

# Исследование силы трения при использовании самолигирующих брекетов SmartClip™

Для брекетов SmartClip™ классическая сила трения равняется нулю

Дженис А. Торстенсон, Ph.D., 3M Unitek

Дженис А. Торстенсон, Ph.D., 3M Unitek – В 1997г., закончив Мичиганский государственный университет, Дженис Торстенсон получила степень бакалавра физических наук и степень бакалавра в области инженерии, а в 2002г. в стенах университета Северной Каролины она защитила диссертацию на соискание степени кандидата наук в области биомедицинской инженерии. В своей диссертации она подробно рассматривает вопрос о сопротивлении скольжению в новых ортодонтических брекет-системах. В 2003г. Дженис стала сотрудником 3M Unitek на должности старшего инженера по развитию продукции.

Сопротивление скольжению (или сопротивление трения) воздействует на каждый из аспектов перемещения зуба при ортодонтическом лечении. Воздействия могут быть как отрицательными, такие как: увеличение продолжительности лечения в тех случаях, когда большая сила сопротивления скольжению препятствует движению зуба; так и положительными, как, например, хороший контроль опоры, при котором сопротивление скольжению препятствует его потере (формирование блока анкеража, когда сопротивление скольжению препятствует движению зубов, включенных в этот блок). Понимание явления сопротивления скольжению и всех его последующих воздействий позволяет ортодонту сделать правильный выбор техники в зависимости от целей лечения, начиная от вида брекета, до размера и материала дуги, а так же типа лигатуры.

## Что такое сопротивление скольжению?

В ортодонтии сопротивление скольжению обычно определяют как противодействие брекета, который скользит по дуге (или наоборот), передвижению. Обычно сопротивление скольжению рассматривается во время наклона (положение второго порядка), хотя ротация (положение первого порядка) и торк (положение третьего порядка) также вызывают сопротивление. Сопротивление скольжению является суммой трёх компонентов: классическое трение, заклинивание и зазубривание.

Когда дуга не соприкасается с поверхностью стенок паза брекета, сопротивлению при скольжении способствует только классическое трение (рисунок 1).<sup>1</sup> Классическое трение равно воздействию лигатуры на дугу, умноженному на коэффициент трения, что зависит от того, из каких материалов произведены дуга, брекет и лигатура.<sup>2</sup> Коэффициент статического трения определяет величину классического трения, которое должно быть превышено для начала (инициации) движения; кинетический

коэффициент трения представляет собой величину стандартного трения, которое должно быть превышено для того, чтобы поддерживать движение. Стандартное трение не зависит от неровностей поверхности дуги или брекета, или от размера дуги или паза брекета.<sup>2</sup> Слюна человека различно воздействует на стандартное трение в зависимости от материалов.<sup>3</sup>

Когда дуга соприкасается с двумя поверхностями противоположных стенок паза и вынужденно изгибается, заклинивание способствует дополнительному сопротивлению скольжению (рисунок 1).<sup>1</sup> При критическом угле контакта для заклинивания, как например при ангуляции, при которой дуга первоначально соприкасается с обеими стенками паза, компонент изгиба/заклинивания равен нулю, поэтому сопротивление при скольжении всё ещё равно стандартному трению. Когда же ангуляция превышает критический угол контакта, изгиб/заклинивание пропорционально увеличивается, таким образом сопротивление скольжению также увеличивается. Величина заклинивания равна соответствующей ангуляции, что равно разнице угла между дугой и брекетом и критического угла контакта для

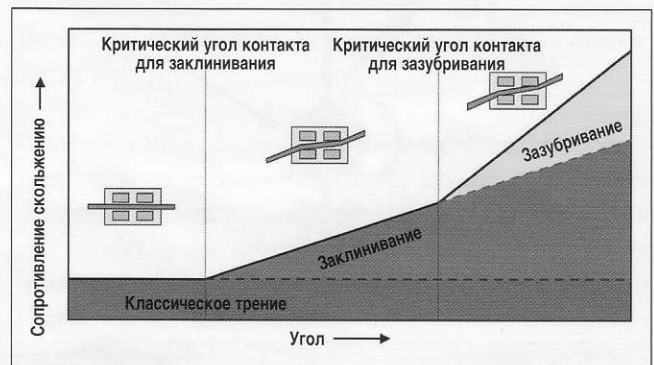


Рисунок 1 – Общее представление о сопротивлении скольжению, как результате угла между дугой и брекетом.

изгиба/заклинивания помноженной на коэффициент изгиба/заклинивания (который связан с размером и материалом дуги, геометрическими параметрами и материалом паза брекета, межбрекетным расстоянием и другими, пока еще не установленными параметрами).<sup>4</sup> При заклинивании дуга подвергается пластической, а не стойкой деформации.

При угле, превышающем критический угол контакта для изгиба/заклинивания (рисунок 1), дуга не может больше противостоять силам, формирующимся на поверхностях стенок паза, и начинает подвергаться стойкой деформации.<sup>1</sup> Такое явление называется зазубриванием из-за тех зазубринок и выемок, которые формируются на дуге поверхностями стенок паза. В этом случае любое движение дуги в брежете прекращается, пока жевательные или какие-либо другие силы не выведут дугу из брекета.

### Сравнение сопротивления скольжению у брекет-систем SmartClip™ и Victory Series™

В данном исследовании, проведенном одним из ведущих восточных университетов, в ходе которого при использовании аппарата для тестирования трения, который был прикреплен к крейцкопфу универсального тестирующего аппарата Instron, была измерена сила сопротивления скольжению.<sup>5</sup> Аппарат состоял из трёх «брекетов», расположенных на одной линии: брекет, на котором проводилось испытание, плюс две опоры Teflon®, которые имитировали соседние брекет (рисунок 2). Угол (например, ангуляция) тестируемого брекета мог быть подобран относительно соседних брекетов. Соседние «брекеты» были зафиксированы на расстоянии 18мм и 8мм от тестируемого брекета, для того, чтобы симулировать закрытие промежутков. Поскольку крейцкопф аппарата Instron был размещен внизу, брекет скользил по дуге, прикрепленной к датчику

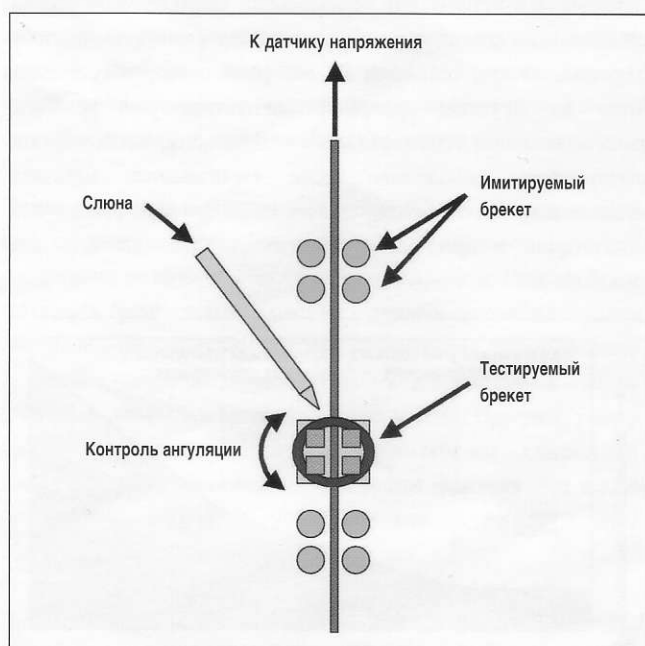


Рисунок 2 – Графическое представление тестирующего аппарата. Тестируемый брекет изображен с эластичной лигатурой AlastiK™, но могут использоваться и другие брекет, и другие методы лигирования.

напряжения/нагрузки, который и замерял сопротивление скольжению. В ходе исследования использовались брекет SmartClip™ и брекет для премоляров Victory Series с пазом 0.022". Брекет были подобраны таким образом, чтобы устранить влияние прописи.

Совместно с брекетами использовались три различные дуги: 0.014" никель-титан (Nitinol SE), 0.016x0.022" никель-титан (Nitinol SE), и 0.019x0.025" стальная (Permachrome Resilient). В брекетах SmartClip для удержания дуги использовался самолигирующий механизм; в брекетах Victory Series – стальная лигатура и эластики AlastiK™. Одно из условий тестирования – человеческая слюна температурой 34° (средняя температура полости рта).

В брекетах SmartClip™ при параметрах ангуляции, меньших чем критический угол контакта для изгиба/заклинивания, статическое и кинетическое трение со всеми размерами дуг равнялось примерно нулю. Поскольку классическое трение пропорционально силе лигирования<sup>2</sup>, факт отсутствия сопротивления подразумевает то, что клипсы приносят незначительные усилия даже при использовании 0.019x0.025" стальных дуг. Из-за отсутствия сил лигирования, даже при использовании дуг большого размера, брекет SmartClip рассматриваются как пассивная самолигирующаяся система брекетов.

При использовании брекетов Victory Series™ с дугами никель-титан 0.014", которые были залигированы стальной лигатурой, было зафиксировано кинетическое трение в 10сN (где 1сN равен примерно 1 гр); с дугами 0.016x0.022" никель-титан и 0.019x0.025" стальной – 23сN и 29сN соответственно (рисунок 3). Величина статического трения такая же. Когда для лигирования дуг используются стальные лигатуры, различия в технике (как брекетов, так и ассистентов/врачей) могут влиять на силы лигатур, воздействующих на дугу. Таким образом сопротивление скольжению может значительно различаться. Различные материалы дуг так же воздействуют на сопротивление скольжению. При использовании стальных брекетов с дугами из никель-титана коэффициент трения больше, чем при использовании стальных дуг.<sup>3</sup>

В случаях с использованием брекетов Victory Series, когда дуги были залигированы эластиком AlastiK™, с дугами 0.014" никель-титан было зафиксировано кинетическое трение в 106сN, с 0.016x0.022" никель-титан – в 134сN, и в 138сN с 0.019x0.025" стальными дугами (рисунок 3). При всех дугах статическое трение было примерно на 20сN больше кинетического, поэтому начальное движение с AlastiK более затруднено, чем движение на последующих этапах. Поскольку все измерения были зафиксированы через 5 минут после лигирования, со временем все эти данные могут изменяться из-за ослабления силы лигирования.<sup>6</sup>

Когда угол между дугой и брекетами больше, чем критический угол контакта, к классическому трению добавляется и заклинивание. В целом, с увеличением размера дуги увеличивался и коэффициент заклинивания (рисунок 4). Наибольший коэффициент изгиба/заклинивания был зафиксирован при использовании брекетов Victory Series с дугами 0.014" никель-титан, залигированными стальными лигатурами, в то время как при использовании брекетов SmartClip и брекетов с эластичной лигатурой AlastiK коэффициенты изгиба/заклинивания были ниже, и статистически сходны друг с другом. Если рассматривать дуги 0.016x0.022 никель-титан



Рисунок 3 – Среднее кинетическое трение для всех комбинаций брекетов и дуг.

и стальные дуги 0.019x0.022" – наибольший коэффициент изгиба/заклинивания был зафиксирован при использовании брекетов серии Victory и стальных лигатур, далее идут брекеты SmartClip, за которыми следуют брекеты Victory Series с эластичной лигатурой Alastik. Предыдущее исследование воздействия лигирования на изгиб/заклинивание выявило, что изгиб/заклинивание не зависит от метода лигирования.<sup>7</sup> Поскольку проводятся и другие исследования, должна выявиться более точная картина воздействия лигирования на заклинивание.

### Самолигирующиеся брекеты: сравнение пассивных и пассивно-активных систем

Самолигирующиеся брекеты могут рассматриваться как пассивные системы, если метод лигирования (или механизм системы SmartClip, скользящая крышка или клипса) не приносят каких-либо сил, удерживающих дугу в пазах брекета. И скользящая крышка, и механизм брекетов SmartClip не воздействуют на дугу, независимо от её размера. Однако, самолигирующиеся брекеты-системы с «клипсами» можно назвать по-настоящему пассивными только в том случае, когда используются маленькие дуги, которые не соприкасаются с «клипсой». Когда же дуга соприкасается с клипсой, клипса отклоняется. Угол отклонения пропорционален силе, с которой клипса воздействует на дугу.<sup>5</sup>

### Сравнение сопротивления скольжению у брекетов SmartClip и пассивных брекеты-систем

Брекеты SmartClip являются пассивной самолигирующейся системой. Как было указано выше, клипса не воздействует на дугу. Брекеты

Damon™2 компании Ormco также являются пассивной брекеты-системой. Предыдущие исследования сопротивления скольжению в брекетах Damon 2 [Торстенсон и Кюзи, 2002] также выявили отсутствие классического трения. Здесь использовались дуги тех же размеров и материалов, что и при исследовании брекетов SmartClip (рисунок 3), но не был учтён фактор слюны.<sup>5</sup> Воздействие человеческой слюны на классическое трение при использовании стальных и никель-титановых дуг вместе со стальными брекетами было оценено ранее.<sup>3</sup> При использовании стальных брекетов из-за слюны сопротивление трению немного увеличивается. При использовании же никель-титановых дуг со стальными брекетами человеческая слюна способствует небольшому снижению сопротивления скольжению. В сухой среде коэффициент заклинивания у брекетов Damon 2 немного выше, чем у брекетов SmartClip (рисунок 4).<sup>5</sup> Та же тенденция наблюдалась при использовании двух других дуг.

### Сравнение сопротивления скольжению у брекетов SmartClip™ и пассивно-активных самолигирующихся брекеты-систем

Самолигирующиеся брекеты-системы, которые приносят усилия на дугу, считаются активными системами. У таких брекетов сила, оказываемая клипсой и воздействующая на дугу, зависит от размера дуги.<sup>5</sup> В предыдущем исследовании [Торстенсон и Кюзи, 2002] при отсутствии слюны брекеты In-Ovation компании GAC, брекеты SPEED™ компании Strite и брекеты Time™ от American Orthodontics не оказывали никакого воздействия на ауэнитные («суперэластичные») 0.014" никель-титановые дуги, когда дуга не соприкасалась с поверхностью стенок паза брекетов (рисунок 3).<sup>5</sup> Но опять-таки



Рисунок 4 – Коэффициент заклинивания для всех комбинаций брекетов и дуг.

ождается, что при наличии слюны с дугами никель-титан будут получены чуть более низкие значения.<sup>3</sup> С увеличением размера дуги (до 0.016x0.022" аустенитная никель-титановая), у брекетов SPEED увеличивается и классическое трение, в то время как у остальных брекетов остаётся минимальное сопротивление.<sup>5</sup> Что касается стальных дуг 0.019x0.025, то тут сопротивление скольжению у всех трёх видов брекетов было примерно одинаковым, наибольшее сопротивление было зафиксировано у брекетов SPEED, далее идут брекет In-Ovation™ и брекет Time™. Предполагается, что при наличии слюны классическое трение незначительно увеличится. Когда дуги не соприкасаются с поверхностями стенок паза брекетов, коэффициент заклинивания у всех трёх видов брекета немного больше, чем у брекетов SmartClip (рисунок 4). И опять, та же тенденция наблюдается при использовании двух других дуг.

### Заключение

1. Сопротивление скольжению является суммой трёх компонентов: классическое трение, заклинивание и зазубривание.
2. Материалы, из которых изготовлены дуги, брекет и лигатуры, а так же величина силы лигирования воздействуют на классическое трение, размеры же дуг, брекетов и неровности поверхности – нет.
3. У брекетов SmartClip™ при использовании дуг любых размеров сила трения равна нулю. Поэтому данная брекет-система может считаться пассивной. Пассивно-активные брекет воздействуют на дуги больше определенного размера; величина усилий пропорциональна размеру дуги.

4. Стальные лигатуры оказывают меньшее влияние на классическое трение, чем лигатуры AlastiK™. Различия в технике фиксации стальных лигатур, а также уменьшение силы, оказываемой лигатурами AlastiK™, могут приводить к вариабельности значений классического трения.
5. Эффект «заклинивания» зависит от размера и материала дуги, геометрических параметров и материала паза брекета и межбрекетного расстояния. Данный эффект не зависит от способа лигирования.
6. Поскольку сопротивление скольжению является суммой трёх компонентов, выбор брекетов с меньшим показателем классического трения приведет к уменьшению общего показателя сопротивления скольжению.

### Список литературы

1. Kusy RP; Ongoing innovations in biomechanics and materials for the new millennium; *Angle Orthod* 2000; 70: 366-376
2. Kusy RP, Whitley JQ; Friction between different wire-bracket configurations and materials; *Semin Orthod* 1997; 3: 166-177
3. 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: 293-302
4. Kusy RP, Whitley JQ; Resistance to sliding of orthodontic appliances in the dry and wet states: Influence of archwire alloy, interbracket distance, and bracket engagement; *J Biomed Mater Res* 2000; 52: 797-811
5. 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
6. Taloumis LJ, Smith TM, Hondrum SO, Lorton L; Force decay and deformation of orthodontic elastomeric ligatures; *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1997; 111: 1-11
7. 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: 418-430