Российский журнал биомеханики, том 7, № 3: 29-34, 2003

Российский Журнал Биомеханики
www.biomech.ac.ru

УДК 531/534:57+612.7

БИОМЕХАНИЧЕСКИЙ АНАЛИЗ ПЕРИОДОНТАЛЬНОЙ СВЯЗКИ. ЧАСТЬ 1

С.В. Шилько

Институт механики металлополимерных систем им. В.А. Белого Национальной академии наук Беларуси, 32а, ул. Кирова, 246050, Гомель, Беларусь, e-mail: depa10@tut.by

Аннотация. Рассмотрена проблема реконструкции периодонта зубочелюстной системы. С позиций биомеханики проведен структурно-функциональный анализ периодонтальной связки, соединяющей корень зуба с альвеолярной костью. В отличие от обычно используемой модели однородного изотропного слоя периодонтальная связка интерпретируется как направленно армированный (трансверсально-изотропный) пороматериал. Рассматривается возможность замены периодонта искусственными аналогами. Представляется, что высокая биосовместимость, эластичность, вязкость, адгезия к твердым биотканям и достаточная прочность ряда полимеров позволяет считать их наиболее пригодными материалами для создания искусственной периодонтальной связки.

Ключевые слова: зубочелюстная система, периодонтальная связка, ортотропный слой, адгезионные напряжения, прочность, протезирование, полимеры.

Введение

Протезирование является важнейшим направлением ортопедической стоматологии. Оптимальным способом восстановления жевательной функции представляется реконструкция утраченного или поврежденного зуба без вовлечения в процесс протезирования соседних (здоровых) зубов, используемых обычно в качестве опорных и подвергаемых травмирующей обработке [1]. Однако щадящая реконструкция возможна лишь при наличии полноценного комплекса тканей периодонта, главным образом периодонтальной связки, выполняющей фиксирующую, демпфирующую и сенсорную (благодаря имеющимся в ней механо- и приорецепторам) функции.

Если искусственные материалы уже давно применяются для протезирования твердых зубных тканей, то создание искусственной периодонтальной связки стало возможным лишь в последние годы. Это, очевидно, связано с большой сложностью проблемы адекватной замены мягких тканей синтетическими материалами. При протезировании твердых тканей зуба, помимо прочности, основное внимание обращается на обеспечение высокой твердости имплантата. Так как зона периодонта отличается более активным обменом веществ и значительными деформациями, при создании искусственной периодонтальной связки, помимо достаточной объемной и адгезионной прочности, необходимо обеспечить более высокую степень биосовместимости и оптимизировать деформационные свойства имплантата, т.к. его

© С.В. Шилько, 2003

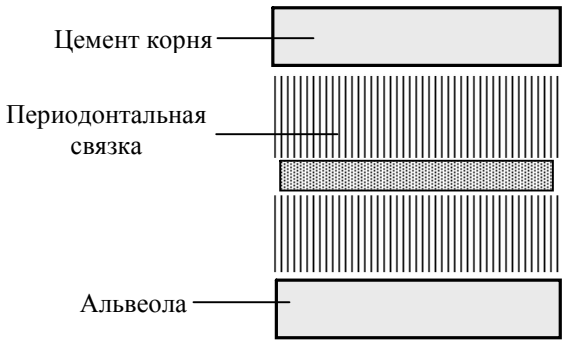

Рис. 1. Модель структурного элемента периодонтальной связки

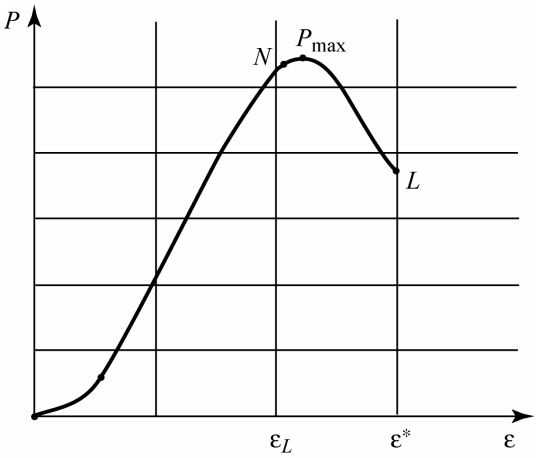

Рис. 2. Диаграмма деформирования периодонтальной связки при растяжении

избыточная жесткость приведет к увеличению пиковых напряжений при выполнении жевательной функции, а слишком высокая податливость вызовет недопустимую подвижность зуба.

Разработка имплантата периодонтальной связки включает структурно-функциональный анализ, биомеханическое исследование и подбор материала искусственного аналога связки.

Структурно-функциональный анализ периодонтальной связки

Как следует из морфологических описаний [2-6], периодонтальная связка имеет ярко выраженное композиционное строение. Роль армирующей фазы играет система ориентированных коллагеновых волокон, толщина которых составляет 0,15–0,2 мм у мужчин и 0,1–0,15 мм у женщин. Промежутки между коллагеновыми волокнами, занимающими 53–90% объема связки, составляют около 0,1 мм. Матричной фазой является соединительная ткань, пронизанная сосудами и нервными окончаниями, причем по направлению к верхушке корня ее доля увеличивается.

Кроме того, периодонтальная связка характеризуется переменной толщиной (максимальной в области устья и дна лунки, равной 0,28 мм, и минимальной 0,08 мм – в средней трети) и ориентацией волокон преимущественно по нормали к поверхности цемента корня и альвеолярной кости. К примеру, в верхушечной части корня волокна направлены радиально ко дну лунки. Таким образом, при любых функциональных нагрузках значительная часть волокон работает на растяжение, что обеспечивает устойчивость зуба, корень которого практически всегда остается в упругофиксированном состоянии, не касаясь стенок альвеолы [5].

Данные структурные особенности, очевидно, являются причиной анизотропии (близкой к трансверсальной) и бимодульности (связанной также с закрытием пор при сжатии) материала связки. Разветвленная поверхность цемента и альвеолы способствует прочному прикреплению волокон. В центральной части связки имеет место переплетение тонких волокон, принадлежащих встречно-направленным пучкам, идущим от границ раздела «связка–цемент корня» и «связка–альвеола» (рис. 1).

Тем самым осуществляется передача значительных нагрузок от зуба на альвеолярную кость без выраженных зон концентрации напряжений, но со значительным внутренним трением. Отмеченные механические свойства способствуют оптимальной подвижности зуба, высокой адгезионной и когезионной прочности, а также демпфирующей способности рассматриваемой биоткани.

Модуль упругости коллагена значительно превосходит модуль упругости соединительной ткани, имеющей небольшую (менее 0,4) пористость. Так как соединительная ткань работает преимущественно в условиях стесненного сжатия, можно предположить, что зависимость давления от сжатия имеет нелинейный характер. Это способствует избирательности механорецепторов, выделяющих пиковые нагрузки на зуб.

Этот вывод подтверждается также генезисом коллагеновых волокон, при котором первые радиально направленные волокна появляются в области цемента корня и прорастают в периодонтальное пространство, и строгой дифференцировкой пучков волокон по направлению (горизонтальных, косых и апикальных) при формировании зуба, когда он вступает в контакт с антагонистом и начинает участвовать в акте жевания [5].

В литературе приводятся данные как по модулю упругости волокон, так и периодонта в целом (полученные *in vitro* на препарированных зубочелюстных блоках) либо *in vivo* с использованием дистанционных методов измерения перемещений. Диаграмма растяжения волокон периодонта (рис. 2), приведенная в [9], свидетельствует о близком к линейному характере деформирования в широком интервале физиологических нагрузок (до точки *N*). При достижении максимального усилия P_{max} возникает разрушение отдельных волокон и происходит спад жесткостной характеристики.

Видно, что на начальной части диаграммы жесткость биоткани с ростом перемещения увеличивается, что соответствует «мягкой» характеристике амортизации и способствует выполнению демпфирующей функции периодонта в соответствии с критериями качества, принятыми при создании технических устройств [10]. Возможно, нелинейность начальной стадии является причиной того, что оценка модуля упругости периодонта при растяжении разными авторами дает значения в диапазоне 2,5–6,8 МПа. Коэффициент Пуассона периодонтальной ткани соответствует обычному значению для эластомеров, равному 0,45 [9].

Нормальная (вдоль оси зуба) жесткость на порядок величины превышает жесткость в тангенциальном направлении, что объясняется преимущественным направлением результирующего вектора жевательной нагрузки.

Физическая модель периодонтальной связки

Структурно-фунциональный анализ показывает, что периодонтальную связку следует считать волоконно-армированным вязкоупругим пороматериалом в виде тонкого слоя, адгезионно связанного с альвеолой и цементом корня, что позволяет предложить модель связки, показанную на рис. 1. Такая интерпретация существенно

сложнее предложенной в [4] модели связки в виде однородного упругого слоя. Идеализация [4] допустима и эффективна для получения предварительной оценки смещений зуба под действием сил и моментов. Однако для анализа прочности и сопоставления смещений от различных компонент вектора сил необходим учет анизотропии связки. При моделировании связки трансверсально-изотропным слоем материал характеризуется пятью параметрами, которые зависят от упругих свойств соединительной ткани и коллагена, пористости матрицы и объемной доли коллагеновых волокон. Как будет показано во второй части настоящего исследования, эта модель допускает применение упрощающей гипотезы винклерова основания, позволяя оценить приведенные модули упругости и сопоставить смещения зуба в нормальном и тангенциальном направлениях без применения достаточно трудоемких вычислений методами конечных и граничных элементов [7, 8].

Дальнейшему уточнению модели способствует учет нелинейности деформирования при малых и предельных деформациях (рис. 2). Вводя модель вязкоупругого трансверсально-изотропного слоя, можно изучить процесс амортизации динамических нагрузок при жевании, чтобы в дальнейшем воспроизвести вязкоупругие свойства при протезировании.

Полимерные материалы как аналоги периодонтальной связки

Проведенный биомеханический анализ позволяет обоснованно подойти к созданию искусственной периодонтальной связки. Можно заметить, что требованиям, предъявляемым к искусственной периодонтальной связке, удовлетворяет весьма узкий круг материалов, сочетающих биосовместимость и комплекс специфических деформационно-прочностных характеристик. Так, циклический характер жевательной нагрузки и большое число циклов жевания являются причинами того, что критерием пригодности материалов для протезирования является достаточное сопротивление усталости. Кроме того, формирование надежного соединения цемента корня с альвеолой возможно лишь при высокой адгезионной способности имплантата к твердым зубным тканям.

В этой связи для создания искусственного периодонта наиболее перспективными представляются высокомолекулярные соединения (полимеры), в частности, полиуретаны, синтетические каучуки и термоэластопласты, обладающие необходимой бионейтральностью, эластичностью и адгезией к твердым биотканям. Эти качества объясняются единой высокомолекулярной природой полимеров и живых тканей. Так, в работе [11] показана возможность формирования биоактивных композитов путем иммобилизации клеток в структуру пористых полимерных пленок. Вышеназванные полимерные материалы обладают фотоупругостью, что позволяет применить поляризационно-оптический метод определения напряжений на моделях зубочелюстного блока с тензочувствительной вклейкой [12].

Для образования прочного соединения корня зуба с альвеолярной костью целесообразно применение полимерных адгезивов, отверждаемых в виде микропористой пены за счет влаги живых тканей. Сформированная клеевая прослойка воспринимает нагрузку в период восстановления сосудистых связей и созревания соединительной ткани, заполняющей поры имплантата. Микропористая полимерная структура имеет высокую объемную эластичность, что позволяет реализовать демпфирующую способность соединения и устранить влияние усадки при термоциклических воздействиях на зуб. Разветвленная поверхность биосовместимого полимера способствует образованию прочной адгезионной связи между альвеолярной

костью и цементом корня зуба за счет врастания белковых молекул. Перспективны также полубиологические протезы периодонтальной связки, состоящие из синтетического каркаса, пропитанного растворимым коллагеном, обладающие хорошим вживлением и полноценной функцией. Комбинация двух и более полимерных материалов в виде низкомодульной, в частности, пористой матрицы и существенно более жестких и прочных волокон является эффективным средством регулирования деформационно-прочностных характеристик искусственной периодонтальной связки.

Заключение

Структурно-функциональный анализ периодонтальной связки показывает возможность ее интерпретации в виде направленно армированного пороматериала с малым объемным содержанием пор. Биосовместимость, эластичность, вязкость, достаточная прочность и адгезия к твердым биотканям позволяет считать полимеры наиболее пригодными материалами для протезирования периодонтальной связки.

Благодарности

Работа выполнена при поддержке фонда БРФФИ–РФФИ (Проект Т02Р–014).

Список литературы

1. *Варес Э.Я.* Парадоксы стоматологии // Стоматология. 1997. Т. 76. № 1. С. 72-74.
2. *Калвелис Д.А.* Ортодонтия: зубочелюстные аномалии в клинике и эксперименте. Элиста: Эсен, 1964.
3. *Nyashin Y.I., Nyashin M.Y.* Biomechanical modelling of periodontal ligament behaviour under various mechanical loads // Acta of Bioengineering and Biomechanics. 2000. V. 2. № 2. P. 67–74.
4. *Наумович С.А., Крушевский А.Е.* Биомеханика системы зуб-периодонт. Минск: Экономические технологии, 2000.
5. *Артюшкевич А.С., Трофимова Е.К., Латышева С.В.* Клиническая периодонтология. Минск: Ураджай, 2002.
6. *Васильев В.Г.* Гистоархитектоника периодонта жевательных зубов человека в возрастном аспекте // Стоматология. 1976. Т. 55. № 3. С. 76–80.
7. *Шилько С.В.* Адаптивность дентального аппарата и напряженное состояние зуба человека // Механика композиц. матер. и конструкций. 1999. Т. 5. № 1. С. 49–59.
8. *Шилько С.В., Петроковец Е.М., Семенова Т.В.* Оценка контактной жесткости локальных покрытий: сопоставление расчетных методов // Трение и износ. 2001. Т. 22. № 2. С. 23–28.
9. *Соловьев М.М., Лисенков В.В., Демидова И.И.* Биомеханические свойства тканей пародонта // Стоматология. 1999. Т. 76. № 3. С. 61–67.
10. *Никольский Л.Н., Кеглин Б.Г.* Амортизаторы удара подвижного состава. М.: Машиностроение, 1983.
11. *Kovalev G.N., Sneguireva N.S., Shafranova E.I.* Cell and biopolymer biomechanics and interactions with porous systems // Russian Journal of Biomechanics. 2000. V. 4. № 4. 37–43.
12. *Цуканова Ф.Н., Сердобинцев Ю.П., Славин О.К.* Экспериментальные исследования напряжений в корнях со штифтовой, культевой конструкцией и пародонте жевательных зубов методом фотоупругости // Стоматология. 1991. Т. 68. № 4. С. 18–21.

BIOMECHANICAL ANALYSIS OF PERIODONTAL LIGAMENT. PART 1

S.V. Shilko (Gomel, Belarus)

The problem of the maxillodental periodontium reconstruction is expounded. The periodontal ligament connecting the root of tooth with the alveolar bone is treated from the standpoint of biomechanics. In contrast to the commonly applied model of a homogeneous isotropic layer the periodontal ligament is presented as a purposefully reinforced (transversal isotropic) porous material. Vistas in substitution of the periodontium by artificial analogues are analyzed. High biocompatibility, elasticity, toughness, adhesion to solid biotissues and sufficient strength of some polymers make them most suitable for use in the artificial periodontal ligaments.

Key words: maxillodental system, periodontal ligament, orthotropic layer, adhesive stress, strength, prosthetics, polymers.

Получено 24 апреля 2003