

УДК 531/534: [57+61]

О ВОЗМОЖНОСТЯХ БИОМЕХАНИЧЕСКОГО СОПРОВОЖДЕНИЯ ПРОЦЕССА ОРТОДОНТИЧЕСКОГО ЛЕЧЕНИЯ ЗУБОВ

А.Н. Чуйко

Кафедра механики и графики Харьковского государственного университета питания и торговли, Украина, 61061, Харьков, ул. Клочковская, 333, e-mail: achuiko@mail.ru

Аннотация. На основе предложенной автором методики определения величины сил, действующих на зубы при ортодонтическом лечении, рассмотрена возможность биомеханического сопровождения процесса лечения на примере конкретного клинического случая. Особенностью и достоинством предлагаемой методики является ее ориентация на достигнутое положение брекетов. Исходной базой для расчета является взаимная ориентация в пространстве пазов соседних брекетов. У практикующих ортодонтос появляется новая количественная база данных, которую можно использовать для прогнозирования как ближайших, так и отдаленных результатов лечения.

Ключевые слова: ортодонтическое лечение, биомеханическое сопровождение, величина силы.

ВВЕДЕНИЕ

В руководствах и пособиях для практикующих ортодонтос обычно особое внимание уделяется необходимости контроля и дозирования сил, действующих на зубы со стороны ортодонтической дуги [1–3, 5, 6, 8].

Е.И. Гаврилов и А.С. Щербакос [2] отмечают, что в ортодонтии трудно говорить о конкретном измерении величины применяемой силы. М.Л. Шварц [8] утверждает, что поскольку основные публикации по подбору оптимального уровня силы и времени ее действия сомнительны, то при отсутствии точных ответов подбор дуг проводится эмпирически, без четких критериев. Известный врач-ортодонт В. Александер [1] пишет, что ортодонты остаются удовлетворены тем эмпирическим фактом, что та или иная комбинация дуг «работает». Однако основные знания о свойствах различных ортодонтических проволок могут быть полезны для практикующего врача, стремящегося обеспечить эффективное и высококачественное лечение.

В книгах В.А. Тугарина, Л.С. Персина, А.Ю. Порохина [5, 6], предназначенных для врачей-стоматологов и врачей-ортодонтос, говорится, что результат лечения несъемной ортодонтической техникой определяется выбранной методикой, которая, в свою очередь, напрямую зависит от умения подобрать силовые характеристики элементов, совершающих работу в процессе ортодонтического лечения. Возникает такая проблема, как сложность дозирования усилий, что зачастую может привести к перегрузке зубов с последующими осложнениями в виде травматических периодонтитос, вывиху зуба и т.п. В клинических условиях не удастся измерить площадь пародонта перемещаемых зубов и давление на единицу площади, поэтому

о величине развиваемых нагрузок врач судит по своим оценкам и ощущениям пациента.

Более подробно остановимся на работе Р. Маклафлина, Д. Беннета, Х. Тревизи [3], самой «свежей» в данном хронологическом обзоре, в которой известные авторы осмысливают итоги своей многолетней (1975–2001) практической деятельности. Одно из основных положений этой работы состоит в том, что механика ортодонтического лечения определяется четырьмя основными факторами – выбором брекетов, позиционированием, лечебными дугами и уровнем сил. Естественно, в одной статье невозможно рассмотреть биомеханические особенности всех четырех факторов. Поэтому основное внимание в предлагаемом исследовании уделяется возможностям определения величины сил в практике ортодонта. В разделе «Незначительные постоянные силы» [3] сообщается, что незначительные силы особенно важны на начальных этапах лечения. Термин «незначительные силы» трудно определить количественно. Традиционно силы в диапазоне 200 г считались незначительными, а силы, превышающие 600 г, – чрезмерными.

Таким образом, известные ортодонты утверждают, что практикующий ортодонт работает эмпирически [1, 3, 6, 8], анализируя результаты, достигнутые на каждом из этапов, т.е. принимает решения постфактум, хотя и не отрицает пользы более глубокого понимания происходящих при лечении процессов [1, 3, 6].

Для нас же принципиально важно то, что каждый свой шаг ортодонт может и должен корректировать соответствующими расчетами, позволяющими предвидеть последующее поведение всей системы «ортодонтическая дуга–зубы». Тогда он сможет предупредить, а не только распознать признаки применения чрезмерных сил. Более того, четкое представление о том, как применять их (силы) в определенных клинических случаях, будет сопровождаться численной оценкой величины действующих сил. Неоценимую помощь в этом подходе будет оказывать статистика биомеханического сопровождения лечения зубов, накопленная как отдельным врачом, так и в клинике и в отрасли в целом. Изложение методики этих расчетов и является основной целью предлагаемой статьи.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Как следует из вышеизложенного, до количественного определения действующих сил в рассмотренных работах дело, как правило, не доходит. Однако определение усилий – это только одна сторона проблемы, так как характер всех преобразований, происходящих в костных тканях, зависит от распределения усилий, т.е. возникающих полей напряжений. Биомеханический анализ предполагает определение действующих напряжений и деформаций в каждом элементе рассматриваемой структуры и последующее сравнение их с разрушающими (травмирующими) напряжениями и деформациями с использованием такого метода математического моделирования и анализа, как метод конечных элементов [7].

Далее рассмотрим кратко основные положения двух методик: о принципах выбора ортодонтических дуг [4] и расчета величины сил, действующих на зубы при ортодонтическом лечении [7].

На рис. 1 приведена трехточечная схема изгиба ортодонтической дуги (а), ее расчетная схема (б) по [4] и расчетная схема (в) по [7]; для каждой расчетной схемы приведены эпюры поперечных сил Q и изгибающих моментов M . В обеих расчетных схемах предполагается, что ортодонтическая дуга закреплена в брекетах на опорных зубах так, что повороты проволоки относительно паза брекета невозможны. Это допущение, упрощающее расчетную схему, основано на том, что используемые в ортодонтической технике брекеты и трубки имеют значительную ширину по

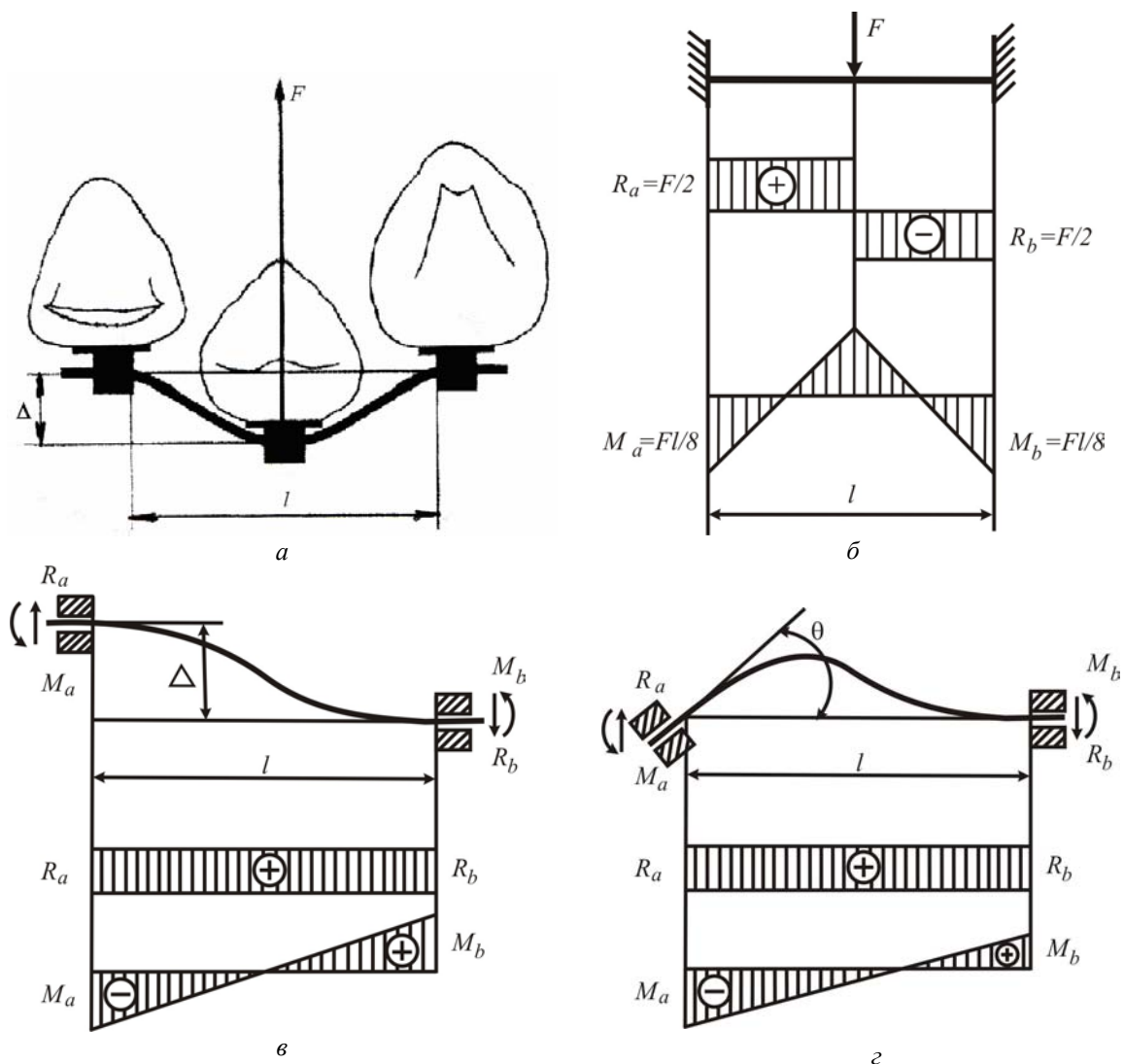


Рис. 1. Трехточечная схема изгиба ортодонтической дуги (а) и ее расчетная схема (б) по [4] и по [7] при линейном отклонении опоры (в) и при повороте опоры (з)

сравнению с диаметром проволоки, и поэтому закрепленную в их пазе ортодонтическую дугу можно считать жестко защемленной на обоих концах. При ширине паза брекета 0,56 мм и диаметре проволоки 0,41 мм образуется зазор в 0,15 мм. Тогда при ширине брекета 4 мм возможный поворот дуги составит около 2° , что приведет к некоторому снижению «жесткости заделки». Как показывают предварительные расчеты, учет этого угла поворота дает уменьшение действующих сил и моментов не более чем на 5%. Поэтому эти уточнения в данной статье не рассматриваются, но всегда могут быть включены в расчет.

Как это принято в сопротивлении материалов, реакции – поперечная сила (R) и изгибающий момент (M) в левой опоре имеют индекс a , а в правой опоре – b .

Принципиальная особенность и различие рассматриваемых расчетных схем состоит в следующем:

- на рис. 1, б, несмотря на то, что зубы показаны разные, анализируется только симметричная схема;
- расчетная схема, представленная на рис. 1, в, предполагает, что размер правой и левой ветви ортодонтической дуги может быть разным, т.е. схема может быть несимметричной;

- расчетная схема, представленная на рис. 1, *з*, предполагает, что отклонение среднего зуба может быть не только линейным, но и угловым, т.е. схема в этом случае принципиально является несимметричной.

Для анализа расчетного случая, представленного на рис. 1, *а*, в работе [4] используется формула

$$F = \frac{192EJ}{l^3} \Delta, \quad (1)$$

где EJ – жесткость ортодонтической дуги на изгиб, которая зависит от модуля упругости материала дуги (E) и момента инерции поперечного сечения дуги (J); l – расстояние между брекетами на опорных зубах, Δ – прогиб ортодонтической дуги под действием центрально приложенной силы F . Если расчетная схема, представленная на рис. 1, *а*, будет несимметричной (при различном расстоянии между зубами), то формула (1) будет иметь более сложный вид.

Для анализа расчетных случаев, представленных на рис. 1, *в*, *з*, основные теоретические зависимости достаточно подробно рассмотрены в работе [7]. Они могут быть получены как на основе интеграла Мора, так и метода начальных параметров.

В первом случае, при отклонении среднего зуба на величину Δ , на концах проволоки (в зоне, примыкающей к пазу брекета) значения поперечных сил и изгибающих моментов имеют вид

$$R_a = -R_b = \frac{12EJ\Delta}{l^3}, \quad M_a = M_b = \frac{6EJ\Delta}{l^2}. \quad (2)$$

Во втором случае, когда один из брекетов установлен под углом θ ,

$$R_a = -R_b = \frac{6EJ\theta}{l^2}, \quad M_a = 2M_b = \frac{4EJ\theta}{l}. \quad (3)$$

Здесь следует подчеркнуть особенность параметра l в рассматриваемых схемах: в формуле (1) это расстояние между брекетами на опорных зубах, а в формулах (2, 3) это расстояние между двумя соседними брекетами, которое может быть разным.

Комбинация результатов, рассчитанных по формулам (2), (3), позволяет определить усилия и моменты, как в ортодонтической дуге, так и в зубе, к которому прикреплен брекет, при любых значениях Δ и θ .

Легко показать, что если в первую формулу (2) подставить вместо l значение $l/2$, т.е. повторить схему, представленную на рис. 1, *а*, то получим результат, аналогичный формуле (1),

$$F = 2R_a = 2 \frac{12EJ\Delta}{(l/2)^3} = \frac{192EJ}{l^3} \Delta. \quad (4)$$

Так же, если во вторую формулу (2) подставить вместо l значение $l/2$, а затем значение Δ , вычисленное из (1) или (4), получим

$$M = \frac{6EJ}{(l/2)^2} \Delta = \frac{24EJ}{l^2} \Delta = \frac{24EJ}{l^2} \cdot \frac{Fl^3}{192EJ} = \frac{Fl}{8}. \quad (5)$$

Таким образом, и в этом случае получаем результат, показанный на эпюре моментов (см. рис. 1, *б*). Это говорит о том, что формула (1) является частным случаем

формул (2), и методика, отражаемая расчетными схемами, представленными на рис. 1, в, г, носит более общий характер.

Заметим, что в ортодонтической литературе разговор идет, как правило, только о силах и их величине. Но в ортодонтической дуге, как в балке, при поперечном изгибе возникают и изгибающие моменты. Формулы (2), (3) получены с учетом, как поперечной силы, так и изгибающего момента. То есть, во-первых, когда мы говорим о силах, продуцируемых ортодонтической дугой, нужно иметь в виду оба силовых фактора – силу и момент. Во-вторых, для того чтобы сказать, какой силовой фактор (сила или момент) является преобладающим, в каждом конкретном случае требуется дополнительное исследование.

Еще одно замечание. Выражения «сильная дуга», «слабая дуга» с позиций механики не совсем корректны. Ведь какой бы жесткой ни была дуга, силу она создает только при наличии отклонения. Поэтому одну и ту же по величине силу можно получить и при жесткой дуге, и при податливой дуге, если варьировать величину отклонения (1), (2), (3).

Формулы (2), (3) продемонстрированы для расчетного случая (см. рис. 1, а), когда необходимо провести выравнивание и перемещение зубов в горизонтальной плоскости (в вестибулярно-оральном направлении). Если кривизна элемента дуги между зубами будет существенной, формулы (1), (2), (3) будут выглядеть несколько сложнее, так как в этом случае расчетной схемой будет не прямая балка, а арка. По аналогичной методике могут быть определены величины сил и моментов при необходимости выравнивания и перемещения зубов в вертикальной плоскости (экструзия или интрузия).

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЙ И ИХ АНАЛИЗ

Для демонстрации возможностей предлагаемой методики по оценке величины действующих сил при ортодонтическом лечении рассмотрим конкретный клинический случай. Сразу подчеркнем, что в данной статье будут рассмотрены только основные положения методики. Все необходимые и возможные уточнения будут только обозначены. Подчеркнем также, что любые, даже трудоемкие, расчеты всегда предпочтительнее «экспериментирования» с пациентом.

Пациент *N*, мальчик 15 лет. Состояние зубного ряда верхней челюсти до лечения представлено на рис. 2, а гипсовая модель зубного ряда на рис. 3. Налицо как скученность зубов, так и существенное смещение верхнего клыка (зуб 23) кверху.

Рассмотрим два плана лечения: без удаления зуба 24 (верхнего премоляра) и с его удалением. Для лечения без удаления расчетная схема аппарата фиксации, установленного на зубы 21–22–24–25–26, представлена на рис. 4, а для лечения с удалением схема аппарата, установленного на зубы 21–22–25–26, представлена на рис. 5.

В данном подходе предполагается, что ортодонтическая дуга, проходящая через брекеты, пазы которых сориентированы в пространстве строго на одной линии, изгибных деформаций не испытывает и сил и моментов не создает. Каждый элемент дуги, если он изогнут, из условия статического равновесия вызывает определенной величины реакцию в брежете в виде силы и момента, которые показаны на рис. 4, б и рис. 5, б. На этих рисунках прямоугольниками обозначены брекеты, а крупными цифрами под ними – номера соответствующих зубов. Жирными стрелками, соответственно прямыми и изогнутыми, обозначены силы и моменты. Следует обратить особое внимание на различие в направлениях сил и моментов для разных расчетных схем. Расстояния между брекетами обозначены над выносными стрелками. Все указанные размеры (в миллиметрах) корректировались по гипсовой модели

(см. рис. 3). На этих же рисунках обозначены отклонения каждого зуба от условной нейтральной линии. Разница между этими значениями для двух соседних зубов и представляет собой величину Δ , которая будет использована в расчетах.

Для лечения использованы брекететы и дуги фирмы *ORMCO*. На этапе выравнивания и перемещения зубов применена круглая дуга Ni-Ti диаметром $d = 0,41$ мм. В соответствии с уточнением в работе [7] ее жесткость на изгиб $EJ = 30,72$ Н·мм². Ширина брекета $b = 4$ мм.

Как следует из формул (2), (3), величина каждой реакции пропорциональна изгибной жесткости проволоки EJ , из которой выполнена дуга, величине взаимного отклонения соседних брекетов Δ или θ и обратно пропорциональна длине изогнутого участка дуги l . Причем длина входит в разные формулы в различной степени – от первой до третьей. От всех этих факторов зависят как величины реакций, которые необходимо алгебраически (с учетом знака или направления) суммировать на каждом зубе, так и величины действующих на зуб сил и моментов.

Приведенных выше данных, включая размеры на рис. 4, б и рис. 5, б, достаточно для расчетов по формулам (2), (3). Результаты расчетов реакций, возникающих в брекетах при изгибе дуги и обозначенных как R_{i-j} и M_{i-j} , приведены соответственно в табл. 1 и табл. 2.



Рис. 2. Зубной ряд верхней челюсти до лечения



Рис. 3. Гипсовая модель зубного ряда до лечения

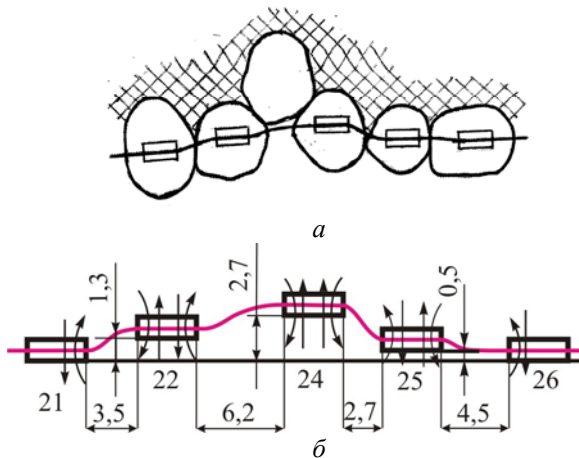


Рис. 4. Схема зубного ряда (а) и его расчетная схема (б) без удаления зуба 24

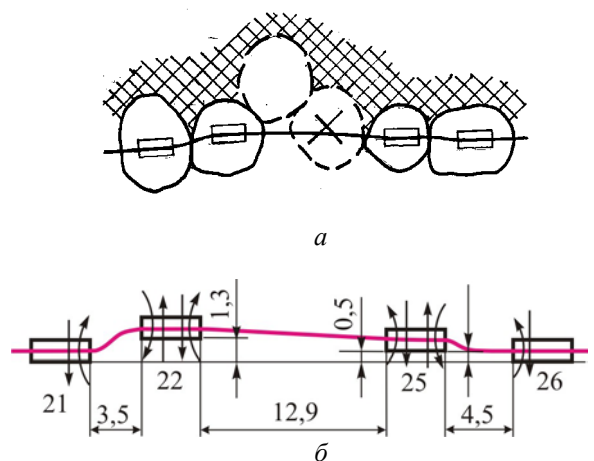


Рис. 5. Схема зубного ряда (а) и его расчетная схема (б) при удалении зуба 24

Таблица 1

Результаты расчета реакций–сил и моментов в брекетах без удаления зуба 24

Силовые факторы и перемещения	Элементы дуги			
	21–22	22–24	24–25	25–26
Δ , мм	1,3	1,4	2,2	0,5
l , мм	3,5	6,2	2,7	4,5
R_{i-j} , Н	11,18	2,16	38,9	2,02
M_{i-j} , Н·мм	19	6,71	53,6	4,55

Таблица 2

Результаты расчета реакций–сил и моментов в брекетах после удаления зуба 24

Силовые факторы и перемещения	Элементы дуги		
	21–22	22–25	25–26
Δ , мм	1,3	0,8	0,5
l , мм	3,5	12,9	4,5
R_{i-j} , Н	11,18	0,136	2,023
M_{i-j} , Н·мм	19	0,88	4,55

Таблица 3

Значения действующих на каждый зуб сил и моментов без удаления зуба 24

Силовые факторы	Зубы				
	21	22	24	25	26
F_i , Н	-11,18	9,02	41,04	-36,88	-2,023
M_i , Н·мм	19	-25,71	-46,89	-58,15	-4,55

Таблица 4

Значения действующих на каждый зуб сил и моментов после удаления зуба 24

Силовые факторы	Зубы			
	21	22	25	26
F_i , Н	-11,18	11,316	1,887	-2,023
M_i , Н·мм	19	-18,12	-5,43	-4,55

Подчеркнем, что на рис. 4, б и рис. 5, б показано направление реакций, т.е. как брекет воздействует на дугу, чтобы она изогнулась соответствующим образом. Действие внешних сил, т.е. действия дуги на брекет, а через него на зуб, в соответствии с условием статического равновесия будет направлено в обратную сторону. При этом принято следующее правило знаков: выдвигению зуба из десны (экструзия) соответствует знак «+», а внедрению зуба (интрузия) соответствует знак «-». Для моментов знаки соответствуют общепринятым знакам для ориентации при ангуляции: положительным считается мезиодистальное отклонение длинной оси коронки. Значения действующих на каждый зуб сил и моментов с учетом знаков приведены в табл. 3 и табл. 4.

Можно подчеркнуть, что полученные значения сил и моментов с учетом их направления соответствуют условию статического равновесия всего зубочелюстного сегмента, как 21–22–24–25–26, так и 21–22–25–26. Силы в вертикальной и горизонтальной плоскостях (силы за счет изгиба дуги первого и второго порядка) могут быть просуммированы по правилу сложения векторов.

Проведем краткий анализ полученных результатов. Легко установить из сравнения соответствующих цифр в табл. 3 и табл. 4, что при плане лечения без удаления зуба 24 этот зуб и зуб 25 будут наиболее нагруженными. Будет происходить существенная экструзия зуба 24 и интрузия зуба 25 с поворотом обоих зубов в

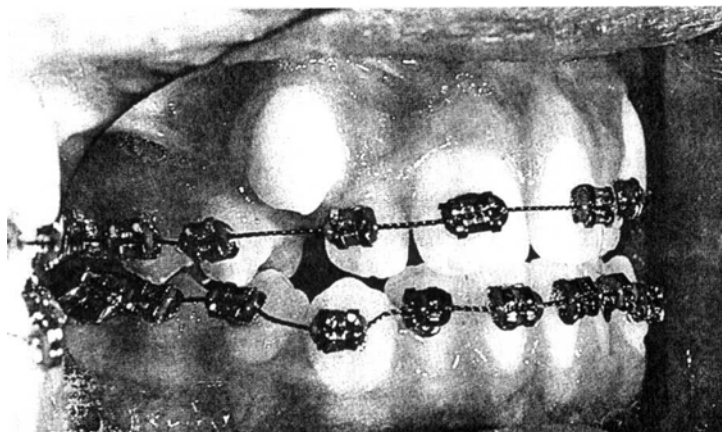


Рис. 6. Клинический пример с фиксацией частичного аппарата [3]. На вертикально и горизонтально смещенный правый верхний клык в начале лечения не приклеили брекет, поскольку необходимо было создать место, прежде чем попытаться переместить его в линию зубной дуги

мезиальную сторону. Таким образом, пространство, куда можно «опустить» зуб 23, будет уменьшаться.

Поскольку для зуба 23 необходимо создать место, прежде чем попытаться переместить его в линию зубной дуги, принято решение провести лечение с удалением первого премоляра (зуб 24), как показано на рис. 5, *a*. В этом случае посчитали целесообразным на этапе выравнивания зубов, применить частичный аппарат фиксации, не приклеивая брекет на зуб 23 (см. рис. 5, *a*) до получения необходимого промежутка между зубами. Как следует из данных табл. 4, значения сил и моментов, действующих на зубы, будут более благоприятными.

О том, что такой план лечения приемлем, говорит и пример клинического случая, близкого к рассматриваемому [3]. Перемещение клыка вниз (экструзия) может осуществляться с помощью внутриротового эластика. В данной статье биомеханику этого процесса, так же как биомеханику применения взаимообразных связей и спиральных пружин, мы не рассматриваем, но этому вопросу может быть посвящено отдельное исследование.

Приведенные выше результаты после расчетов по формулам (1), (2), (3) соответствуют учету упругих свойств дуги. Они справедливы при небольших отклонениях, когда упругие свойства дуги следуют закону Гука. Но, как известно, в настоящее время большую популярность получают дуги со свойством сверхупругости, которые создают значительно меньшие силы даже при значительных отклонениях. Дуги Ni-Ti также обладают сверхупругостью.

В табл. 5 приводятся значения сил и моментов для рассматриваемого клинического случая с учетом сверхупругости дуги. Методику таких расчетов предполагается изложить в следующей статье. Как следует из сравнения данных табл. 4 и табл. 5, сверхупругость сказалась в первую очередь на силах и моментах, приложенных к зубам 21 и 22, расстояние между которыми небольшое, а взаимное отклонение значительное.

Значения величины силы в зубах 21 и 22 (см. табл. 5) почти в два раза превышает значение «чрезмерных» сил, приведенное в работе [3]. Но в работе [3] сама методика лечения ориентирована на использование незначительных сил. Поэтому, если врач посчитает такую методику приемлемой, он может просто для первого этапа – этапа выравнивания и перемещения зубов, взять более податливую дугу, например круглую дугу Ni-Ti диаметром $d = 0,35$ мм, у которой жесткость на изгиб почти в два раза меньше [7].

Таблица 5

Значения действующих на каждый зуб сил и моментов с учетом сверхупругости дуги

Силовые факторы	Зубы			
	21	22	25	26
F_i , Н	-2,059	2,205	1,148	-1,594
M_i , Н·мм	3,6	-2,66	-4,524	-3,58

Таблица 6

Количественная характеристика сил для оптимального перемещения зубов по *Jarabak*

Зубы	Значения сил в зависимости от дифференциации по длине корней		
	короткий корень, Н	средней длины корень, Н	длинный корень, Н
Резцы верхней челюсти	0,5–0,55	0,5–0,55	0,65–0,70
Клык верхней челюсти	0,85–0,95	0,95–1,1	1,1–1,3
Премоляры верхней челюсти	0,7–0,8	0,8–0,9	0,9–1,0
Первые моляры нижней челюсти	2,8–3,0	3,0–3,2	3,2–3,6
Центральные резцы нижней челюсти	0,65–0,75	0,75–0,85	0,85–0,95
Боковые резцы нижней челюсти	0,6–0,65	0,65–0,70	0,70–0,80
Клык нижней челюсти	1,05–1,15	1,15–1,3	1,3–1,7
Премоляры с одинарными корнями	0,85–1,0	1,0–1,15	1,15–1,35
Премоляры многокорневые	1,0–1,1	1,2–1,3	1,3–1,4
Первые моляры верхней челюсти	2,3–2,5	2,5–2,7	2,7–3,2

Величины сил, приведенные в табл. 5, соответствуют «жесткой» модели зубного ряда. Сразу после установки дуги эти силы и моменты изменятся в меньшую сторону за счет естественной подвижности всех зубов, так, чтобы потенциальная энергия изгиба ортодонтической дуги была минимальной. Поэтому после установки дуги целесообразно провести повторный обмер взаимного расположения брекетов и сделать перерасчет действующих сил и моментов.

Рассмотренные выше величины сил и моментов – это так называемые действующие силы и моменты, которые зависят как от степени аномалии зубного ряда, так и от жесткости выбранной дуги. Полученные значения сил и моментов могут использоваться: при определении напряжений в зубочелюстном сегменте, расчете на прочность и жесткость самого брекета, исследовании механики скольжения, для оценки прочности композитного слоя и пр.

После определения величины сил сразу возникает вопрос: а чему должна быть равна величина допускаемых сил, или оптимальных, как их называют в некоторых источниках?

В работе [6] приведены величины сил, необходимых для перемещения зубов по Райтену (1968), для разных зубов они варьируются в пределах от 50 до 150 г. Более обширная таблица сил для всех зубов приводится в рекламных материалах по дугам *BioForce* [9]. Рассчитаны (*Jarabak*) значения сил для перемещения любого зуба в зависимости от длины корней, которые автор разделил на три группы: короткий корень, корень средней длины и длинный корень. Приведем эти цифры в виде контрольных после перерасчета граммов в ньютоны (табл. 6).

Эти цифры, в первом приближении, можно использовать как допускаемые величины сил. Сравнение сил, действующих в конкретном клиническом случае (см. табл. 5), с данными табл. 6 показывает, что действующие усилия достаточно близки к рекомендованным в работе [9]. С другой стороны, информативность у такого сравнения недостаточная, так как, несмотря на дифференциацию по длине корней,

отсутствует указание, к какой точке зуба они приложены, каково состояние пародонта в зависимости от пола, возраста и типа заболевания пациента и т.п.

Вопрос о действующих напряжениях, зависящих как от величины силы, так и от площади и конфигурации корня для каждого зуба, остается открытым.

В руководстве для врачей Л.С. Персин [5] сообщает: «Вопрос о количественном значении необходимой для ортодонтического лечения силы впервые в эксперименте на животных решил А.М. Шварц (1932). Он установил, что ортодонтическое давление не должно превышать капиллярное (20–26) г/см² или быть равным примерно $(2-2,5) \cdot 10^3$ Н/м². Оптимальным является давление (3,5–20) г/см² или $(0,35-2,0) \cdot 10^3$ Н/м². При нагрузке 67 г/см² = $6,57 \cdot 10^3$ Н/м² обнаруживается травматическое сдавливание пародонта. Однако в клинических условиях не удается измерить площадь пародонта перемещаемых зубов и давление на единицу площади, поэтому о величине развиваемых нагрузок врач судит по своим оценкам и ощущениям пациента».

Этот фрагмент из работы [5] мы привели для того, чтобы подчеркнуть следующее. Во-первых, эти цифры, после исправления допущенных опечаток в размерностях и порядках цифр, можно использовать при анализе. Во-вторых, очевидно, цифры, полученные при экспериментах на животных, можно переносить на человеческий организм только качественно. В-третьих, площадь корня перемещаемого зуба может быть замерена сравнительно легко, если построена его трехмерная модель (3D) [7].

При современном уровне развития науки вопрос о напряжениях, действующих в зубочелюстном сегменте, наиболее корректно может быть решен с помощью конечно-элементного анализа, о чем свидетельствуют многочисленные публикации на эту тему.

Основной смысл предлагаемой методики – возможность оценки действующих сил и моментов на любом этапе процесса ортодонтического лечения. Характерными в этом случае являются момент начала лечения (после установки дуги) и моменты смены ортодонтических дуг. Исходной базой для расчета является взаимная ориентация в пространстве пазов соседних брекетов (см. рис. 4, б и рис. 5, б). В ортодонтии имеется целый ряд технических средств контроля строения челюсти и взаимного расположения зубов, используемых при диагностике и планировании лечения: внутриротовые фотографии, контрольные гипсовые модели, телерентгенограмма, ортопантограмма и др., которые могут быть использованы при обосновании методики замера взаимного расположения брекетов. В работе [3] для снятия оттисков позиции брекетов рекомендован восковой валик. Мы можем предложить на этапе освоения методики этот достаточно простой механический принцип замера взаимной ориентации брекетов в пространстве.

Если врач располагает данными по значению допускаемых для каждого зуба сил, то по предлагаемой методике может быть определен момент «подключения» к дуге зуба, если на этапе выравнивания зубов применяли частичный аппарат фиксации (см. рис. 4, а и рис. 5, а). Можно рекомендовать следующий порядок практического использования проведенного исследования: вначале производится предварительная оценка сил и моментов, действующих на перемещаемые и опорные зубы со стороны ортодонтической дуги; далее, после построения соответствующей конечно-элементной модели, производится уточнение всех характеристик напряженно-деформированного состояния в каждом элементе.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ. ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ

Разработана методика оценки величин действующих сил и моментов на любом этапе процесса ортодонтического лечения. Можно рекомендовать, чтобы каждый шаг лечения (особенно этапы смены дуг) ортодонт корректировал соответствующими

расчетами по этой методике, позволяющими предвидеть последующее поведение всей системы «ортодонтическая дуга–зубы». Тогда он сможет не только распознавать признаки применения чрезмерных сил, но и предупредить их. У практикующих ортодонтот появляется новая – не качественная, а количественная база данных, которую можно использовать для прогнозирования как ближайших, так и отдаленных результатов лечения.

Особенностью и достоинством предлагаемой методики является ее ориентация на достигнутое положение брекетов. Характерными являются момент начала лечения (после установки дуги) и моменты смены ортодонтических дуг. Исходной базой для расчета является взаимная ориентация в пространстве пазов соседних брекетов. Нормативная база для сил, допускаемых в процессе ортодонтического лечения, может быть построена на основе статистики, учитывающей биомеханическое сопровождение операций как отдельным врачом, так и в клинике и в отрасли, либо при анализе корректно построенных конечно-элементных моделей зубочелюстного сегмента.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Александр, В.* Современная концепция и философия / В. Александр. – М.: Дентал-Комплекс, 1997. – С. 138.
2. *Гаврилов, Е.И.* Ортопедическая стоматология / Е.И. Гаврилов, А.С. Щербаков. – М.: Медицина, 1984. – С. 576.
3. *Маклафлин, Р.* Систематизированная механика ортодонтического лечения / Р. Маклафлин, Д. Беннетт, Х. Тревизи. – Львов: ГалДент, 2005. – С. 324.
4. *Муравьев, С.Е.* Физические принципы выбора ортодонтических дуг / С.Е. Муравьев, Г.Б. Оспанова, М.Ю. Шляхова // Стоматология. – 2001. – №5. – С.47–53.
5. *Персин, Л.С.* Ортодонтия. Диагностика и лечение зубочелюстных аномалий: рук. для врачей / Л.С. Персин. – М.: Медицина, 2004. – С. 360.
6. *Тугарин, В.А.* Современная несъемная ортодонтическая техника Эджуайс / В.А. Тугарин, Л.С. Персин, А.Ю. Порохин. – М., 1996. – С. 220.
7. *Чуйко, А.Н.* Особенности биомеханики в стоматологии / А.Н. Чуйко, В.Е. Вовк. – Харьков: Прапор, 2006. – С. 304.
8. *Шварц, М.Л.* Лекционные материалы по технике прямой дуги / М.Л. Шварц. – СПб., 1994. – С. 79.
9. <http://ortoline.com.ua/index.php?lang=&item=node&node=23&id=42>.

ON POSSIBILITIES OF BIOMECHANICAL SUPPORT OF THE ORTHODONTIC TEETH TREATMENT

A.N. Chuiko (Kharkov, Ukraine)

The possibility of biomechanical support of the orthodontic teeth treatment has been considered for a specific clinical case. A new technique has been presented to determine the forces acting on the teeth during orthodontic treatment. An advantage of the proposed technique is that it concentrates on the reached brackets positions only. The input data for calculations are based on the relative spatial orientation between slots of the neighbouring brackets. In orthodontic practice, it will be a new quantitative database for prognosis both the immediate and long-time results of the treatment.

Key words: orthodontic treatment, biomechanical support, the force magnitude.

Получено 16 декабря 2008