



Биомеханика шинирования зубов

(обзор литературы)

РЯХОВСКИЙ А.Н., проф. д.м.н.,
ХЛОПОВА А.М.,
А.М.ЦНИИС, г.Москва

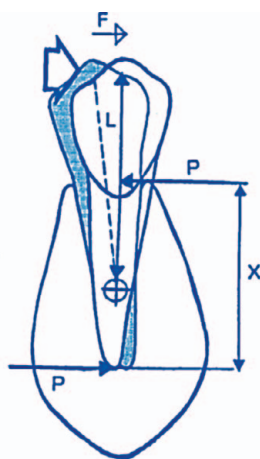
Статика системы «зуб-пародонт-кость»

Любой вид восстановительного лечения зубочелюстной системы является сложной конструктивной задачей, ввиду чрезвычайной разнообразности биомеханических свойств тканей челюстно-лицевой области и разнообразия сил, действующих во время функциональной и парафункциональной нагрузок.

Как известно из механики, любую силу можно описать четырьмя параметрами: численной величиной (модуль силы), направлением в пространстве, точкой приложения и продолжительностью [12].

Величина силы. Максимальная сила сжатия челюстей у взрослого человека зависит от пола, возраста, ло-

лизации сжатия и наличия парафункций. По данным Braun S. et al. (1995), полученным на 142 испытуемых в возрасте от 26 до 41 г., для точки между премолярами и молярами эта величина составляет 789 N для мужчин и 596 N для женщин. Пациенты с несъемными протезами развивают такую же максимальную силу, как и лица с интактными зубами, а с полными съемными протезами – до одной трети от максимальной силы естественных зубов [24]. Сокращение периодонтальной опоры до 50% не приводит к уменьшению максимальной силы сжатия в области премоляров, тогда как шинирование достоверно увеличивает эту силу [52]. Развиваемые во время функциональной нагрузки окклюзионные силы значительно меньше максимальных. При жевании различных видов пищи и при глотании аксиальная нагрузка может достигать 70–150 N, в большинстве случаев жевательные усилия не превышают 10 N [16].



Направление (вектор) силы. Известно, что сила, действующая на зубы во время жевания, редко направлена строго вдоль длинной оси зуба – аксиально. Нагрузку принято разлагать на составляющие векторы в соответствии с тремя клиническими осями: мезиодистальной, вестибулооральной и окклюзионно-апикальной. Кроме «рабочих» окклюзионных сил, зубы испытывают пассивные нагрузки по вестибулооральной оси от давления языка и щек [65].

Центр сопротивления и центр вращения зуба. Шварц А.Д. (1994) подчеркивает, что биомеханические расчеты устойчивости зуба необходимо проводить по отношению к центру сопротивления зуба, находящемуся примерно посередине корня однокорневых зубов и в области бифуркации моляров. Через центр сопротивления проходит равнодействующая всех сил реакции корня зуба. По мнению А.Д. Шварца, это постоянная точ-

ка, ее положение зависит от размеров зуба и характеризует его устойчивость. Центр вращения располагается на продольной оси зуба вблизи его верхушки или вне зуба, через эту точку происходит поворот зуба под действием приложенных сил. Положение центра вращения может меняться в зависимости от направления силы и состояния связочного аппарата. Это мнение подтверждается данными математической модели Choy K. et al. (2000), согласно которой локализация центра сопротивления зависит от формы и длины корня зуба, но не меняется при резорбции альвеолярного края.

Geramy A. (2000), напротив, показал с помощью МКЭ, что центр сопротивления с потерей пришеечной кости смещается к верхушке зуба. Одновременно сокращается относительное расстояние от центра сопротивления до альвеолярного края. Центр вращения также смещается к пришеечной линии. Tanpe K. et al. (1988) с помощью 3D-мерного МКЭ изучали положение центра сопротивления и центра вращения верхнего правого центрального резца при разном соотношении момента к силе (M/F) приложенной к середине режущего края. Центр сопротивления был расположен на расстоянии 0,24 длины корня, считая от верхушки зуба. Положение центра сопротивления изменялось гиперболически в зависимости от соотношения M/F , таким образом, что даже небольшое изменение этого отношения приводило к клинически значимым

Рис.1. Неаксиальная сила F , вызывающая опрокидывание однокорневого зуба. L = плечо силы, P = сила сопротивления, X = диаметр вращения. Моменту силы FL противостоит момент пары сил PX опорных тканей зуба (Модифицировано по Faucher, Bryant, 1983)

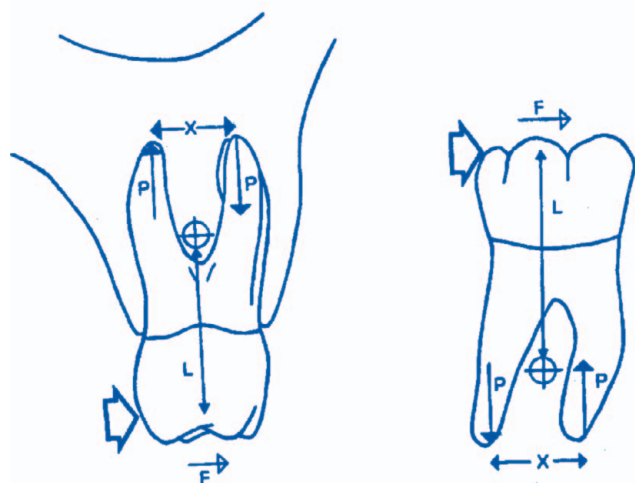


Рис.2. При приложении неаксиальной силы F многокорневой зуб устойчив благодаря аксиальным силам сопротивления, направленным вдоль корней зубов и заставляющим один корень погружаться, а другой выталкиваться из кости. Центр вращения находится между корнями зуба (а) вестибулооральная сила, действующая на моляр верхней челюсти; (б) мезиодистальная сила, действующая на моляр нижней челюсти; (в) биомеханика моляра нижней челюсти при приложении вестибулооральных сил аналогична однокорневому зубу (Модифицировано по Faucher, Bryant, 1983)

сдвигам центра вращения. Vollmer D et al. (1999) также с помощью МКЭ рассчитали, что центр сопротивления верхнего клыка человека находится примерно на расстоянии $2/5$ длины корня от альвеолярного края.

Поскольку данные о положении центров сопротивления и вращения существенно разнятся, Provatidis C.G. (2000) с помощью МКЭ рассмотрел положение этих центров при разных вариантах модели пародонтальных связей – изотропное линейно-упругое вещество, анизотропный материал, состоящий из волокон разной ориентации, или ортотропный материал, содержащий волокна и непрерывную среду. Было обнаружено, что в изотропной модели оба центра смещаются в окклюзионную сторону, тогда как в варианте анизотропных волокон центры располагаются более апикально и эксцентрически.

Временные характеристики. В норме период контакта зубов верхней и нижней челюстей составляет 100 мсек во время жевания и немного дольше при глотании [24]. Суммарная нагрузка на зубы длится 15-30 мин./день. Однако при наличии парافункций, например при бруксизме, силы до 11 N могут воздействовать на зубы несколько часов в день [45]. При частичных дефектах зубных рядов длительность жевания компенсаторно возрастает [7].

Векторное разложение сил. Теоретический анализ сил и моментов сил, приложенных к однокорневому,

многокорневому и шинированному зубу, предложили в 1983 г. Faucher R.R. и Bryant R.A. Суть предложенного ими разложения сил состоит в следующем. Когда сила F действует на зуб на уровне L , она вызывает момент силы, стремящийся повернуть зуб вокруг некой точки опоры – центра вращения. Этому повороту противостоит пара равных, параллельных и противоположных по направлению сил (P) (см. рис.1). Момент силы этой пары равен одной из сил, умноженной на диаметр вращения (X). Чтобы зуб оставался неподвижным, сумма моментов всех сил должна равняться нулю ($FL = PX$).

Сопротивление опорных тканей зуба увеличивается по мере того, как зуб под воздействием внешних сил начинает наклоняться [23]. Это движение останавливается тогда, когда момент пары сил сопротивления сравняется с моментом внешней силы, в соответствии с приведенным выше уравнением. Величина внешней силы при этом принимается за постоянную. Максимальная окклюзионная нагрузка (внешняя сила), развиваемая человеком при жевании, зависит от индивидуальных возможностей мускулатуры и болевого порога – нерельно просить человека жевать вполсилы [57]. Поэтому увеличить стабильность зуба можно за счет снижения плеча силы (L) (например, укоротив зуб) или увеличив сопротивление (PX) в пародонте смежных зубов.

А.Д. Шварц (1994) развил

теорию статики зубов, уточнив, что на скатах бугорков зубов под действием внешней нагрузки помимо силы нормальной реакции тканей зуба (перпендикулярной поверхности ската), возникает сила трения (другие авторы расценивают ее как силу сдвига). Эта сила направлена по касательной к поверхности ската и примерно в 6,5 раза меньше нормальной реакции. Равнодействующая этих сил – сила опорной реакции – это основная сила, возникающая на скатах жевательных зубов. Расчеты показали, что из-за силы трения сила опорной реакции на скате жевательных зубов отклоняется от нормали на $8,5^\circ$. Вычислив силы опорной реакции на всю жевательную поверхность с учетом наклона зуба в челюсти, А.Д. Шварц сформулировал правило «окклюзионной пятерки» для конструирования окклюзионных поверхностей искусственных зубных рядов (2002):

1. В поперечной плоскости жевательные поверхности верхних и нижних зубов должны делиться на 8 частей в соотношении 5:3 для ведущих и неведущих бугорков соответственно.

2. Центральные скаты ведущих бугорков верхних и нижних зубов должны иметь наклон на 10° больше, чем наклон осей этих зубов. Наклон скатов неведущих бугорков должен составлять 15° .

3. Центральные скаты бугорков должны занимать середину жевательной поверхности зуба.

4. Расстояние между вершинами бугорков должно

быть равно половине поперечника зуба.

5. В сагиттальной плоскости скаты бугорков должны располагаться под углом 25° – 30° .

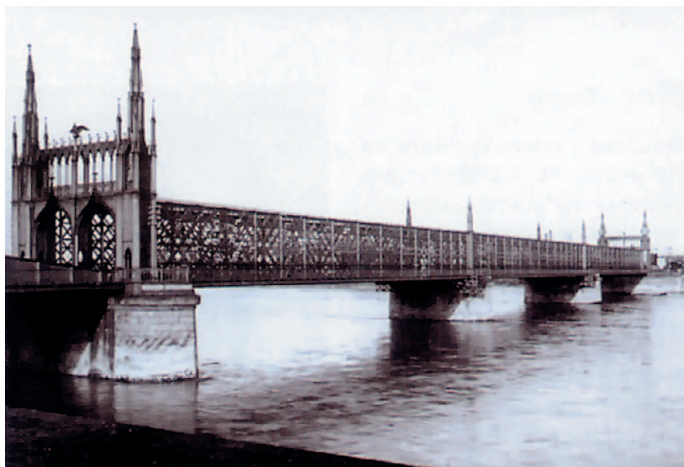
Чтобы сила реакции на нижние фронтальные зубы была направлена аксиально, режущая поверхность этих зубов должна быть наклонена примерно на 20° с вестибулярной стороны [13].

Такое моделирование окклюзионной поверхности, по мнению автора, позволяет минимизировать момент силы, опрокидывающей зуб, и направить давление жевательной нагрузки аксиально.

Подвижность зубов

Зубы в лунках находятся в упруго фиксированном состоянии и имеют некоторую подвижность. Независимо от направления силы, зависимость смещения зуба от нагрузки носит нелинейный характер. Muhlemann H.R. в 1951 г. на основе экспериментов представил эту зависимость для аксиальных сил тремя линейными компонентами, соответствующими начальной (0-1 N), промежуточной (1-15 N) и окончательной (>15 N) составляющим. Позже Parfitt G.J. (1960, 1961) получил логарифмическую кривую для этой же зависимости.

Для горизонтальных нагрузок были получены аналогичные зависимости, с той разницей, что горизонтальное смещение примерно в 10 раз (150-200 мкм) больше, чем вертикальное (15-20 мкм), под действием силы



одинакового модуля (1-5 N) [67,71].

По данным А.Д. Шварца (1994), подвижность устойчивых зубов колеблется в пределах 40–100 мкм, при травматической окклюзии она возрастает до 160 мкм, а при увеличении травмы пародонта отмечается подвижность до 500 мкм (хотя автор при этом не указывает, какой величины и направления силы были приложены). Согласно математической модели Воробьева В.А. (1999), при резорбции стенок альвеол на одну четверть вертикальное смещение зуба увеличивается с 15 мкм до 170 мкм, а при утрате половины высоты альвеол – до 320 мкм при действии аксиальной нагрузки в 30 кг.

Марков Б.П. и др. (2001) с помощью разработанного ими прибора – двухпараметрического периодонтомера – определили, что в среднем подвижность зубов при относительной физиологической норме составляет 6,2 мкм/Н, суммарная подвижность зубов верхней и нижней челю-

сти приблизительно одинакова (6,22-6,23 мкм/Н), однако подвижность резцов значительно больше, чем боковых зубов и клыков обеих челюстей. Наименьшей подвижностью обладают клыки верхней челюсти (4,12 мкм/Н), наибольшей – первые резцы нижней челюсти (8,12 мкм/Н).

Было показано, что физиологическая подвижность зубов может меняться день ото дня и в разное время суток. Она максимальна утром сразу после сна и минимальна вечером, после функциональной нагрузки [46].

Помимо смещения под действием внешних сил, в ряде исследований обнаружена трехмерная физиологическая подвижность зуба, синхронизированная с сердцебиениями, называемая пульсацией пародонта [15,47,53,84], с помощью бесконтактного датчика измерили амплитуду периодонтальных пульсаций центральных резцов верхней челюсти 23 молодых людей с нормальным состоянием альвеолярного гребня и здоровым пародон-

том. В вестибулооральном направлении смещение резцов составило около 0,59 мкм, а в окклюзионно-апикальном – 0,87 мкм. Пульсации были наиболее выражены в вестибуло-окклюзионную сторону. Стоит отметить, что в большинстве случаев микродвижение резцов в вестибулярном направлении было одинаковым для трех референтных точек с вестибулярной стороны (то есть поступательным), однако в 7 из 23 случаев наблюдалась ротация зуба относительно длинной оси.

Анализ напряженно-деформированного состояния

Под действием внешней силы твердое тело деформируется, происходит относительное смещение его элементов (молекул). Деформации разделяют на 3 типа: растяжения, сжатия и сдвига [4]. При растяжении происходит изменение формы и объема тела, при всестороннем сжатии может изменяться только объем, при сдвиге происходит изменение формы, но не объема тела. Напряжение (стресс), развиваемое в теле под действием сил растяжения или сжатия, определяется как величина силы, деленная на площадь поперечного сечения [4]. Для описания упругих свойств твердых тел используют модуль упругости (модуль Юнга), равный отношению приложенного напряжения к вызванному им относительному удлинению (линейная деформация), и коэффициент Пуассона – относительное изменение поперечного размера тела, деленное на относительное изменение его длины.

Известно, что как костные структуры, так и ортопедические конструкции наиболее устойчивы к деформациям сжатия и меньше всего – к сдвигу. Например, кортикальный слой бедренной кости человека выдерживает продольную силу сжатия до $193 \pm 3,9$ МПа, растяжение по продольной оси – до $133 \pm 11,7$ МПа, тогда как устойчивость к деформации сдвига (кручения) существенно ниже и составляет $68 \pm 3,7$ МПа

[78]. Компрессионная стойкость цинк-фосфатного цемента составляет 83–103 МПа, а устойчивость к растяжению и сдвигу – всего 3,5 МПа [65].

По общепринятому мнению, основную деформацию при силовой нагрузке на зуб испытывает пародонт [6]. Соответственно, тензометрические свойства системы «зуб-пародонт-кость» определяются, в первую очередь, поведением тканей пародонта, а именно:

1. При небольшой нагрузке пародонт оказывает слабое сопротивление удлинению, что графически отражается в относительно пологом участке кривой нагрузка–деформация, называемом также «мысок» (toe), что соответствует начальной подвижности зуба [67]. Величина нагрузки, соответствующая мыску, варьируется в зависимости от анатомической локализации связок на корне зуба [86].

2. По мере увеличения деформации ткань начинает оказывать большее сопротивление, что отражается увеличением наклона кривой (вторичная подвижность зуба). После достижения максимального растяжения волокна начинают рваться, кривая становится ломаной, вплоть до полного разрыва ткани [74].

3. Когда нагрузка ограничена физиологическими пределами, внутренние силы трения и амортизации приводят к тому, что кривая нагружения и кривая разгрузки не совпадают, возникает явление гистерезиса. Кривая разгрузки сравнима для различных анатомических зон периодонтальных связок [86].

4. Релаксация напряжения примерно пропорциональна максимальному напряжению, которому подвергнут образец. При циклической нагрузке кривые релаксации стремятся «сгладиться» до точки, где они достигают равновесного состояния и стабилизации. Такая ткань называется «прекондиционированной» (preconditioned) [31].

5. По данным Маркова Б.П. и др. (2001) угол внутренних потерь (площадь гистерезиса) прямо пропорционален площади пародонта зуба.

6. Нелинейные свойства периодонтальных связок зависят от возраста, локализации и направления нагрузки [87].

Среди теорий, объясняющих характер противодействия пародонта функциональным нагрузкам, наибольшую популярность имеет гипотеза, в которой вязкоупругие свойства пародонта обосновываются способностью коллагеновых волокон связывать и высвобождать воду [42]. В начальную фазу жидкость из внеклеточного пространства переходит в сосуды, и поведение пародонта зависит от сосудистого компонента ткани [82]. Во второй фазе движение зуба обусловлено растягиванием коллагеновых волокон и соответствующей констрикцией кровеносных сосудов пародонтальных связок [24].

Согласно математическому анализу напряженно-деформированного состояния пародонта, выполненному Воробьевым В.А. (1999), при аксиальной нагрузке растяжению подвергаются почти все волокна, за исключением тех, что расположены веерообразно у верхушки корня. Величина напряжения максимальна в верхушке с плавным понижением к альвеолярному краю. При резорбции стенок альвеол и сокращении площади пародонта величина напряжения при неизменной жевательной силе увеличивается тем больше, чем больше резорбция.

При неаксиальной нагрузке в опорных тканях зуба образуются две зоны сжатия и две зоны растяжения [12].

Согласно тензометрическим и фотоэластическим исследованиям, при физиологи-

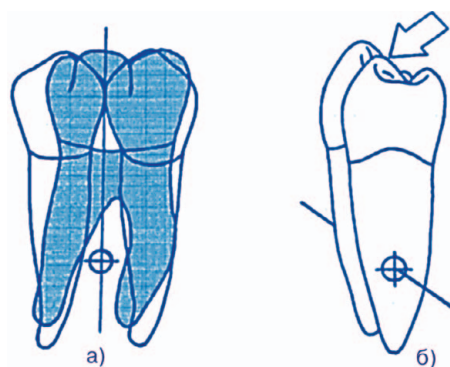


Рис.3 (а) биомеханика двух шинированных однокорневых зубов аналогична моляру нижней челюсти. Шинированные зубы хорошо противостоят мезиодистальным силам, их общий центр вращения находится между корнями; (б) шинирование неэффективно для вестибулооральных сил, поскольку центр вращения находится внутри корней (модифицировано по Faucher, Bryant, 1983).

ческой окклюзионной нагрузке наибольшее напряжение испытывают ткани пришеечной области, уменьшаясь в апикальную сторону [18]. Так, приложение силы в 1 Н на вестибулярной поверхности однокорневого зуба вызывает, согласно модели МКЭ, нагрузку в пришеечной области в $0,0046 \text{ Н/мм}^2$, а в апикальной в 2 раза меньше – $0,00205 \text{ Н/мм}^2$ [100]. По данным другой трехмерной модели МКЭ, для клыка верхней челюсти опрокидывающая сила в 1 Н вызывает в цервикальных периодонтальных связках напряжение в $0,196 \text{ Н/мм}^2$, а в верхушке до $-0,034 \text{ Н/мм}^2$ [59]. Вращающие силы в 0,5 Н, приложенные в противоположных направлениях к двум точкам пришеечной области, вызывают напряжение в $-0,035$ – $0,051 \text{ Н/мм}^2$ в цервикальной зоне и $0,0018$ – $0,0027 \text{ Н/мм}^2$ – в апексе.

На фотоэластической модели первого верхнего премоляра со снижением периодонтальной опоры (0%, 20% и 25%) получены сходные результаты [56]. Нагрузка на один из двух бугорков зуба вызывает концентрацию напряжения в пришеечной зоне под нагружаемым бугорком, причем под щечным больше,

чем под язычным. При сокращении периодонтальной опоры концентрация стресса смещается апикально.

Анализируя с помощью 3-мерной МКЭ напряжение в периодонтальных связках, Zhou S.M. (1989) делает следующие заключения: 1) нагрузки, проходящие через физиологический центр зуба, вызывают сравнительно небольшие компрессионные напряжения; 2) максимальная деформация растяжения вызывается мезиодистальной латеральной нагрузкой; 3) максимальная деформация сжатия возникает при аксиальной окклюзионной нагрузке на вестибулярную или оральную бороздки; 4) наибольшая концентрация напряжения развивается при вестибулооральной латеральной нагрузке.

Наличие полостей различной формы в области шейки зуба приводит к концентрации напряжения в верхушке дефекта при действии аксиальной нагрузки. Это продемонстрировано на фотоэластической модели премоляра нижней челюсти [55]. Резорбция альвеолярной кости увеличивает напряжение, а реставрация дефекта – значительно снижает.

Биомеханика шинирования

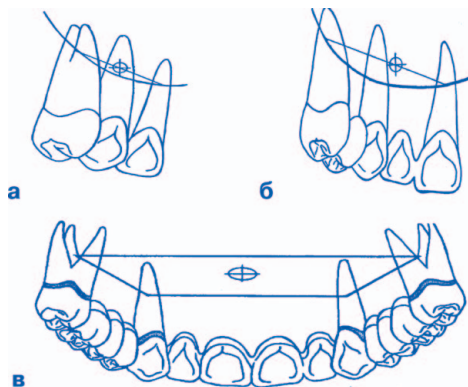
С точки зрения биомеханики идеальная шина должна переориентировать все окклюзионные силы вдоль длинной оси зуба, предотвратить миграцию и экструзию зубов, взяв на себя функции пародонтальных связок [39].

Статика

Еще в 1951 г. Smyd E.S. отметил, что моляры более устойчивы к горизонтальной нагрузке и что многокорневые зубы противостоят горизонтальным силам (F) по оси, направленной аксиально вдоль корней, заставляя один корень погружаться в кость, другой – выталкиваться. Но это справедливо, только когда ось вращения проходит вне корней зуба, как, например, у моляров верхней челюсти или моляров нижней челюсти под действием мезиодистальных сил (рис.2). Однако при вестибулооральном направлении силы, действующей на моляры нижней челюсти, биомеханика последних аналогична однокорневому зубу.

Биомеханические модели шинирования естественных зубов были предложены Weinberg L.A. в 1957 г., а позднее Faucher R.R. и Bryant R.A. (1983). Смещение центра вращения приводит к более благоприятному разложению сил сопротивления опорных тканей, направленных аксиально (рис.3а). Шинирование двух однокорневых зубов создает механический эквивалент двухкорневого зуба. Два шинированных премоляра эффективно противостоят неаксиальной нагрузке в мезиодистальном направлении, но

Рис.4 (а) шинирование неколлинеарных соседних зубов выносит ось вращения структуры за корни, несколько повышая вестибулооральную стабильность; (б и в) чем дальше отстоят друг от друга шинируемые зубы, тем больше сдвигается ось вращения и увеличивается стабильность структуры (модифицировано по Faucher, Bryant, 1983)



такое шинирование неэффективно для вестибулооральных сил (рис. 3б). Поэтому, чтобы увеличить стабильность в вестибулооральном направлении, необходимо шинировать, по крайней мере, три зуба, расположенных неколлинеарно [37].

Шинирование трех и более зубов создает многокорневую биомеханическую структуру с центром вращения, вынесенным за пределы корней зубов. Несколькими исследователями на моделях *in vitro* с интактными и ослабленными опорными структурами зубов был исследован эффект шинирования. Так, Wylie R.S. & Caputo A.A. (1991) шинировали от двух до восьми зубов и обнаружили, что оптимального снижения нагрузки можно добиться при неколлинеарном расположении зубов. Чем дальше отстоят друг от друга зубы на дуге, тем больше диаметр вращения и тем стабильнее структура (рис. 4).

Feingold G.M. et al. (1986) с помощью фотографического метода рассмотрели влияние шинирования клыка и премоляра нижней челюсти на положение центра вращения. Шинирование вызывает существенное снижение как вертикального, так и латерального момента силы, а также смещение центра вращения от верхушки зубов в окклюзионную сторону.

Трехмерная иммобилизация зубов часто возможна только при шинировании всей дуги, тогда как одностороннее шинирование, не пересекающее средней линии, часто оставляет зубам возможность отклоняться в вестибулооральном направлении вокруг мезиодистальной оси [20].

Напряженно-деформированное состояние

Picton D.C.A., Manderson R.D. (1984) выявили, что шинирование двух соседних зубов снижает окклюзионную нагрузку на 15%–25% по сравнению с нешинированными зубами, при этом шинирование более двух зубов увеличивает устойчивость к латеральным силам, но не

влияет на вертикальную устойчивость.

Влияние жесткости шины изучалось в тензометрических экспериментах *in vitro* на модели первых моляров нижней челюстей под действием монотонной вертикальной нагрузки [44]. Самые высокие величины напряжений в пришеечной области шинированных зубов были получены при использовании жестких шин. При шинировании антагонистов наибольшие нагрузки сдвигения зарегистрированы с вестибулярной стороны, а растяжения – с оральной. При шинировании нижних зубов картина была обратная. При использовании мягких шин зарегистрированы компрессионные нагрузки и с вестибулярной, и с оральной стороны. Авторы делают вывод, что мягкие



шины более эффективно защищают зубы от действия наклонных нагрузок. При применении жестких шин зубы-антагонисты подвержены повышенному риску латеральных нагрузок.

С помощью МКЭ Yang H.S. et al. (1999) показали, что шинирование опор под несъемными частичными протезами снижает напряжение в опорных структурах и увеличивает латеральную устойчивость конструкции. Максимальная концентрация стресса наблюдалась в пришеечной области опор со стороны беззубой области. Однако увеличение числа шинированных единиц не приводило к пропорциональному снижению стресса в пародонте.

Эти данные были подтверждены математическими моделями различных шинирующих конструкций, активный интерес к которым возник в связи с развитием протезирования на имплантатах.

Трехмерная МКЭ для двух цилиндрических имплантатов в области нижних премоляров показала, что шинирование снижает напряжение в окружающей имплантаты кости при действии статической горизонтальной нагрузки [96].

На фотоэластической модели трех единиц имплантатов нижней челюсти было показано, что при вертикальной нагрузке тесные интерпроксимальные контакты увеличивают напряжение деформации между имплантатами, при этом окклюзионные нагрузки концентрируются вокруг нагружаемой единицы. Шинирование распределяет окклюзионную нагрузку, наиболее выражено это распределение на центральной единице [43].

Такого же рода данные получены для нагрузок на дистальных консолях частичных

съемных и несъемных протезов при шинировании опор.

Кинезиологические исследования движения опор частичных съемных протезов с дистальной консолью *in vitro* показали, что шинирование значительно снижает мезиодистальное и вестибулооральное смещение, но не влияет на величину вертикального смещения [14].

Wylie R.S. и Caputo A.A. (1991) на фотоэластической модели показали, что при заболевании пародонта шинирование опоры консольного частичного несъемного протеза со здоровыми зубами снижает напряжение в пародонте, но не пропорционально числу здоровых зубов, включенных в шину. Окклюзионная нагрузка распределялась только на три ближайших к консоли зуба. Оптимальное снижение напряжения достигалось при шинировании зуба с пораженным пародонтом с двумя здоровыми зубами.

Тензометрические исследования *in vitro* [35] также продемонстрировали, что снижение числа шинированных единиц с трех до двух приводит к незначительному снижению напряжения в опоре частичного несъемного протеза с дистальной консолью под действием разнонаправленных сил. Сокращение числа шинированных опор с двух до одной увеличивает напряжение в 9 раз по сравнению с 3-единичной опорой.

Аналогичные результаты получены Itoh H. et al. (1998), которые на фотоэластической модели изучали влияние различной конфигурации поражения пародонта на распределение напряжений в опоре дистального частичного съемного протеза при шинировании ее со здоровыми зубами. Их опыты продемонстрировали, что чем больше периодонтальный дефект, тем большее напряжение развивается в опоре при любом направлении нагрузки. Положительный эффект на распределение напряжений был наиболее выражен при шинировании опоры с одним здоровым зубом. Эти исследования подтверждаются клиническим наблюдением за 103 посттравматическими шинами, в котором не выявлено клинических преимуществ при распространении шины дальше, чем на один здоровый зуб по обе стороны от травмированного [34]. В этой же работе указывается, что односторонняя фиксация и зазор между шинируемыми зубами снижают эффект иммобилизации ортодонтической проволокой, фиксируемой композитом.

Роль межзубного соединения изучалась на трехмерной МКЭ керамических АМП под действием нагрузки, действующей под углом 45° и 60° [75]. Было выяснено, что увеличение межзубных контактов (с 3 мм до 4 мм) приводит к снижению нагрузок с 455 МПа до 122 МПа для 45° и с 534 МПа до 143 МПа для 60°.

С помощью модели КМЭ было продемонстрировано, что статическая нагрузка на зуб, жестко соединенный с имплантатом, вызывает почти наполовину большее напряжение вокруг зуба и имплан-

тата, чем кратковременная (10 сек. и 5 мсек., соответственно) [62]. Авторы объясняют это тем, что при кратковременной нагрузке периодонтальные связки не успевают деформироваться, и зуб реагирует как жестко закрепленная опора. В результате нагрузка распределяется более равномерно по ортопедической конструкции. По данным Wang T.M. et al. (2000), полученным также на 3-мерной МКЭ несъемного протеза на двух имплантатах, максимальное напряжение было наибольшим при статической нагрузке, постепенно снижаясь по мере сокращения времени воздействия (от 0,4 сек. до 0,01 сек.).

Rudo D.N. и Karbhari V.M. (1999) предложили для укрепления волокнами шин и безметалловых мостовидных протезов воспользоваться правилом деформации балки, согласно которому прочность балки на изгиб пропорциональна квадрату расстояния от средней оси (центра симметрии) конструкции до стороны растяжения. Шины они предлагают располагать со стороны растяжения зубной дуги. То есть для передних верхних зубов – с вестибулярной стороны, для передних нижних – с оральной. Для pontика зона растяжения проходит со стороны десны, поэтому укрепляющие волокна должны располагаться ближе к десневому краю. Для консоли, наоборот, зона растяжения находится на окклюзионной поверхности, следовательно, волокон следует располагать сверху.

Поскольку шинированные зубы не абсолютно неподвижны, их смещение относительно друг друга вызывает напряжение сдвига и кручения в шине. Обычно результатом действия торсионных сил являются трещины в межзубных промежутках. Это самая тонкая часть системы «зуб-шина». Для стабилизации шинируемых зубов и сохранения небольшой физиологической подвижности Rudo D.N., Karbhari V.M. (1999) предлагают накладывать один слой волокон в межзубных промежутках. Если композит шины даст интерпроксимальную трещи-

ну, наличие волокон остановит ее распространение, и структурная целостность шины не нарушится. Эти данные совпадают с экспериментами по нагружению моделей адгезивного мостовидного протеза с арамидной нитью. Места возникновения первых трещин совпадают с зонами максимальных растягивающих нормальных напряжений, а направление их распространения – с траекториями растягивающих напряжений [3].

Биомеханика вантовых конструкций

Как уже говорилось, принципиальным отличием вантового шинирования является наличие натянутой армирующей нити, выполняющей функцию периодонтальных свя-

зующих механический эквивалент многокорневого зуба и повышает устойчивость шинирующей конструкции.

С помощью МКЭ на модели «опорные зубы – адгезивный мостовидный протез с арамидной нитью» было показано, что максимальные напряжения растяжения возникают в верхней точке соединения промежуточной части протеза с моляром (наиболее устойчивым зубом) при нагружении в крайней медиальной точке жевательной поверхности премоляра (менее устойчивого зуба) [11]. Приближение нити к окклюзионной поверхности опорных зубов увеличивает запас прочности конструкции для растягивающих и сдвиговых напряжений. Арамидная нить оказывает большее влияние на растягивающие напряжения [11].



зок. В этом случае происходит частичная компенсация жевательной нагрузки натянутой нитью и одновременное ограничение подвижности опорных зубов, что уменьшает влияние этого фактора на долговечность конструкций [9]. Горизонтальным нагрузкам на шинированный зуб противостоят силы реакции пародонта, сила адгезии композитного материала с эмалью зуба, прочность самого композита и силы натяжения армирующей нити [8]. Воздействие вертикальных сил также должно компенсироваться суммой перечисленных сил. Поскольку нить находится внутри бороздок по периметру зубов, вертикальная нагрузка на зуб и группу зубов трансформируется в горизонтальную и передается на соседние зубы. При этом важно, что горизонтальная нагрузка направлена мезиодистально – это, как указывалось выше, создает

С точки зрения биомеханики уровень нити должен максимально приближаться к режущему краю, тогда действие горизонтальной составляющей жевательной силы и силы противодействия нити практически совпадают. Это подтверждается данными МКЭ для мостовидного протеза. Дополнительное укрепление адгезионной конструкции натянутой нитью приводит к увеличению запаса прочности системы «опорные зубы – протез» [2,8].

Как показало математическое моделирование, важнейшее значение на несущую способность модели «опорные зубы – протез» оказывает предварительное натяжение арамидной нити и величина ее сцепления с композиционным материалом [10]. Чем выше степень натяжения нити, тем меньше нагрузка на адгезионную систему [9].

Лабораторные методы тестирования шин

Лабораторные механические испытания современных стоматологических материалов, предназначенных для ортопедических шин, проводятся в соответствии со стандартами ГОСТ (в основном Р 51202-98 «Материалы стоматологические полимерные восстановительные. Технические требования. Методы испытаний»), а также международными стандартами ISO, Европейскими стандартами (EN) и наиболее распространенными национальными стандартами Немецкого института стандартизации (DIN) и Американского общества по тестированию и материалам (ASTM). Для полимерных и волоконно-укрепленных материалов тестирование обычно включает: монотонное нагружение для определения предела прочности при растяжении и сжатии, прямого сжатия при нормальных и повышенных температурах; определение предела прочности на сдвиг, изгиб, усталости при циклической нагрузке, растяжения постоянной амплитуды, ударной прочности и ползучести [25,30].

Прочность на растяжение и сжатие испытывается в тисках при осевой, непрерывно возрастающей нагрузке. При этом оговаривается геометрия испытуемого образца, его подготовка, методы нагружения и получения данных. Прочность на сдвиг оценивается кручением тонкостенной трубки, тестом Иосипеску или компрессионной нагрузкой образца с двойными надсечками. В последнем случае отказ материала вызывается сдвигом между двумя центральными расположенными надсечками, сделанными с противоположных плоскостей образца до середины на определенном расстоянии друг от друга. Самыми популярными методами тестирования прочности на изгиб являются «3-точечные» или «4-точечные» нагрузочные установки. В 3-точечном тесте на прямоугольный образец, расположенный на двух опорах, по центру действует нагрузка

сверху. При 4-точечном тесте сверху действуют две точки нагрузки на расстоянии в половину или одну треть от расстояния между опорами. При этом предполагается, что образец изотропный и однородный, максимальный изгиб балки несущественно мал по сравнению с высотой образца, а точки опоры и нагрузки не вызывают трения, локальных трещин и заклинивания [28].

Несмотря на строгие требования стандартов, прочность, по выражению Kelly J.R. (1995), является отчасти «условной величиной», зависящей не только от внутренних свойств материала, но и от способа обработки, метода и условий тестирования.

Механика разрушения

Внедрение в практику волоконно-укрепленных композитов показало, что клинические результаты их применения и результаты лабораторного тестирования традиционными методами зачастую не совпадают. Согласно ряду исследований, одной из серьезных проблем композитов является их недолговечность, связанная с образованием микротрещин на полируемой поверхности [29,94,99].

Для адекватного описания поведения ортопедических конструкций из армированных материалов было предложено применить принципы механики разрушения, с позиции которой отказ материала происходит не просто под воздействием нагрузки, а из-за того, что эта нагрузка вызывает концентрацию энергии напряжения, большую, чем способен аккумулировать материал [81].

Когда траектории передачи напряжения в материале пересекаются трещиной, им приходится огибать дефект, подобно потоку жидкости в трубе, наполовину перекрытой заслонкой. Наибольшая концентрация напряжения происходит в самой глубокой точке трещины, в зоне, эквивалентной расстоянию между двумя атомами вещества, уменьшаясь вдвое на следующем межатомном расстоянии. Как только межатомные связи в месте наибольшей кон-

центрации напряжения рвутся, пик стресса переходит на следующий слой межатомных связей, подобно принципу домино. Такой механизм разрушения (хрупкость) свойственен всем твердым, однородным, невязким материалам – однажды возникнув, трещина быстро распространяется [41].

Вязкие материалы, в отличие от хрупких, способны поглощать энергию напряжения, поскольку их молекулы могут сдвигаться относительно друг друга, как игральные карты в колоде. Материал меняет форму, вытягивается, при этом значительная часть энергии рассеивается.

Армирующие волокна придают композитному материалу прочность благодаря поглощению энергии напряжения, останавливая и отклоняя распространение трещин.



Ориентация волокон при этом имеет большое значение. Трещина в композите распространяется вглубь материала до тех пор, пока не встретит армирующее волокно. Здесь она отклоняется и распространяется по границе между композитом и волокном. Если на пути встречается другое волокно, трещина разветвляется и множится [51,102]. При образовании каждой трещины поглощается большое количество энергии.

Как утверждают Rudo D.N. и Karbhari V.M. (1999), микротрещины в полимере и композите стоматологической шины или протеза – это нормальное явление, а не исключение. По их мнению, самым важным биомеханическим параметром армированных компози-

тов является *вязкость разрушения* – количество энергии, требуемой для поперечного разрыва материала. В механике разрушения этот параметр называют также *трещиностойкостью* и оценивают по критическому коэффициенту интенсивности напряжений (K_{IC}), который является константой для каждого материала, не зависящей от метода тестирования [50].

Обычно K_{IC} вычисляют при 3-точечном испытании прочности на изгиб балки с дополнением стандартизированной надсечки по центру образца для зарождения трещины. Корейские исследователи использовали акустическую эмиссию для изучения процесса распространения трещин в композитах с наполнителем нерегулярной формы [50]. В ходе тестирования б

K_{IC} для трех стоматологических материалов, включая композитный полимер, продемонстрировав хорошую корреляцию результатов лабораторных тестов и математического моделирования.

Исходя из механики разрушения, Chow T.W. (1996) определил основные требования к армирующим волокнам: хорошая адгезия матрикса к волокнам, хорошая смачиваемость волокон матриксом, обеспечивающие максимальный контакт двух фаз и устраняющие потенциальный источник возникновения и развития трещин. Объем армирующих волокон должен быть достаточно небольшим, чтобы полностью покрываться композитом, но и не слишком маленьким, чтобы не служить зоной концентрации напряжений. Rudo D.N., Karbhari V.M. (1999) добавляют существенное требование: характер отказа – разрыв волокна – не должен вызывать травму тканей пациента (например, разрушение композита, укрепленного стекловолокном, приводит к образованию острых травмирующих осколков).

Принципы механики разрушения были учтены при создании плетеных шинирующих лент, например, *Риббонд*. Взаимно перпендикулярное расположение полиэтиленовых волокон этого материала способствует дроблению микротрещин и препятствует их слиянию. Кроме того, перевивочное плетение не позволяет волокнам смещаться, когда трещина распространяется по окружности волокна, практически отделяя его от матрикса [80].

Изучение влияния ориентации волокон на прочность композита показали, что односторонне ориентированные стекловолокна в несколько раз увеличивают поперечную прочность и модуль упругости различных полимеров, тогда как плетеное под углом 45° волокно несильно влияет на эти параметры, но при этом увеличивает прочность на разрыв или ударную вязкость [92]. При армировании композита односторонне ориентированным стекловолокном усталостная прочность увеличивается примерно в 100 раз [91], примерно такое же влияние имеют пле-

тенные под углом 45° стекловолоконка [77]. Ударная прочность акриловой пластмассы достоверно увеличивается при использовании плетеной формы карбоновых, арамидных, полиэтиленовых и стекловолокон, тогда как на поперечную прочность плетеные волокна не оказывали достоверного эффекта [89].

Влияние водной среды

Сравнение сухих образцов и выдержанных в воде в течение 5–30 дней показало снижение усталостной прочности армированных стекловолоконных композиционных материалов [77]. В аналогичной работе Uzun G. и Keyf F. (2003) сравнивали поперечную прочность, модуль упругости и максимальное отклонение самополимеризующихся композитов для частичных несъемных протезов, армированных стекловолоконным или арамидными нитями, сразу после изготовления и после 30 дней выдерживания в воде. Водная иммерсия снижала, хотя и недостоверно, поперечную прочность всех образцов, при этом разница в механических показателях разных образцов нивелировалась. В исследовании Ellakwa A.E. et al. (2002) прочность на изгиб армированного стекловолоконным наполненным адгезива после 6 месяцев выдерживания в воде при 37°C уменьшалась на 28%.

Выдерживание в 50%-ном растворе спирта образцов светоотверждаемого композита со стекловолоконным наполнителем до полного насыщения приводило к снижению прочности на изгиб, тестируемой при 4-точечной нагрузке [19].

Vallittu P.K. et al. (1998) объясняют этот эффект пластифицирующим действием воды на полимеры и композиты. При тестировании на усталость цепи полимера сдвигаются относительно друг друга под действием внешних сил. Это позволяет молекулам воды проникать глубже в полимер, увеличивать расстояние между его цепями, ослабляя межмолекулярное взаимодействие (силы Ван-дер-

Ваальса), что в конечном итоге влияет на механические свойства материала. В случае армированного композита влияние водной среды может быть еще большим [77], поскольку волокна и пустоты могут активно адсорбировать воду за счет капиллярных сил.

Адгезионная прочность

Поскольку самой распространенной причиной несостоятельности адгезивных ортопедических конструкций является нарушение ретенции, значительное внимание уделяется исследованиям прочности соединения композитов с эмалью и дентином. Этот показатель можно определить как максимальное напряжение, при котором происходит отрыв композита от зуба [32]. Испытания адгезивов описаны в тех же стандартах ГОСТ, ISO, DIN, ASTM и могут проводиться путем измерения прочности на растяжение склеенных элементов, прочности соединений внахлест под воздействием сдвиговой нагрузки или прочности соединения при статическом сдвиге образца относительно закрепленного зуба [70].

Существенным дополнением к испытанию адгезионной прочности является использование остаточного адгезионного индекса (*adhesive residual index* – ARI) – 4-балльной шкалы (от 0 до 3), предложенной Artun J. и Berglund S. (1984) для оценки (выполняемой визуально под световым микроскопом при увеличении $\times 10$) процента цемента или композита, оставшегося на поверхности зуба после отрыва образца. Индекс упрощает и стандартизирует анализ характера разрыва, указывая, какие связи (когезионные или адгезионные) нарушаются при дебондинге. Позднее некоторые авторы модифицировали ARI в 5-балльную шкалу [21,103].

Meiers J.C. et al. (2003) исследовали влияние армирующих волокон (Ribbond, Splint-It плетеные и однонаправленные, Connect) на прочность на сдвиг адгезии композита к эмали зубов быка. Испытания с помощью универ-

сальной машины с линейно возрастающей нагрузкой сдвига показали, что адгезионная прочность на сдвиг для всех материалов не отличается от контрольного неармированного образца, кроме Connect, продемонстрировавшего достоверно большую прочность. Скол характеризовался разрывом когезионных связей между армирующими волокнами для однонаправленных волокон Splint-It и Connect, когезионных связей между адгезивом и текущим композитом для Ribbond и контроля, адгезивным разрывом на границе с плетеными волокнами Splint-It.

Наибольшее число работ по испытанию адгезионной прочности композитов связано с ортодонтическими конструкциями, поскольку для последних крайне важно, чтобы брекет-системы эффективно противостояли жевательным и ортодонтическим нагрузкам с одной стороны и удалялись без значительной травмы зуба – с другой [63]. С этих позиций клинически адекватной адгезионной прочностью на сдвиг считается интервал от 5 до 9 МПа [58,60,64], хотя ряд авторов ссылаются на более узкий интервал в 5,9–7,8 МПа, предложенный Reynolds I.R. (1975).

Первичное крепление брекетов, по данным Bishara S.E. et al. (2000), в большинстве случаев достоверно прочнее, чем вторичный и третичный бондинг, хотя в некоторых случаях повторные крепления имеют большую прочность, вероятно, из-за различий в морфологических характеристиках протравленной эмали и остатков адгезива.

Продемонстрировано, что протравливание поверхности эмали различными кондиционерами (20%-ной полиакриловой, 12%-ной лимонной, 35%-ной фосфорной кислотами) увеличивает прочность адгезии модифицированного

стеклоиономерного цемента примерно в 3 раза по сравнению с дистиллированной водой [103]. Эффективность 10%-ной и 32%-ной фосфорной кислоты одинакова, а при ступенчатом циклическом нагружении прочность адгезии к протравленному фосфорной кислотой дентину составляла примерно 51% от статического нагружения [33].

Wang X. и Agrawal C.M. (2000) предложили использовать двухслойную балку (кость – искусственный материал) с надсечкой для исследования разрушения интерфейса между двумя материалами при различных параметрах нагружения. Последующее моделирование с помощью МКЭ показало, что при преобладании сдвиговой компоненты нагрузки может произойти закрытие трещины, хотя этот эффект незначителен.

Toparli M., Aksoy T. (1998) изучали прочность интерфейса дентина и полимерного композита с позиции механики разрушения. Экспериментально были получены величины нагрузок для разрыва соединения дентина и композита при различной величине начальной трещины. С помощью МКЭ было выяснено, что величины адгезионной энергии разрушения J_{adh} и остаточной энергии разрушения J_{res} изменяются в зависимости от глубины трещины, однако эффективная (общая) энергия разрушения J_{eff} не зависит от размера трещины. Авторы считают, что на интерфейс дентина и композита образуются микротрещины, которые могут служить аккумуляторами критического напряжения. Их образование и развитие может быть описано с помощью коэффициента интенсивности напряжений и энергии разрушения.

Список литературы находится в редакции

Biomechanics of tooth splinting (literature review)

Ryahovsky A.N., Chlopova A.M., Moscow, CSRID.

Authors analyze conditions of oral tissues, appeared during functional and parafunctional loading. On the base of scientific and practical researches they report about efficacy of different splint methods. Authors reveal variants of ideal splinting from the point of biomechanics.