

S. Jack Burrow

Adjunct Professor, Department of Orthodontics, University of North Carolina School of Dentistry, Chapel Hill, N.C.

СРАВНЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ РЕТРАКЦИИ КЛЫКОВ С ПОМОЩЬЮ САМОЛИГИРУЮЩИХСЯ БРЕКЕТОВ И ОБЫКНОВЕННЫХ ЭДЖУАЙЗ-БРЕКЕТОВ

Статья печатается по разрешению журнала «Angle Orthodontist»
Angle Orthodontist, Vol.80, №4, 2010

Вступление

Перемещая зубы по дуге, ортодонты сталкиваются с биологическим барьером и механическими явлениями. В настоящее время интересны три из механических явлений из-за маркетинга самолигирующих брекетов, которые, как говорят, уменьшают сопротивление скольжению: трение, сцепление и на-

сечки. Они совместно определяют сопротивление скольжению дуги через брекеты или брекета вдоль дуги.

Трение — это сила сопротивления между противоположно движущимися объектами [1]. Она всегда возникает между двумя поверхностями с противоположным движением. Трение не является фундаментальной силой, она не может быть вычислена из основополагающих принципов, она рассчитывается эмпирическим путем. С другой стороны, моменты или связывание может быть рассчитано с использованием фундаментальных принципов, например, связующая сила равна моменту пары (MC) и может быть рассчитана по формуле $M_c = F/D$.

Трение является результатом химической связи между поверхностями. Площадь поверхности не влияет на трение, поскольку при увеличении площади поверхности, сила на единицу площади уменьшается (не путать с тягой, где площадь имеет значение). На микроскопическом уровне даже полированная

поверхность ортодонтических брекетов и дуги неодинаковая, а истинная область физического контакта определяется неровностями (рис. 1) [2].

В клинической ортодонтии мы имеем дело с квазистатическим термодинамическим процессом, что означает, что движения происходят очень медленно и довольно близко к статическому равновесию. Kusu и Whitley [3] определили сопротивление скольжению (RS) в виде комбинации из трех компонентов: трение (FR), связывание (BI) и насечка (NO):

- FR, статическое и кинетическое, обусловлено контактом сил между дугой, брекетом и лигатурой;
- BI возникает, как только зуб начинает двигаться, и дуга контактирует с краем брекета;
- NO появляется при остаточной деформации дуги на поверхности контакта дуги с брекетом (рис. 2). Движение зуба прекращается при попадании насечки на дуге на брекеты или когда угол сцепления стремится к точке (θ_z) пластической деформации. Движение возобновляется после того как насечка освобождается.

Следовательно, $RS = FR + BI$ или $RS = NO$, потому что скольжение прекращается, когда начинается NO. Это уравнение может быть применено к пассивной и активной стадии перемещения зубов в лабораторных условиях. Пассивный этап движения начинается, когда угол контакта (θ) между дугой и пазом брекета меньше критического угла (θ_c) (рис. 3 А), прежде чем дуга коснется угла брекета, и сопротивление скольжению

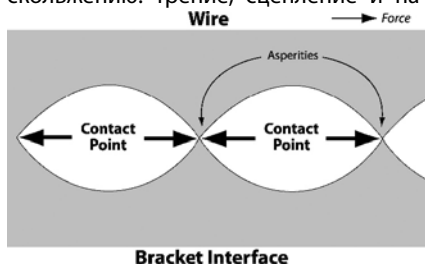


Рис. 1. Схема брекеты-дуга. Поверхность не гладкая, но и неоднородная. В местах контакта дуги и брекета определяются неровности

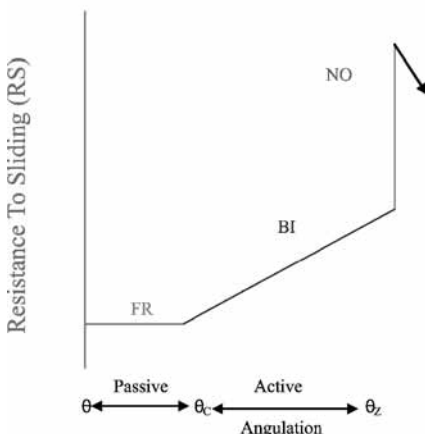
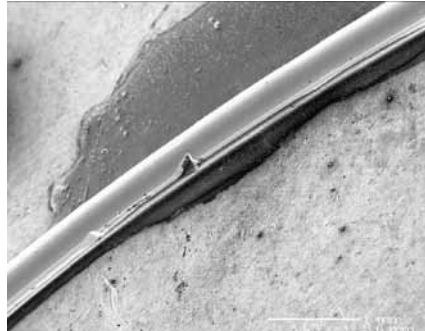


Рис. 2. Насечки возникают при деформации дуги; при достижении краевого угла происходит пластическая деформация. При достаточном связывании и наличии насечки скольжение прекращается

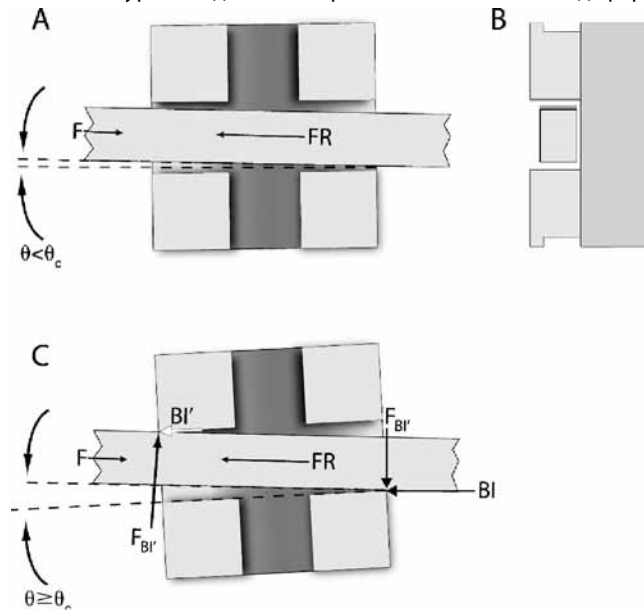


Рис. 3. (А) Пассивный этап перемещения зуба, когда угол контакта θ меньше критического угла θ_c . В пассивной стадии дуга не касается края. (В) В лабораторных условиях дуга может быть стабилизирована, обездвижена, и стабилизирована так, что ее невозможно согнуть. Однако, такого не бывает в клинической ортодонтии. (С) Это активная фаза, когда зуб начинает двигаться, когда θ больше θ_c , дуга контактирует с углами брекета

таким образом, обусловлено только трением [4]. Пассивная стадия на самом деле существует только в лабораторных условиях, потому что зуб начинает перемещаться в ответ на силу, действующую на его коронку, только тогда, когда дуга коснется угла брекета. В лабораторных условиях, исследователь может стабилизировать систему «брекет-дуга» в фиксированном положении, так что брекеты не будут перемещаться, а дуга сгибаться (рис. 3 В), то есть система «дуга-брекет» может быть позиционирована. Такого не бывает в клинике, поскольку дуга на самом деле касается брекета, как только зуб начинает движение. Активная стадия определяется как любой угол более 90° (рис. 3 С).

Kusy отметил эффект связывания и сечения в конце 1990-х. Articolo и Kusy [5] отметили, что при увеличении ангуляции увеличивается влияние связывания, что согласовано с данными Nicolls и др. [6—11]. Articolo и Kusy [5] позже заявили, что «после начала активной конфигурации, показатели RS становятся очень зависимыми от BI». «По сути, показатели BI были рассчитаны, по меньшей мере, на 80% от RS при $h = 7$ градусов для пар, и более 99% при $h = 13$ градусов для одной пары (SS-SC). Трение значительно влияло».

В 2002 году Thorstenson и Kusy [12, 13] сообщили о двух исследованиях, в которых изучали влияние изгибов второго порядка в самолигирующих брекетах. В обоих пришли к одинаковым выводам. «RS увеличивается пропорционально при ангуляции второго порядка [12] и связывание не зависит от конфигурации брекета» [13]. На рис. 4 представлены результаты, когда учитывается только



Рис. 4. Классические результаты, когда присутствует только трение

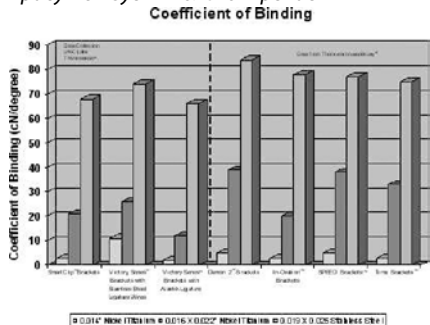


Рис. 5. Данные коэффициента связывания

ко трение. На рис. 5 показаны данные по связыванию. Thorstenson [14] сделал вывод, что «связывание не возникнет и не повлияет на метод лигирования», то есть связывание одинаковое, что в обычных брекетах, что в самолигирующихся.

Эти лабораторные исследования не являлись рекламной поддержкой относительно более быстрого перемещения с помощью самолигирующихся брекетов. Целью данного клинического исследования было определить скорость ретракции клыков с помощью самолигирующихся и обычных брекетов.

Материалы и методы

На пациентах исследовали 43 образца (21 Damon3, 22 SmartClip, 43 conventional Victory Series).

Критерии для данного исследования следующие:

- окклюзия по Class II и протрузия верхних резцов или их скученность или окклюзия по Class I с проклинацией зубов верхней и нижней челюсти;
- план лечения предусматривал удаление верхних первых премоляров и ретракцию верхних клыков;
- хорошее состояние пародонта.

Демографические критерии представлены в табл. 1.

N = 43	
Основной возраст	14,8 ± 6,24
Разница, года	11,3—27,6
Пол	44 % женщины
	56 % мужчины

Каждому пациенту с одной стороны фиксировали на клык обычный брекеты с пазом 0.022 и с другой стороны на клык брекеты системы Damon3 или SmartClip с пазом 0.022. На молярах бондировали кольца фирмы Victory Series.

Ретракция клыков производилась с помощью пружины GAC Sentalloy силой 150 гр. Обычные брекеты лигировались с помощью стальной лигатуры. Ретракционная пружина крепилась на аттачменты на брекетах. Брекеты систем SmartClip и Victory Series изна-



Рис. 6. (А) ретракция клыков верхней челюсти с помощью ретракционной пружины GAC (150 гр.). Окончательное положение клыков (SmartClip). (В) Окончательное положение клыка (Damon). (С) ретракция клыков верхней челюсти с помощью обычных брекетов (Victory Series)

чально имеют аттачменты на брекетах, это основа производства. А производство брекетов системы Damon3 такого не предусматривает, поэтому аттачменты нужно устанавливать самому доктору. Использовался внутридуговой механизм и клыки перемещались по стальной 0.018 дуге. пациентов наблюдали каждые 4 недели (28 дней).

Все изменения в сумме ретракции были зафиксированы внеротовым путем с помощью гнущейся линейки. Сумма ретракции измерялась от срединной линии верхней челюсти до мезиального края клыка. Каждое измерение проводилось 4 раза, и выводился общий результат. Измерения были проведены до 0,5 мм.

Скорость ретракции клыков определили как пройденное расстояние за время, которое нужно для закрытия послеэкстракционного промежутка. Сумму ретракции измеряли для каждой стороны во время закрытия промежутка, но измерения, используемые в этом исследовании, проводились в течение 28 дней, пока один из клыков не достигнет правильного положения; это значит, что окончательное значение ретракции определяли только тогда, когда экстракционный промежуток был закрыт с какой-либо стороны (рис. 6).

Результаты

Сумма перемещений для разных типов брекетов представлена в табл. 2. Скорость перемещения у обычных брекетов больше чем в системах самолигирующихся брекетов, причем у брекетов SmartClip быстрее, чем Damon3. Так же средние различия в последовательных назначениях были маленькими, разница между обычными брекетами и самолигирующимися брекетами была статистически значимой при t-test: SmartClip, $P < 0,0043$; Damon3, $P < 0,0001$.

Уровень перемещения за 28 дней составил на 0,27 мм быстрее у обычных брекетов по сравнению с системой Damon, это статистически значимая величина ($P < 0,0001$).

Средний уровень перемещения для обычных брекетов 0,27 мм за 28 дней, этот результат статистически значительно больше, чем для брекетов системы Damon3 ($P < 0,0001$). По сравнению

с брекетами системы SmartClip результат так же был статистически значимым 0,07 мм ($P < 0,0043$). при комбинации самолигирующихся брекетов и сравнении их результатов с обычными брекетами получили результат 0,17 мм перемещения за 28 дней, что так же является статистически значимым ($P < 0,0001$).

Обсуждение

При сравнении этих результатов перемещения зубов следует принять во внимание несколько пунктов, описанных ниже.

Скорость перемещения в этом исследовании скользящей механики в сравнении с другими типами перемещения зубов.

Качества, которые влияют на сопротивление скольжению, представляют большой интерес у всех ортодонт, потому что низкое сопротивление скольжению может привести к повышению эффективности и сокращению сроков лечения. Уровень сил, размер дуги и геометрические характеристики брекета могут повлиять на степень перемещения зубов.

Во многих исследованиях, которые изучали взаимоотношения сил и перемещения, использовали закрывающие петли. Хотя в них на прямую не изучался эффект скольжения, но они дают некоторые представления о влиянии величины силы на скорость перемещения зубов и характер этого перемещения. Voester и Johnston (15) использовали секционные закрывающие петли для ретракции клыков в случаях с удалением с применением силы в 60, 150, 240 и 330 гр. Их целью было изучение скорости перемещения зубов с помощью различного уровня сил. Они пришли к следующим результатам: 0,8 мм/мес. для 60 гр., 1,3 гр./мес. для 150 гр., 0,8 мм/мес. для 240 гр. и 1 мм/мес. для 330 гр. Они пришли к выводу «закрытие пространства происходит одинаково быстро при силе от 5 (возможно меньше) до 11 унций. В этом диапазоне костная резорбция протекает на минимальной скорости и соответственно может представлять собой ограничивающий скорость фактор. Iwasaki и др. [16] использовал секционные закрывающие петли для ретракции клыков для изучения скорости движения зуба при уровне сил 18 и 60 гр. При использовании 60 гр он получил скорость перемещения 1,27 мм за месяц. При использовании 18 гр. — 0,87 мм/мес. плюс индивидуальные вариации. Они сделали вывод, что «биологические и метаболические качества клеток должны приниматься во внимание во время перемещения зубов». Следуя выводам этих трех работ, очевидно,

что присутствует уровень силы, достаточный для получения биологического ответа, перемещение зубов является биологической функцией, не производной силы.

В следующих исследованиях изучали скользящую механику. Paulson и др. [17] измеряли ретракцию клыков, используя скользящую механику по 0.016 дуге. Ретракционная сила — 50 и 100 гр. Его результат был 1,08 мм/мес., но индивидуальные показатели в пределах 0,7—2,4 мм/мес. Huffman и Way [18] проводили исследования, чтобы определить сумму перемещений, скорость перемещения и сумму отклонений при ретракции клыков по 0.016 и 0.020 дуге силой 200 гр. Скорость на 0.016 дуге составила 1,37 мм/мес. и 1,20 мм/мес. на 0.020 дуге. Разница не была статистически значимой. Sonis и др. [19] использовали цепочку и латексную нить для ретракции клыков по дуге 0.016x0.020 с начальной силой 250—400 гр. Основная скорость, которую смогли определить за три недели, была 1,28 мм для эластической нити и 1,51 мм для эластической цепочки. Они сделали вывод, что «все материалы, которые использовались в исследовании, способствуют одинаковому по сумме перемещению».

Основываясь на полученных данных можно сделать вывод, что оптимальной силой для ретракции клыков является 150 гр.

Другие исследования по сравнению самолигирующихся и обычных брекетов.

Сторонники самолигирующихся брекетов рекомендуют их из-за наличия легких сил, меньшего трения, низкого момента, и вследствие этого более эффективного (быстрого) перемещения зубов. Есть ли доказательства того, что эти предполагаемые преимущества реальны?

Miles и др. [20] исследовали эффективность обычных брекетов и брекетов системы Damon во время первоначального этапа выравнивания. В исследовании принимали участие 60 пациентов. Индексы измеряли в трех временных точках: первоначальный этап, 10 и 20 недель. Обычные брекет-ы показали лучший уровень индекса неравномерности на 10 и 20 неделе. Авторы сообщили, что разница в выравнивании могла быть обусловлена тем, что брекет-ы Damon не заполняются полностью начальной дугой и допускают 8,5 градусов ротации по сравнению с обычными брекетами. Вторая дуга 0.016x0.025 не полностью была задействована системой. Они предположили, что градус вращения включенный в брекет-ы Damon объясняет

более лучшее выравнивание обычными брекетами. Miles [21] так же сравнивал брекет-ы SmartClip с обычными брекетами и пришел к выводу, что не было разницы при выравнивании скученности. Scott и др. [22] сделал рандомизированное клиническое исследование сравнения клинической эффективности на нижней челюсти брекетов Damon и пришли к выводу, что нет никакой разницы в снижении скученности. Pandis и др. [23] сравнивали величины моментов, образующихся при лабораторном моделировании вращательного момента зубов с использованием трех различных видов брекетов: 2 Orthos, Damon2, и In-Ovation R. Они обнаружили, что высокие моменты были получены при использовании брекетов Damon, и обычные брекет-ы порождали самый низкий момент. Thorstenson и Kusy [12, 14] также обнаружили, что брекет-ы Damon имеют более высокие силы связывания (второго порядка) по сравнению с обычными брекетами.

Эти исследования, в которых сравниваются самолигирующиеся брекет-ы и обычные брекет-ы, приводят к одинаковому выводу: тип лигирования лишь незначительно влияет на выравнивание на первоначальном этапе закрытия пространства.

Геометрические характеристики брекета как фактор, влияющий на сопротивление скольжению.

Hamdan и Rock [24], которые исследовали различные комбинации торка и наклона, высказали мнение, что каждые 4 градуса увеличения наклона брекета продуцируют значительное увеличение резистентности к скольжению. «RS было значительно увеличено путем наклона и торка вместе и по отдельности».

Ширина брекетов Damon 2,67 мм, а ширина брекетов SmartClip 2,79 мм, а Victory Series — 3,81 мм. Когда сила прилагается к клыку (или любой другой зуб) брекет осуществляет перемещение по дуге, таким образом, создается момент силы (MF). Чтобы противодействовать MF, возникает момент пары (MC). MC эквивалентен силе на углах брекета. Максимальный изгибающий момент (MBM) возникает, когда зуб движется по дуге $MBM = (FWX)/L$ (рис. 7).

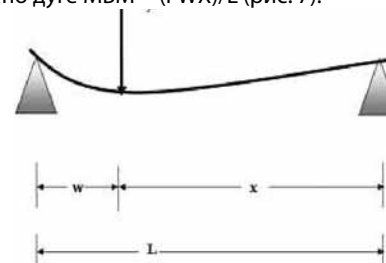


Рис. 7. Луч иллюстрирует позицию максимального изгибающего момента (MBM). Максимальный изгибающий момент $MBM = (FWX)/L$

Для оценки влияния ширины брекета на движение зуба по дуге мы можем использовать алгебраическое уравнение $MC = FW$ то $F = MC/W$. Подставляем в это уравнение максимальный изгибающий момент и получаем:

$$M = \frac{FWX}{L} = \frac{M_c}{W} \frac{WX}{L}$$

Подставляя $(L-W)$ при X дает нам:

$$M = \frac{M_c}{W} \frac{W(L-W)}{L} = \frac{M_c(L-W)}{L},$$

который показывает нам, что W (ширина) брекета увеличивается, а макси-

мальный изгибающий момент уменьшается.

Следовательно, более узкий брекет генерирует более высокие моменты (высокие силы по краям), чем более широкий брекет. Эти дополнительные силы могут увеличить устойчивость к скольжению. Эта концепция уже включена в стандартный текст книг по ортодонтии [25], которые пропагандируют более широкие брекеты для лучшего скольжения в связи с уменьшением краевого угла.

В данном исследовании скорость перемещения клыков за 28 дней была больше на стороне с обычными брекетами, чем на стороне с самолигирующимися. Это

статистически значимая разница, но клинически подобные данные не имеют значения. Хотя геометрия брекета, а именно ширина влияет на сопротивление скольжению нужно по-прежнему иметь ввиду факторы, ограничивающие скорость перемещения зубов.

Выводы

Перемещение клыков путем скольжения по малоразмерным дугам происходит быстрее при использовании обычных брекетов, возможно потому, что узкие самолигирующиеся брекеты приводят к большему эластическому связыванию и сопротивление скольжению при этом гораздо больше, чем трению.

Перевод Э. В. Голик

Резюме

Цель: сравнить скорость ретракции клыков верхней челюсти при использовании обыкновенных брекетов на одной стороне и самолигирующихся брекетов на другой.

Материалы и методы: испытание прошли 43 пациента, у которых проводили удаление премоляров на верхней челюсти. Самолигирующиеся брекеты (Damon3, SmartClip) были поставлены им на верхнюю челюсть с одной стороны, а с другой стороны — обыкновенные брекеты (Victory Series). Ретракция зубов проходила на стальной дуге с 0.018 пазом и пружиной 150 гр. Анализ результатов проводился с использованием t-теста.

Результаты: при использовании обычных брекетов среднее значение перемещения составляет 1,17 мм за 28 дней. Для брекетов системы Damon это расстояние составляет 0,9 мм и для системы SmartClip 1,10 мм. Разница между обычными и самолигирующимися брекетами статистически значимая SmartClip, $P < 0,0043$, Damon, $P < 0,0001$.

Заключение: ретракция происходит быстрее на обычных брекетах, возможно потому что у самолигирующихся брекетов недостаточно широкие.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Blau JP. Tribology and Its Nomenclature in Friction and Wear Transitions of Materials. Park Ridge, NJ: Noyes Publications; 1989.
2. Jastrebki ZB. The Nature and Properties of Engineering Materials. 3rd ed. New York, NY: Wiley; 1987.
3. Kusy RP, Whitley JQ. Influence of archwire and bracket dimensions on sliding mechanics: derivations and determinations of the critical contact angles for binding. Eur J Orthod. 1999;21:199–208.
4. Kusy RP. Ongoing innovations in biomechanics and materials for the new millennium. Angle Orthod. 2000;70:366–376.
5. Articulo LC, Kusy RP. Influence of angulation on the resistance to sliding in fixed appliances. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1999;115:39–51.
6. Nicolls J. Frictional forces in fixed orthodontic appliances. Dent Pract. 1968;18:362–366.
7. Peterson L, Spencer, Andeasen GF. Comparison of frictional resistance of Nitinol and stainless steel wires in edgewise brackets. Quint Inter Digest. 1982;13:563–571.
8. Frank CA, Nikolai RJ. A comparative study of frictional resistance between orthodontic bracket and archwire. Am J Orthod. 1980;78:593–609.
9. Andeasen GF, Quevedo FR. Evaluation of frictional forces in the 0.022 3 0.028 edgewise bracket in vitro. J Biomech. 1970;3:151–160.
10. Sims AP, Waters NE, Birnie DJ. A comparison of the forces required to produce tooth movement ex vivo through three types of pre-adjusted brackets when subjected to determined tip or torque values. Br J Orthod. 1994;21:367–373.
11. Ogata RH, Nanda RS, Duncanson MG Jr, Sinha PK, Currier GF. Frictional resistances in stainless steel bracket-wire combinations with effects of vertical deflections. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1996;109:535–542.
12. Thorstenson BS, 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.
13. Thorstenson BS, Kusy RP. Comparison to resistance to sliding between different self-ligating brackets with secondorder angulation in the dry and saliva states. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2002;121:472–482.
14. Thorstenson GA. SmartClip self-ligating brackets frictional study. In: Orthodontic Perspectives. Vol XII, No 1. Monrovia, CA: 3M Unitek; 2005:8–11.
15. Boester CH, Johnston LE. A clinical investigation of the concepts of differential and optimum force in canine retraction. Angle Orthod. 1974;44:113–119.
16. Iwasaki LR, Haack JE, Nickel JC, Morton J. Human tooth movement in response to continuous stress of low magnitude. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2000;117:175–183.
17. Paulson RC, Speidel TM, Isaacson RJ. A laminagraphic study of cuspid retraction versus molar anchorage loss. Angle Orthod. 1970;40:20–27.
18. Huffman JD, Way DC. A clinical evaluation of tooth movement along arch wires of two different sizes. Am J Orthod. 1983;83:453–459.
19. Sonis AL, Van der Plas E, Gianelly A. A comparison of elastomeric auxiliaries versus elastic thread on premolar extraction site closure: an in vivo study. Am J Orthod. 1986;89:73–78.
20. Miles PG, Weyant RJ, Rustveld L. A clinical trial of Damon2 vs conventional twin brackets during initial alignment. Angle Orthod. 2006;76:480–485.
21. Miles PG. SmartClip versus conventional brackets for initial alignment: is there a difference? Aust Orthod J. 2005;21:123–127.
22. Scott P, DiBiase AST, Sherriff M, Coburne MT. Alignment efficiency of Damon3 self-ligating and conventional orthodontic bracket systems: a randomized clinical trial. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2008;134:470–471.
23. Pandis N, Eliades T, Partowi S, Bouraueil C. Moments generated during simulated rotational correction with selfligating and conventional brackets. Angle Orthod. 2008;78:1030–1034.
24. Hamdan A, Rock P. The effect of different combinations of tip and torque on archwire/bracket friction. Eur J Orthod. 2008;30:508–514.
25. Proffit WR. Mechanical principles in orthodontic force control. In: Proffit WR, Fields HW, Sarver DH, eds. Contemporary Orthodontics. 4th ed. St Louis, Mo: Elsevier; 207:376.