

Iosif Sifakakis*, Nikolaos Pandis**, Margarita Makou*, Theodore Eliades***, Christos Katsaros****, Christoph Bourauel*****

*Кафедра ортодонтии, школа стоматологии, Университет Афин, Греция

**Частная практика, Корфу, Греция

***Кафедра ортодонтии и детской стоматологии, Центр дентальной медицины Университета Цюриха, Швейцария

****Кафедра ортодонтии и челюстно-лицевой ортопедии, Школа Стоматологии, Университет Берн, Швейцария

*****С + М Председатель, Школа Стоматологии, Университет Бонна, Германия

ЭКСПРЕССИЯ ТОРКА У ОБЫЧНЫХ БРЕКЕТОВ С ПАЗОМ 0,018 И 0,022 ДЮЙМА

Статья печатается по разрешению журнала «European Journal of Orthodontics»

European Journal of Orthodontics 35 (2013) 610–614

Введение

Критерии, определяющие выбор брекетов часто субъективны и широкий ассортимент аппаратуры является доступным в настоящее время. Что касается прописи торка, различия между брекет-системами включают в себя изменения в несколько градусов, однако, точное влияние этого изменения на экспрессию торка может быть умножено или отрицаемо факторами, которые сильно отличаются от этого. Эти факторы включают в себя размеры и свойства материала дуги и брекета, угол изгиба дуги по отношению к брекетам, способа лигирования и взаимного расположения брекетов, как связь с морфологией зубов (Germane и др., 1989; Morina и др., 2008; Huang и др., 2009; Archambault и др., 2010). В результате, не удалось найти существенные различия между системами в исследовании, которые сравнивали окончательный результат ортодонтического лечения с брекет-системами различных прописей (Kattner и Schneider, 1993; Ugur и Yukay, 1997; Moesi и др., 2011).

Размер паза — это другой фактор, который потенциально может влиять на экспрессию торка. Системы с пазом 0,018 могут иметь некоторые недостатки по сравнению с пазом 0,022 при механике скольжения. Дуга из нержавеющей стали размером 0,021 дюйма, достаточно близка к исходному размеру паза брекета 0,022 дюйма, чтобы обеспечить полноценное участие паза брекета — упругость и диапазон при скручивании настолько ограничены, что эффективность торка и дуги практически невозможны. Альтернативы, которые позволяют преодолеть это ограничение включают в себя использование сплавов NiTi и β -Ti, вспомогательные элементы или прямоугольные стальные дуги меньшего размера, например, 0,019×0,025 дюйма, с расширенной инклинацией (Proffit и Fields, 2000). По этой причине, прописи торка брекетов с пазом 0,022 дюйма, как правило, преувеличены, так как паз 0,021 или 0,022 дюйма при меньшем размере дуг не может использоваться в этих брекетах.

В настоящее время только несколько исследований сравнили две различные системы паза относительно клинического исхода и продолжительности ортодонтического лечения (Amditis и Smith, 2000; Dettlerline и др., 2010). Тем не менее, есть

отсутствие доказательств о количественной оценке генерируемых моментов на заключительных этапах лечения между различными системами паза. Это было целью данного исследования для оценки влияния прописи торка брекета между пазом 0,018 и 0,022 дюйма на моменты, генерируемые в сагиттальной плоскости на центральный резец от прямоугольных дуг из нержавеющей стали.

Материалы и методы

Экспериментальное устройство

Генерируемые моменты (торк) верхнего центрального резца были смоделированы в системе ортодонтического измерения и моделирования (OMSS), измерительное устройство широко используется в литературе для количественной оценки различных систем ортодонтических сил (Bourauel и др., 1992). Это устройство способно трехмерно регистрировать векторы сила/торк во время движения зубов, которые могут быть потенциально смоделированы (Drescher и др., 1991). С этой целью, OMSS имеет две независимо управляемых таблицы позиционирования, оснащенные шестью компонентами датчиков силы/торка, которые соответствующим образом связаны с рассматриваемой областью. Полученное движение зуба рассчитывается с помощью математической модели от центрального персонального компьютера и выполняется с помощью таблиц определения местоположения.

Конфигурация и материалы

Оценивались четыре различных прописи брекетов одного типа (Mini Diamond® Twin, ORMCO, Orange, Калифорния, США) были оценены: с высоким показателем торка паз 0,018 и 0,022 дюйма и с малым показателем торка паз 0,018 и 0,022 дюйма. Прописанный торк брекетов для центрального резца, бокового резца, клыка и премоляров составлял 22, 14, 7 и 0 градусов в серии с высоким показателем торка и 14, 7, 0, и –7 градусов, соответственно, в серии с низким показателем торка. Показатели ангуляции были одинаковыми для обоих видов брекетов с высоким и низким торком (5, 8, 10 и 0 градусов).

Четыре одинаковых модели верхней челюсти с выровненной зубной дугой были сконструированы из акрилового полимера, и на каждую модель были зафиксированы

брекеты до вторых премоляров. Брекеты с пазом 0,018 дюйма были зафиксированы на моделях с помощью идеальной дуги из нержавеющей стали 0,018 × 0,025 дюйма таким образом, чтобы дуга пассивно входила в паз брекета. Для бондирования брекетов с пазом 0,022 дюйма использовалась дуга из нержавеющей стали 0,021×0,025 дюйма. Датчик OMSS торк/сила заменил правый центральный резец, и брекет был зафиксирован непосредственно на датчик. В этой конфигурации была проведена настройка системы с указанной дугой на месте и все генерируемые силы/торк были отменены.

Десять образцов дуг из нержавеющей стали 0,017×0,025 (ORMCO) оценивались в брекетах с пазом 0,018 с низким и высоким показателем торка. В серии измеряемых дуг при пазе 0,022 дюйма было десять образцов из нержавеющей стали 0,019×0,025 дюйма (ORMCO). В качестве шаблона для конструкции всех дуг использовалась ксерокопия модели. Дуги фиксировались к брекетам с помощью эластических лигатур 0,120 дюйма (O; ORMCO). К брекету правого центрального резца постепенно применялся щечный корневой торк 15 градусов (–15 градусов), а затем 15 градусов небный корневой торк (15 градусов), с шагом 0,5 градусов вдоль центральной оси паза. После каждой активации, брекет устанавливался в исходное положение, и моменты в сагиттальной плоскости регистрировались в течение этих вращений брекета. Каждое измерение повторялось еще раз, после повторного лигирования. Диапазон измерения моментов торка в OMSS составлял ± 450 Нмм и поперечный торк был равен 0,2 Нмм. Система OMSS во время циклов измерения была установлена в камере с контролируемой температурой (VEM 03/400, Vötsch Heraeus, Германия) (Bourauel и др., 1992).

Статистический анализ

Было рассчитано среднее значение двух повторных измерений в каждом образце генерируемых моментов на максимальное вращение отдельно для 15 и –15 градусов. Двусторонний дисперсионный анализ (ANOVA) модели был установлен в целях оценки генерированных моментов в зависимости от типа дуги при использовании брекетов с низким и высоким торком. В присутствии значительного взаимодей-

ствия между прописью торка и типом дуги, для сравнения сгенерированных моментов между дугой и брекетами с низким и высоким показателем торка по отдельности и в обеих сериях брекетов, использовались студенческие t-тесты. Все статистические анализы проводились с Stata 12 (Stata Corp, College Station, штат Техас, США).

Результаты

Данные двустороннего анализа ANOVA указывали на значительное взаимодействие между типом дуги и прописи торка и, следовательно, были использованы четыре независимых t-тестов для статистических выводов, как это показано в табл. 1 и 2. На 15 градусов, вставка 0,017×0,025 дюйма из нержавеющей стали дуге в скобках 0,018 игровых высокого крутящий момент 14,3 Нмм в центрального резца. При +15 градусах, фиксация дуги из нержавеющей стали 0,017×0,025 дюйма в брекетах с пазом 0,018 и высоким показателем торка сгенерировала 14,3 Нмм в центральном резце. В той же конфигурации, но в серии с низким показателем торка, измеренный момент составлял 12,9 Нмм. Дуга 0,019×0,025 дюйма из нержавеющей стали в брекетах с пазом 0,022 игровых скобках, дали 9,3 Нмм в серии с высоким показателем торка и 6,5 Нмм в серии с низким торком (табл. 1 и рис. 1).

Та же тенденция наблюдалась и при -15 градусах. Записанные значения составили 14,0 Нмм / 13,2 Нмм для паза 0,018 и 9,3 Нмм / 6,5 Нмм для паза 0,022 в брекетах с высоким и низким показателем торка, соответственно. Все четыре сравнения из T-тестов были весьма значительными (p<0,001). Оценки были точными, на что указывают узкие доверительные интервалы вокруг

них и моделирование по методу Monte Carlo.

Обсуждение

Большинство ортодонтических производителей предлагают разнообразные виды брекет-систем с различными показателями торка. В настоящем эксперименте разница между сериями с высоким и низким торком, при обоих размерах паза, составляла 8, 7, 7 и 7 градусов для центрального резца, бокового резца, клыка и премоляра, соответственно. Это различие повлияло на измеренные моменты центрального резца и привело к увеличению на 6–10 процентов в системе с пазом 0,018 дюйма и 44 процента в системе с пазом 0,022 дюйма. Больше ожидается увеличение последней системы, так как дуга для оценки была 0,019×0,025 дюйма, что есть на 0,002 дюйма шире у меньшего размера по сравнению с измеряемой дугой в пазе 0,018 дюйма. Увеличение жесткости консольной балки, сопровождающего увеличение поперечного сечения от дуги 0,017×0,025 до 0,019×0,025 дюйма той же композиции составляет приблизительно 55 процентов (Thurrow, 1982). Поддержка обоих концов пучка делает луч сильнее, и его размерность в направлении изгиба является основным фактором, определяющим его свойства, влияя на силы в кубической функции. В скручивании встречается напряжение сдвига, а не напряжение изгиба и различные уравнения, но в целом эффект будет тот же. Кроме того, если концы балки жестко закреплены, то есть они не могут свободно скользить, жесткость балки выше (Proffit and Fields, 2000).

Дуги, которые оцениваются в данном исследовании, обычно используются как финальные дуги во время ортодонтического лечения. В обеих сериях характеристик торка, измеренные моменты, генерируемые дугой 0,017×0,025 дюйма в системе с пазом 0,018, были выше, по сравнению с дугой 0,019×0,025 в пазе 0,022, из-за потери торка. Изгиб дуги 0,017×0,025 дюйма в пазе 0,018 дюйма может теоретически оцениваться примерно в 4 градуса и двойне при изгибе дуги 0,019×0,025 дюйма в пазе 0,022 (Dellinger, 1978; Thurrow, 1982; Sernetz, 1993; Meling и др., 1997). Экспериментально, большие потери торка, оцениваются в литературе

(Fischer-Brandies и др., 2000; Gmyrek и др., 2002; Harzer и др., 2004). Источником этого несоответствия может быть связан с закругленными краями брекета и паза так же, как и допустимое отклонение в размере; то есть, паз немного больше, чем описано, и дуга меньше, чем определено производителем (Meling и др., 1998; Gmyrek и др., 2002). Точность измерения дуг изготовителем не должна приниматься как должное (Fischer-Brandies и др., 2000). По данным этого исследования, комбинация дуги 0,017×0,025 дюйма и брекет-системы с пазом 0,018 была более эффективной в передаче торка, чем дуга 0,019×0,025 дюйма в пазе 0,022, по крайней мере, в отношении дуг из нержавеющей стали. Кроме того, сплавы с более низкими модулями упругости, такие как NiTi и β-Ti, которые представляют лишь малую часть торсионной жесткости нержавеющей стали и снижение твердости, могут оказаться неэффективным в передаче моментов торка к пазу брекета (Morina и др., 2008). Жесткость в изгибе дуги β-Ti 0,021 × 0,025 дюйма, которая может быть зафиксирована на заключительных этапах в брекетах с пазом 0,022 дюйма в 3 раза ниже, по отношению к стальной дуге 0,019 × 0,025, которая, в свою очередь, обладает вдвое большей жесткостью, по сравнению с дугой NiTi 0,019 × 0,025 дюйма (Kusy, 1983). Установлено, что дуги, со скорректированным торком отдельных зубов, должны быть достаточно тонкими (0,002 дюйма), чтобы скорректированная дуга вращалась в пазе соседних зубов без какой-либо передачи торка. Низкий показатель торка измеряемый в системе с пазом 0,022 не обязательно является недостатком в клинической практике, так как нет научного консенсуса относительно идеального момента торка (Burstone, 1966; Reitan, 1964; Bantleon и Droschl, 1988). Большинство авторов считают, что 5,0 Нмм это минимальный показатель торка, необходимый для верхнего центрального резца (Gmyrek и др., 2002; Harzer и др., 2004; Huang и др., 2009; Major и др., 2011), и недавние экспериментальные данные свидетельствуют о том, что более высокие показатели торка могут привести к резорбции корня, особенно в апикальной области (Casa и др.,

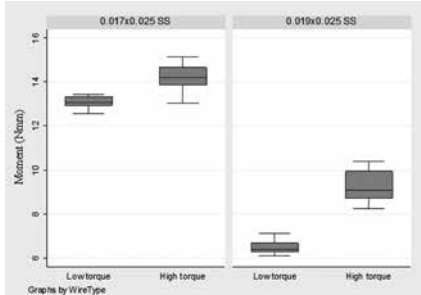


Рис. 1. Участки, показывающие измеренные моменты в Нмм (медианные значения, межквартильный диапазон 25-75)

Таблица 1. Среднее значение, стандартное отклонение (SD), среднее различие и T-тест лабиопалатинального момента (NMM) на смещенный центральный резец между различными экспериментальными конфигурациями (N=10)

| Rotation | 0.017 x 0.025* | | 0.019 x 0.025** | | P-value |
|----------|----------------|------------|-----------------|--------------------------|---------|
| | Torque | Mean (SD) | Mean (SD) | Mean difference (95% CI) | |
| +15 | High | 14.3 (0.5) | 9.3 (0.6) | 5.0 (4.5, 5.5) | <0.001 |
| | Low | 12.9 (0.2) | 6.5 (0.3) | 6.4 (6.2, 6.6) | <0.001 |
| -15 | High | 14.0 (0.6) | 9.3 (0.7) | 4.7 (4.1, 5.4) | <0.001 |
| | Low | 13.2 (0.3) | 6.5 (0.3) | 6.7 (6.4, 7.0) | <0.001 |

Таблица 2.

Двусторонний анализ ANOVA для определения эффективности типа дуги на генерируемые лабиопалатинальные моменты (Нмм) на смещенный центральный резец

| Number of obs = 80 | | R-squared = 0.9777 | | | |
|---------------------|------------|------------------------|--------|---------|----------|
| Root MSE = 0.475411 | | Adj R-squared = 0.9768 | | | |
| Source | Partial SS | Df | MS | F | Prob > F |
| Model | 751.49 | 3 | 250.50 | 1108.32 | 0.0000 |
| Wire | 437.17 | 1 | 437.17 | 1934.24 | 0.0000 |
| Torque | 12.04 | 1 | 12.04 | 53.28 | 0.0000 |
| Wire x torque | 15.27 | 1 | 15.27 | 67.57 | 0.0000 |
| Residual | 17.18 | 76 | 0.23 | | |
| Total | 768.67 | 79 | 9.73 | | |

2001; Bartley и др., 2011). Оба типа дуги в этом эксперименте, были зафиксированы эластическими лигатурами. Эффект эластического/металлического вида лигирования не ожидается как влияние величины торка при полном размере дуги в пазе и при стальной дуге 0,017×0,025 в пазе 0,018. Тем не менее, измеренный момент при фиксации стальной дуги 0,019×0,025 дюйма в паз 0,022, может быть на 20 процентов ниже, чем при использовании металлических лигатур при 5–15 градусах торка (Hirai и др., 2011). В этом эксперименте использовались жесткие эластичные лигатуры 0,120 дюйма, с тем, чтобы обеспечить исходное положение дуги с последовательной и аналогичной силой лигирования между различными брекет-системами (Taloumis и др., 1997; Iwasaki и др., 2003). К сожалению, основным недостатком эластичных

лигатур остается их быстрая потеря силы, которая может превышать 50 процентов в течении 24 часов, и, следовательно, этот факт делает прилегание дуги к пазу брекета гибким и неполным. Следует отдать предпочтение стальным лигатурам в случае с максимальным требованием торка (Taloumis и др., 1997; Gioka и Eliades, 2004). Как и в большинстве исследований in vitro, существуют некоторые ограничения и трудности в экстраполяции клинического значения. Это исследование было сосредоточено на сравнении исходных систем силы конкретных комбинаций брекет/дуга, но фактическая система силы, действующая на зубы, вероятно, изменяется во времени из-за наличия анизотропной периодонтальной связки. Система OMSS может имитировать первоначальное движение зуба в пародонте, и хотя это очень близко

к клинической ситуации, это не учитывает некоторых факторов, которые имеют дополнительное влияние на практике, например, возрастное состояние полости рта и воздействие слюны.

Выводы

Серия брекетов с высоким показателем торка производит более высокие величины торка по сравнению с брекетами с низким показателем торка. Эта разница преувеличена в системе стальной дуги 0,019×0,025 дюйма и паза 0,022, по сравнению со стальной дугой 0,017×0,025 и пазом 0,018.

Система из стальной дуги 0,019×0,025 дюйма и паза 0,022 генерирует меньший показатель торка по сравнению с системой из стальной дуги 0,017×0,025 дюйма и паза 0,018 дюйма, в конфигурации с высоким и низким показателем торка.

Перевод Мария Мижуря

Резюме

Целью данного исследования было оценить влияние моментов, генерируемых брекетами с низким и высоким показателем торка. Оценивались четыре различные комбинации брекетов одного и того же типа пропись-паз (Mini Diamond® Twin): с высоким показателем торка, паз 0,018 и 0,022 дюйма и с малым показателем торка, паз 0,018 и 0,022 дюйма. Эти брекеты были зафиксированы на одинаковых акриловых полимерных моделях верхней челюсти с выровненными зубами, и в каждую модель была установлена система ортодонтического измерения и моделирования (OMSS, Orthodontic Measurement and Simulation System). Десять образцов дуг из нержавеющей стали (ORMCO) 0,017×0,025 и десять дуг 0,019×0,025 дюйма оценивались при использовании брекетов (паз 0,018 и 0,022) с низким и высоким торком. Дуги фиксировали к брекетам эластическими лигатурами, и каждое измерение повторяли еще раз после повторного лигирования. Для сравнения сгенерированных моментов между дугами с брекетами с низким и высоким показателем торка отдельно проводили двусторонний дисперсионный анализ и T-тест.

Максимальный момент, генерируемый дугой из нержавеющей стали 0,017×0,025 дюйма в брекетах с пазом 0,018 дюйма при +15 градусах в диапазоне от 14,33 и 12,95 Нмм для брекетов с высоким и низким показателем торка. Измерения торка брекетов с пазом 0,022 дюйма и дугой из нержавеющей стали 0,019×0,025 составляли 9,32 и 6,48 Нмм, соответственно. Записанные различия максимальных моментов между серией высоких и низких показателей торка были статистически значимыми. Брекеты с высоким торком вырабатывали более высокие моменты по сравнению с брекетами с низким торком. Кроме того, в обеих конфигурациях высокого и низкого торка, система стальной дуги 0,019×0,025 в пазе 0,022 дюйма генерирует более низкие моменты по сравнению с системой стальной дуги 0,017×0,025 в пазе 0,018 дюйма.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Amditis C, Smith L F 2000 The duration of fixed orthodontic treatment: a comparison of two groups of patients treated using Edgewise brackets with 0.018» and 0.022» slots. Australian Orthodontic Journal 16: 34-39
2. Archambault A, Major T W, Carey J P, Heo G, Badawi H, Major P W 2010 A comparison of torque expression between stainless steel, titanium molybdenum alloy, and copper nickel titanium wires in metallic self-ligating brackets. The Angle Orthodontist 80: 884-889
3. Bantleon H P, Droschl H 1988 [Front torque using a partial arch technic]. Fortschritte der Kieferorthopädie 49: 203-212
4. Bartley N et al. 2011 Physical properties of root cementum: Part 17. Root resorption after the application of 2.5° and 15° of buccal root torque for 4 weeks: a microcomputed tomography study. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics 139: e353-e360
5. Bourauel C, Drescher D, Thier M 1992 An experimental apparatus for the simulation of three-dimensional movements in orthodontics. Journal of Biomedical Engineering 14: 371-378
6. Burstone C J 1966 The mechanics of the segmented arch techniques. The Angle Orthodontist 36: 99-120
7. Casa M A, Faltin R M, Faltin K, Sander F G, Arana-Chavez V E 2001 Root resorptions in upper first premolars after application of continuous torque moment. Intra-individual study. Journal of Orofacial Orthopedics 62: 285-295
9. Dellinger E L 1978 A scientific assessment of the straight-wire appliance. American Journal of Orthodontics 73: 290-299
10. Dettlerline D A, Isikbay S C, Brizendine E J, Kula K S 2010 Clinical outcomes of 0.018-inch and 0.022-inch bracket slot using the ABO objective grading system. The Angle Orthodontist 80: 528-532
11. Drescher D, Bourauel C, Thier M 1991 Application of the orthodontic measurement and simulation system (OMSS) in orthodontics. European Journal of Orthodontics 13: 169-178
12. Fischer-Brandies H, Orthuber W, Es-Souni M, Meyer S 2000 Torque transmission between square wire and bracket as a function of measurement, form and hardness parameters. Journal of Orofacial Orthopedics 61: 258-265
13. Germane N, Bentley B E Jr, Isaacson R J 1989 Three biologic variables modifying faciolingual tooth angulation by straight-wire appliances. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics 96: 312-319
14. Gioka C, Eliades T 2004 Materials-induced variation in the torque expression of preadjusted appliances. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics 125: 323-328
15. Gmyrek H, Bourauel C, Richter G, Harzer W 2002 Torque capacity of metal and plastic brackets with reference to materials, application, technology and biomechanics. Journal of Orofacial Orthopedics 63: 113-128

Полный список литературы находится в редакции.

СОВРЕМЕННАЯ ОРТОДОНТИЯ, 2014, №04(38)