дюйма, а затем имел постоянный уровень ТР, аналогичный брекету A-Spd на прямоугольных дугах .017 x .025, .019 x .025 и .021 x .025 дюйма. Брекет A-Spd был единственным активным СЛБ, на который устанавливали квадратную .018 x .018 и прямоугольную .016 x .022 дюйма никель-титановые дуги. Сообщалось, что брекет A-Spd имеет наибольший уровень ТР по сравнению с пассивным брекетом Damon 3MX, активным СЛБ Time2 и In-Ovation R.<sup>41</sup> Ограничением

этого предыдущего исследования было то, что авторы не проверяли традиционные двойные брекет-системы с эластическими лигатурами, чтобы получить относительность своих результатов.

Результаты настоящего исследования показывают, что брекет A-Emp имеет наибольшее количество ТР, при установке NiTi дуг размером .019 x .025 и .021 x .025 дюйма. Это было значимое увеличение ТР по сравнению с контрольными брекет-системами C-Vic, и увеличение ТР примерно в два раза по сравнению с A-Vic или A-Spd. До этих полноразмерных NiTi дуг, брекет A-Emp создавал трение при удержании квадратной .020 x .020 дюйма и прямоугольной .017 x .025 дюйма NiTi дуг, и имел пониженный уровень ТР по сравнению с контрольной группой. Брекет A-Emp действовал аналогично пассивным СЛБ на тестовом этапе, на NiTi дугах .018 x .018 и .016 x .022 дюйма. Конечно, активные СЛБ-системы имеют уникальные профили ТР по сравнению друг с другом и с традиционными двойными брекет-системами с эластическими лигатурами, или с пассивными СЛБ. Полученные данные свидетельствуют о возможности использовать пассивную механику с низким уровнем ТР на круглых дугах и средних размеров квадратных или прямоугольных дугах, а затем увеличивать уровень ТР при удержании для реализации параметров прописи брекета, отвечающих за перемещения первого и третьего порядка, используя прямоугольные дуги большего размера, если врач считает это необходимым.

#### **4.4 Клиническое применение**

В ортодонтии существует много сторонников как пассивной, так и активной биомеханики. Настоящее исследование вносит вклад в базу знаний для обеих этих клинических групп. Сторонникам полностью пассивных СЛБ это исследование демонстрирует, что с точки зрения ТР, существует множество аналогичных вариантов пассивных СЛБ на выбор. В конечном счете, врачи, предпочитающие лечение "без трения" должны сделать выбор в пользу пассивных СЛБ, основываясь на стоимости, комфорте, скорости снятия, долговечности и хорошем конечном результате вследствие реализации прописи. Для сторонников активных СЛБ настоящее исследование демонстрирует уникальные тонкости между брекет-системами с точки зрения ТР и способности инициации удержания дуги. Знание, полученные в ходе настоящего исследования, позволят врачу, применяющему активные СЛБ четко использовать биомеханику как без ТР, так и с действующим ТР, в процессе прохождения этапов

ортодонтического лечения.

Устройство, основанное на применении техники прямой дуги, было разработано Эндрюсом (Andrews) для сведения к минимуму нанесения изгибов на дугу во время завершающего этапа. Это достигается путем включения в конструкцию брекета прописи первого, второго и третьего порядка. Пропись может быть реализована только при полном прилегании дуги к основанию паза. При использовании СЛБ, врачу необходимо понимать используемую систему, улавливая тот момент, когда дуги начинают отрабатывать пропись брекета. Клинически, отработка торка требует времени. Врач, который переключается с одной системы на другую, должен понимать, что начальную активную фазу на NiTi дугах с одним СЛБ нельзя применять на ту же дугу с другой брекет-системой. В этом случае врач будет наблюдать отсутствие отработки торка и, вероятно, будет винить конструкцию брекета, хотя на самом деле эта проблема заключается в недостаточном понимании движения дуги. В конечном итоге это отрицательно скажется на назначении устройства с техникой прямой дуги, и врачу придется изгибать дугу, чтобы надлежащим образом завершить лечение, тем самым снизив эффективность.

#### **4.5 Ограничения настоящего исследования**

Основным недостатком настоящего исследования является то, что линейное экспериментальное приспособление для тестирования *in vitro* не имитирует динамические взаимодействия, происходящие внутри ротовой полости между ортодонтическими брекетами и дугой. Из-за множества сложностей, возникающих в 3-х измерениях биологической внутриротовой среды, авторы, безусловно, не пытались воспроизвести биологические процессы, создаваемые на границе кость/периодонтальная связка/цемент корня зуба. Скорее, настоящее исследование было разработано для наблюдения классического ТР между брекетом и дугой и, как следствие, удержания дуги, исключая как можно больше искажающих переменных.

#### **4.6 Сильные стороны настоящего исследования**

Сильной стороной настоящего исследования была разработка и изготовление индивидуального крепежного устройства, используемого с испытательной машиной Instron. Незначительные недостатки в креплении привели бы к регистрации непропорционально больших значений ТР. Точное крепление брекетов и дуг позволило

исключить различия в реализации прописи брекетов между системами, так, что стало возможным изучить истинные различия уровней ТР брекетов.

Основным преимуществом настоящего исследования была оценка множества брекет-систем наряду с комплексным исследованием дуг. На сегодняшний день не было опубликовано работ, исследующих ТР на таком количестве пассивных СЛБ-систем. Оценка активных СЛБ с множеством дуг позволила изучить четко выраженные различия точек удержания между брекет-системами.

#### **4.7 Предложения для будущих исследований**

Будущие исследования по торку обеспечат полезную информацию, которая поможет в правильной оценке современных СЛБ. Клинический контроль улучшается благодаря знанию того, когда брекет работает в пассивном и активном состоянии, а также благодаря знанию того, когда и в какой степени отработка торка передается с помощью устройства. В конечном итоге, при выборе системы устройства практикующим врачом учитываются альтернативные факторы, такие как стоимость, долговечность, прочность фиксации, комфорт пациента, размер брекета и эстетика, а также многие другие особенности. Все будущие исследования, в которых оцениваются вышеупомянутые факторы, помогут практикующему врачу выбрать устройство, которое можно использовать с клинической достоверностью и эффективностью.

## Глава 5

### Выводы

1. Пассивные СЛБ создают значительно меньше ТР (близко к нулю) по сравнению с традиционными двойными брекетами на дугах всех размеров, *in vitro*.
2. Пассивные СЛБ создают ТР аналогичное друг другу (близко к нулю) на дугах всех размеров, *in vitro*.
3. Активные СЛБ создают различные уровни ТР по сравнению с традиционными двойными брекетами на дугах всех размеров, *in vitro*.
4. Активные СЛБ создают больший уровень ТР по сравнению с пассивными СЛБ на двух самых больших прямоугольных протестированных дугах, *in vitro*.
5. Для каждой активной СЛБ-системы существует особая схема начала удержания дуги и создания ТР, *in vitro*.

### Список литературы

1. McLaughlin RP, Bennett JC, Trevisi HJ. Systemized Orthodontic Treatment Mechanics. London, UK: Mosby International Ltd; 2001.
2. Burrow JS. Friction and resistance to sliding in orthodontics: A critical review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009;135(4):442-447.
3. Braun S, Bluestein M, Moore MB, Benson G. Friction in perspective. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1999;115:619-27.
4. Nanda R. Biomechanical considerations in sliding mechanics in clinical orthodontics. Philadelphia, USA: WB Saunders; 1997.
5. Kusy RP, Whitley JQ. Influence of archwire and bracket dimensions on sliding mechanics: derivations and determinations of the critical contact angles for binding. *Euro J Orthod.* 1999;21(2):199–208.
6. Tecco S, Tetè S, Festa F. Friction between archwires of different sizes, cross-section and alloy and brackets ligated with low-Friction or conventional ligatures. *Angle Orthod.* 2009;79(1):111.
7. Kusy RP, Whitley JQ, Prewitt MJ. Comparison of the frictional coefficients for selected archwire-bracket slot combinations in the dry and wet states. *Angle Orthod.* 1991;61(4):293– 302.
8. Thorstenson GA, Kusy RP. Effect of archwire size and material on the resistance to sliding of self-ligating brackets with second-order angulation in the dry state. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2002;122:295-305.
9. Ehsani S, Mandich MA, El-Baily TH, Flores-Mir C. Frictional resistance in self-ligating orthodontic brackets and conventionally ligated brackets. A systematic review. *Angle Orthod.* 2009;79:592-601.
10. Khambay B, Millett D, McHugh S. Evaluation of methods of archwire ligation on Frictional resistance. *Euro J Orthod.* 2004;26(3):327–32.
11. Chimenti C, TPanchi L, Di Giuseppe MG, Lucci M. Friction of orthodontic elastomeric ligatures with different dimensions. *Angle Orthod.* 2005;75(3):421–25.
12. Franchi L, Baccetti T, Camporesi M, Barbato E. Forces released during sliding mechanics with passive self-ligating brackets or nonconventional elastomeric ligatures. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009;133:87-90.
13. Thorstenson GA, Kusy RP. Effects of ligation type and method on the resistance to sliding of novel orthodontic brackets with second-order angulation in the dry and wet states.

Angle Orthod. 2003;73(4):418–30.

14. Hamdan A, Rock P. The effect of different combinations of tip and torque on archwire/bracket Friction. *Euro J Orthod.* 2008;30(5):508–14.

15. Thorstenson GA, Kusy RP. Resistance to sliding of orthodontic brackets with bumps in the slot floors and walls: effects of second-order angulation. *Dent Mater.* 2004;20(9):881–92.

16. Articulo L, Kusy RP. Influence of angulation on the resistance to sliding in fixed appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1999;115(1):39–51.

17. Matarese G, Nucera R, Militi A, Mazza M, Portelli M, Festa F, et al. Evaluation of Frictional forces during dental alignment: an experimental model with 3 nonleveled brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008;133(5):708–15.

18. Baccetti T, Franchi L, Camporesi M, Defraia E. Orthodontic forces released by low-friction versus conventional systems during alignment of apically or buccally malposed teeth. *Euro J Orthod.* 2011;33(1):50–54.

19. Downing A, McCabe JF, Gordon PH. The effect of artificial saliva on the frictional forces between orthodontic brackets and archwires. *Brit J Orthod.* 1995;22(1):41–46.

20. Al-Mansouri N, Palmer G, Moles DR, Jones SP. The effects of lubrication on the static frictional resistance of orthodontic brackets. *Aus Orthod J.* 2011;27(2):132–38.

21. Thorstenson GA, Kusy RP. Resistance to sliding of self-ligating brackets versus conventional stainless steel twin brackets with second-order angulation in the dry and wet (saliva) states. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2001;120(4):361–70.

22. Kusy RP, Whitley JQ. Frictional resistance of metal-lined ceramic brackets versus conventional stainless steel brackets and development of 3-D friction maps. *Angle Orthod.* 2001;71:364- 74.

23. Wong JK, Romanyk DL, Toogood RW, Heo G, Carey JP, Major PW. The effect of perturbations on resistance to sliding in second-order moments comparing two different bracket types. *J Dent Biomechanics.* 2014;5:1-8.

24. Fathimani M, Melenka GW, Romanyk DL, Toogood RW, Heo G, Carey JP, Major PW. Development of a standardized testing system for orthodontic sliding mechanics. *Progress in Orthodontics.* 2015;16:14. Doi: 10.1186/s40510-015-0087-8. Epub 2015 Jun 4.

25. Nicolls J. Frictional forces in fixed orthodontic appliances. *Dent Pract Dent Rec.* 1968;18:362- 66.

26. Klein PE, Anderson RM. Tractive means for use with orthodontic apparatus. *US*



Patient #3,530,583, 29 Sep 1970.

27. Stolzenberg J. The efficiency of the Russell attachment. *Am J Orthod Oral Surg.* 1946;32:572- 82.
28. Harradine NWT. Self-ligating brackets increase treatment efficiency. *Am J Orthod Dentofacial Orthopedics.* 2013;143(1):10-18.
29. Heo W, Baek SH. Friction properties according to vertical and horizontal tooth displacement and bracket type during initial leveling and alignment. *Angle Orthod.* 2011;81(4):653-661.
30. Cacciafesta V, Sfondrini MF, Ricciardi A, Scribante A, Klersy C, Auricchio F. Evaluation of friction of stainless steel and esthetic self-ligating brackets in various bracket-archwire combinations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2003;124:395-402.
31. Tecco S, Festa F, Caputi S, Traini T, Di Iorio D, D'Attilio M. Friction of conventional and self- ligating brackets using a 10 bracket model. *Angle Orthod.* 2005;75:1041-45.
32. Thomas S, Sherriff M, Birnie D. A comparative in vitro study of the frictional characteristics of two types of self-ligating brackets and two types of pre-adjusted edgewise brackets tied with elastomeric ligatures. *Eur J Orthod.* 1998;20:589-96.
33. Voudouris JC. Interactive edgewise mechanisms: form and function comparison with conventional edgewise brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1997;111:119-40.
34. Smith DV, Rossouw PE, Watson P. Quantified simulation of canine retraction: evaluation of frictional resistance. *Semin Orthod.* 2003;9:262-80.
35. Kim TK, Kim KD, Baek SH. Comparison of frictional forces during the initial leveling stage in various combinations of self-ligating brackets and archwires with a custom-designed typodont system. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008;133:187-e15-24.
36. Loftus BP, Artun J, Nicholls JI, Alonzo TA, Stoner JA. Evaluation of friction during sliding tooth movement in various bracket-arch wire combinations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1999;116:336-45.
37. Henao SP, Kusy RP. Evaluation of the frictional resistance of conventional and self-ligating bracket designs using standardized archwires and dental typodonts. *Angle Orthod.* 2004;74:202-11.
38. Henao SP, Kusy RP. Frictional evaluations of dental typodont models using four self-ligating designs and a conventional design. *Angle Orthod.* 2005;75:75-85.
39. Griffiths HS, Sherriff M, Ireland AJ. Resistance to sliding with 3 types of

elastomeric modules. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2005;127:670-75.

40. Tecco S, Di Iorio D, Cordasco G, Verrocchi I, Festa F. An in vitro investigation of the influence of self-ligating brackets, lower TPiction ligatures, and archwire on frictional resistance. *Eur J Orthod.* 2007;29:390-97.

41. Budd S, Daskalogiannakis J, Tompson BD. A study of the frictional characteristics of four commercially available self-ligating bracket systems. *Eur J Orthod.* 2008;30:645-53.

42. Thariq VK, Dilip S. Comparison of frictional resistance between interactive self ligating, passive self ligating and conventional orthodontic brackets – an in vitro study. *J Dent Med Sci.* 2013;10(5):19-23.

43. Badawi HM, Toogood RW, Carey JR, Heo G, Major RP. Three-dimensional orthodontic force measurements. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009;136:518-28.

44. 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;81:953-59.

45. 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;81:960-65.

46. Fansa M, Keilig L, Reimann S, Jäger A, Bourauel C. The leveling effectiveness of self-ligating and conventional brackets for complex tooth malalignments. *J Orofac Orthop.* 2009;70:285- 96.

47. Pandis N, Eliades T, Partowi S, Bourauel C. Moments generated during simulated rotational correction with self- ligating and conventional brackets. *Angle Orthod.* 2008;78:1030-34.

48. 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- 95.

49. Vajaria R, BeGole E, Kusnoto B, Galang MT, Obrez A. Evaluation of incisor position and dental transverse dimensional changes using the Damon system. *Angle Orthod.* 2011;81:647-52.

50. Damon DH. The rationale, evolution and clinical application of the self-ligating bracket. *Clin Orthod Res.* 1998;1:52-61.

51. Eberting JJ, Straja RS, Tuncay OC. Treatment time, outcome and patient

satisfaction comparisons of Damon and conventional brackets. *Clin Ortho Res.* 2001;4:228-34.

52. Tagawa D. From good to great the Damon system vs. conventional appliances: a comparative study. *Clinical Impressions.* 2006;15(1):4-9.

53. Ong E, McCallum H, Griffin MP, Ho C. Efficiency of self-ligating vs conventionally ligated brackets during initial alignment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010;138:e1-7.

54. Ollivere P. Treatment efficiency of self-ligating brackets. *Orthod Update.* 2012;5:15-19.

55. Miles PG. SmartClip versus conventional twin brackets for initial alignment: is there a difference? *Aust Orthod J.* 2005;21:123-27.

56. Miles PG, Weyant RJ, Rustveld L. A clinical trial of Damon 2 vs conventional twin brackets during initial alignment. *Angle Orthod.* 2006;76:480-85.

57. Miles PG. Self-ligating vs conventional twin brackets during en-masse space closure with sliding mechanics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007;132:223-25.

58. Pandis N, Polychronopoulou A, Eliades T. Self-ligating vs conventional brackets in the treatment of mandibular crowding: a prospective clinical trial of treatment duration and dental effects. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007;137:208-15.

59. Scott P, DiBiase AT, Sherriff M, Cobourne MT. Alignment efficiency of Damon3 self-ligating and conventional orthodontic bracket systems: a randomized clinical trial. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008;134:470.

60. Fleming PS, DiBiase AT, Sarri G, Lee RT. Efficiency of mandibular arch alignment with 2 preadjusted edgewise appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009;135:597-602.

61. Marshall SD, Currier GF, Hatch NE, et al. Self-ligating bracket claims. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2010;138:128-31.

62. Čelar A, Schedlberger M, Dörfler P, Birti M. Systematic review on self-ligating vs. conventional brackets: initial pain, number of visits, treatment time. *J Orofac Orthop.* 2013; 74(1):40-51.

63. Chen SS, Greenlee GM, Kim JE, Smith CL, Huang GJ. Systematic review on self-ligating brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010;137(6):726.e1-8.

64. Begg PR, Kesling PC. *Begg Orthodontic Theory and Technique.* Philadelphia: WB Saunders; 1977.

65. Proffit WR, Fields HW, Sarver DM. *Contemporary Orthodontics* 5<sup>th</sup> Ed. St. Louis, MO: Mosby Elsevier; 2013.

66. Bennett JC, McLaughlin RP. Fundamentals of orthodontic treatment mechanics. London: LeGrande Publishing; 2014.
67. Kusy RP, Whitley JQ. Assessment of second-order clearances between orthodontic archwires and bracket slots via the critical contact angle for binding. *Angle Orthod.* 1999;69:71-80.
68. Meling T, Ødegaard J. The effect of cross sectional dimensional variations of square and rectangular chrome-cobalt archwires in torsion. *Angle Orthod.* 1998;68(3):239-48.
69. Siatkowski R. Loss of anterior torque control due to variations in bracket slot and archwire dimensions. *J Clin Orthod.* 1999;33:508-510.
70. Hanson GH. The SPEED system: a report on the development of a new edgewise appliance. *Am J Orthodontics.* 1980;4(4):220-27.
71. Badawi HM, Toogood RW, Carey JR, Heo G, Major PW. Torque expression of self-ligating brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008;133(5):719-28.
72. Archambault A, Lacoursiere R, Badawi H, Major PW, Carey J, Flores-Mir C. Torque expression in stainless steel orthodontic brackets. *Angle Orthodontist.* 2010;80(1):201-10.
73. Tecco S, Di Iorio D, Nucera R, Di Bisceglie B, Cordasco G, Festa F. Evaluation of the friction of self-ligating and conventional bracket systems. *Eur J Dent.* 2011;5:310-317.
74. Mantel, A. Friction testing of a new ligature. Master's Thesis (2009 -). Paper 79. Milwaukee, WI: Marquette University; 2011. [http://epublications.marquette.edu/theses\\_open/79](http://epublications.marquette.edu/theses_open/79).
75. Brown P, Wagner W, Choi H. Orthodontic bracket slot dimension as measured from entire bracket series. *Angle Orthodontist.* 2015;85(4):678-82.
76. Bhalla N, Good S, McDonald F, Sherrif M, Cash A. Assessment of slot sizes in self-ligating brackets using electron microscopy. *Aust Orthod J.* 2010;26:38-41.
77. Thorstenson GA. SmartClip self-ligating brackets frictional study. *Orthod Perspect.* 2005;12:8- 11.
78. Hain M, Dhopatkar A, Rock P. A comparison of different ligation methods on friction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2006;130:666-70.
79. Saunders CR, Kusy RP. Surface topography and frictional characteristics of ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1994;106(1):76-87.
80. Williams CL, Khalaf K. Frictional Resistance of Three Types of Ceramic Brackets. *J Oral Maxillofac Res.* 2013;4(4):e3.

**Приложение 1**  
**Исходные данные по силе трения (сН) для контрольных брекетов и**  
**активных СЛБ**

Брекет	n	Размер дуги (NiTi)							
		0,016	0,018	0,018x0,018	0,020x0,020	0,016x0,022	0,017x0,025	0,019x0,025	0,021x0,025
C-Vic	1	40	48	80	83	84	99	99	83
C-Vic	2	38	76	99	74	39	88	92	87
C-Vic	3	63	73	73	90	65	111	87	94
C-Vic	4	61	59	65	96	138	126	124	113
C-Vic	5	63	34	68	83	102	99	94	125
C-Vic	6	74	94	85	72	135	117	135	98
C-Vic	7	69	86	63	72	113	92	53	113
C-Vic	8	47	72	82	48	126	125	129	99
C-Vic	9	46	41	39	88	102	106	107	101
C-Vic	10	43	42	99	79	139	99	91	97
A-Vic	1	2	1	1	1	0	54	62	56
A-Vic	2	2	1	0	1	1	42	70	68
A-Vic	3	1	1	0	0	0	72	50	70
A-Vic	4	1	1	2	0	3	81	66	65
A-Vic	5	2	1	1	0	9	52	67	60
A-Vic	6	2	1	0	1	0	78	62	49
A-Vic	7	3	1	0	0	0	37	74	64
A-Vic	8	2	1	1	0	0	78	89	63
A-Vic	9	2	0	1	1	0	63	66	72
A-Vic	10	1	1	0	2	1	37	46	63
A-Emp	1	2	1	1	42	8	55	187	203
A-Emp	2	1	0	0	4	0	78	220	216
A-Emp	3	1	2	0	4	15	92	202	146
A-Emp	4	1	1	0	80	0	70	184	227
A-Emp	5	1	2	1	18	1	85	216	220
A-Emp	6	1	0	0	52	0	95	154	190
A-Emp	7	2	1	6	42	4	102	204	127
A-Emp	8	1	0	1	99	3	107	203	168
A-Emp	9	0	1	1	69	2	83	192	167
A-Emp	10	1	1	0	32	9	89	171	183
A-Spd	1	2	0	43	45	61	71	47	73
A-Spd	2	0	24	39	47	60	65	56	80
A-Spd	3	3	0	30	62	77	46	72	79
A-Spd	4	2	1	64	64	76	74	56	72
A-Spd	5	1	29	24	54	76	67	52	59
A-Spd	6	2	1	41	51	91	81	72	66
A-Spd	7	2	0	46	65	65	68	44	84
A-Spd	8	1	1	42	38	86	78	62	76
A-Spd	9	2	6	43	34	49	69	66	45
A-Spd	10	2	19	25	42	42	54	75	57

**Приложение 2**  
**Исходные данные по силе трения (сН) для пассивных СЛБ**

Брекет	n	Размер дуги (NiTi)							
		0,016	0,018	0,018x0,018	0,020x0,020	0,016x0,022	0,017x0,025	0,019x0,025	0,021x0,025
P-Dmn	1	/						1	0
P-Dmn	2							1	0
P-Dmn	3							1	1
P-Dmn	4							0	1
P-Dmn	5							1	0
P-Dmn	6							1	0
P-Dmn	7							0	0
P-Dmn	8							1	0
P-Dmn	9							1	2
P-Dmn	10							1	0
P-Car	1	/						0	1
P-Car	2							1	0
P-Car	3							1	1
P-Car	4							1	1
P-Car	5							1	1
P-Car	6							1	1
P-Car	7							0	0
P-Car	8							1	0
P-Car	9							0	0
P-Car	10							0	0
P-H4	1	/						1	1
P-H4	2							0	0
P-H4	3							4	5
P-H4	4							1	0
P-H4	5							1	1
P-H4	6							1	0
P-H4	7							1	0
P-H4	8							6	0
P-H4	9							0	0
P-H4	10							1	0
P-Alt	1	/						0	0
P-Alt	2							1	3
P-Alt	3							1	3
P-Alt	4							1	1
P-Alt	5							1	0
P-Alt	6							0	0
P-Alt	7							1	0
P-Alt	8							0	1
P-Alt	9							0	0
P-Alt	10							1	1
P-Emp	1	/						1	0
P-Emp	2							0	0
P-Emp	3							1	0
P-Emp	4							0	0
P-Emp	5							1	0
P-Emp	6							0	1
P-Emp	7							0	1
P-Emp	8							0	1
P-Emp	9							1	1
P-Emp	10							0	0