

С. С. Наумович, С. А. Наумович, Ф. Г. Дрик

## ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ОПРЕДЕЛЕНИЕ МЕХАНИЧЕСКИХ СВОЙСТВ ПЕРИОДОНТАЛЬНОЙ СВЯЗКИ С ПРИМЕНЕНИЕМ МЕТОДА ГОЛОГРАФИЧЕСКОЙ ИНТЕРФЕРОМЕТРИИ

УО «Белорусский государственный медицинский университет»

Периодонтальная связка является ключевым элементом, определяющим изменения в тканях периодонта под действием нагрузки. В настоящее время в научной литературе нет однозначного ответа о величине модуля упругости Юнга периодонтальной связки. Это связано как со сложностью проведения экспериментальной оценки данного параметра, так и с отсутствием четких подходов в его определении. В статье описан эксперимент по определению модуля Юнга периодонтальной связки на 8 трупных сегментах нижней челюсти человека методом голографической интерферометрии. Образцы включали только однокорневые зубы, так как на них проще было прикладывать нагрузку вдоль оси корня. Полученный результат величины модуля упругости в 7,11 МПа соотносится с диапазоном величин, описанных в научных журналах, что позволяет использовать и совершенствовать в дальнейшем предложенный метод экспериментальной оценки механических свойств тканей периодонта. Данные о величине модуля упругости периодонтальной связки и характере ее деформации при действии внешней нагрузки позволяют понять многие процессы, происходящие в зубочелюстной системе во время ортодонтического и ортопедического лечения, а также могут применяться при построении математических моделей периодонтального комплекса.

**Ключевые слова:** периодонтальная связка, модуль Юнга, корень зуба, голографическая интерферометрия, деформация.

**S. S. Naumovich, S. A. Naumovich, F. G. Drick**

### EXPERIMENTAL DETERMINATION OF MECHANICAL PROPERTIES OF THE PERIODONTAL LIGAMENT USING THE METHOD OF HOLOGRAPHIC INTERFEROMETRY

The periodontal ligament is a key element in determining the changes in periodontal tissues under load. Currently in the scientific literature there is no clear answer on the value of the Young's modulus of elasticity of the periodontal ligament. This is due both to the complexity of the experimental evaluation of this parameter, and a lack of clear approach in its definition. The article describes an experiment to determine the Young's modulus of the periodontal ligament on 8 cadaver segments of the human mandible by holographic interferometry. The samples include only single rooted teeth, since they are easier to apply a load along the root axis. The result obtained in 7.11 MPa corresponds with range of values described in scientific journals that allows to use and develop further the proposed method of experimental evaluation of the mechanical properties of the periodontal tissues. Data about the value the modulus of elasticity of the periodontal ligament and the nature of its deformation under the action of external loads allow us to understand many of the processes occurring in the maxillo-dental system during orthodontic and prosthetic treatment and can also be used in constructing of mathematical models of periodontal complex.

**Key words:** Periodontal ligament, Young's modulus, tooth root, holographic interferometry, deformation.

**М**орфологические особенности строения органов и тканей зубочелюстной системы давно и подробно изучены исследователями. В то же время, несмотря на достигнутые успехи, до сих пор остаются неизвестными многие особенности функционирования периодон-

тального комплекса, ключевым компонентом которого является периодонтальная связка. Она состоит на 53–74 % из коллагеновых волокон и на 1–2 % из кровеносных сосудов и нервных окончаний, которые располагаются в аморфной мукополисахаридной матрице. Волокна колла-

гена, располагающиеся в вязком основном веществе, противостоят растягивающим усилиям и определяют эластические свойства периодонта. Одним из наименее изученных остается вопрос механико-прочностных свойств периодонтальной связки, которая является основным компонентом восприятия нагрузок, как во время жевания, так и в процессе ортодонтического лечения.

Показатели прочности связки могут использоваться для решения широкого круга научных и практических задач. В первую очередь, данные о механико-прочностных свойствах позволяют оптимизировать ортодонтические нагрузки, как по величине, так и по времени воздействия, что ускорит лечение и уменьшит количество осложнений и рецидивов [4].

Довольно активно в последние десятилетия в стоматологии развивается научное направление по построению математических моделей. Суть их заключается в возможности спрогнозировать и оценить влияние врачебного вмешательства на зубочелюстную систему. Построение модели предполагает ввод некоторых исходных параметров зубочелюстной системы, к которым относятся геометрические размеры зубов и челюстей, а также показатели модулей упругости Юнга и коэффициента Пуассона для каждого отдельного органа либо ткани [1]. Модуль Юнга (модуль продольной упругости) – физическая величина, характеризующая свойства материала сопротивляться растяжению, сжатию при упругой деформации.

Информацию о величине параметров можно получить из 2 основных источников: провести эксперимент с получением достоверных данных либо воспользоваться ранее полученными результатами. Для этих целей широко используются данные научных статей и книг. Анализ литературы показывает, что даже для модуля упругости периодонтальной связки (а это основной параметр, необходимый в математических расчетах) существует внушительная разбежка в значениях. Наиболее обширную проработку этого вопроса провели Т. S. Fill, J. P. Carey с соавторами, определив имеющийся в литературе диапазон модуля Юнга периодонтальной связки от 0,05 до 1750 МПа, таким образом, значения различаются цифрами 5–6 порядка. В представленном соавторами обзоре описаны исследования, как с использованием зубов человека, так и экспериментальных животных [9]. В то же время для модуля Юнга твердых тканей зубов и костной ткани альвеолярного отростка имеют-

ся довольно точные данные без существенной разбежки показателей, благодаря удобству работы с подобными анатомическими образцами.

Наиболее точным методом определения механических свойств объектов является эксперимент [5, 7]. Однако провести нагружение периодонтальной связки *in vivo* (на живом человеке) с одновременной регистрацией смещений и деформаций в периодонте на современном уровне развития науки не представляется возможным. В то же время эксперимент *in vitro*, чаще всего проводящийся на трупных сегментах челюстей человека либо животных имеет ряд ограничений и недостатков. В первую очередь это связано со сложностью сохранения связки в трупном материале. Различными авторами предлагаются разные варианты консервации морфологических образцов, например закрепление в формалине либо замораживание [6, 8].

Также до настоящего времени не выработаны общие принципы и условия проведения эксперимента. Разные исследователи используют различные методы регистрации смещений зубов в периодонте: магнитные сенсоры, датчики напряжений, лазерные либо оптические регистраторы, что приводит к довольно большому разбросу результатов. Кроме этого, непосредственное внедрение датчиков в периодонтальную связку может вызвать ее разрушение, что изменит конечные данные. Поэтому параметры деформации связки косвенно оценивают по смещению зубов, однако, учитывая сложную форму корней, это также может оказать влияние на результат [2, 3].

Кроме этого данные литературы показывают, что механические свойства периодонтальной связки могут значительно различаться у разных людей, а также зависеть от величины и направления нагрузки, пола, возраста пациента и групповой принадлежности зуба. Кроме этого описаны зависимости механических свойств связки от топографии расположения зубов у одного и того же человека.

Все вышеназванное свидетельствует о необходимости разработки новых методов и протоколов экспериментальной оценки параметров модуля Юнга периодонтальной связки.

### Материалы и методы

Объектом исследования явились две трупных нижних челюсти человека с различным количеством сохранившихся зубов, полученные в соответствии с разрешением Государственной службы медицинских судебных экспертиз (в настоящее

## ❑ Оригинальные научные публикации

время Государственный комитет судебных экспертиз РБ). Непосредственно после извлечения макропрепарата они были помещены в консервирующий раствор (10 % формалин) на 1 неделю. Затем была проведена препаровка нижней челюсти с удалением остатков мышц и сохранением надкостницы. Дальнейшее хранение макропрепаратов проводилось в физиологическом растворе (0,9 % водный раствор хлорида натрия) с целью предотвращения высыхания периодонтальной связки.

Перед экспериментом макропрепараты нижней челюсти распилили на сегменты, включающие тело челюсти, альвеолярный отросток, периодонтальную связку и однокорневые зубы. Всего в эксперименте использовали 3 сегмента нижней челюсти, включающие суммарно 8 зубов: 4 резца, 3 клыка и 1 премоляр. Исследуемые образцы фиксировались к горизонтальной поверхности с помощью акриловой самотвердеющей пластмассы. Сегменты челюстей с многокорневыми зубами в эксперименте не использовались, так как точная регистрация деформаций на интерферограммах возможна только при передаче внешних усилий вдоль продольной оси зуба, а обеспечить данное условие на зубах с более чем одним корнем не представлялось возможным. Также для упрощения передачи внешней нагрузки вдоль оси корня каждого конкретного зуба были спилены контактные пункты у исследуемых зубов, и было проведено препарирование окклюзионных поверхностей и режущих краев, с созданием площадок перпендикулярных длинной оси зуба. На полученные поверхности зуба наклеивались металлические шайбы для осевого центрирования нагрузки и ее равномерного распределения по окклюзионной поверхности зуба.

Получение интерферограмм проводилось методом двух экспозиций по контрнаправленной схеме. Общая схема эксперимента представлена на рисунке 1.

На фотопластинке 3 фиксировалось изображение интерферограмм, отражающих смещение лепестков датчика 4, опирающихся на опоры 6, наклеенные, соответственно, на – вестибулярной поверхности исследуемого зуба и на костную ткань челюсти в области проекции верхушки корня. Подобная сложность регистрации объясняется невозможностью непосредственного контактного исследования периодонтальной связки. Поэтому степень ее деформации косвенно оценивалась по смещению нагружаемого зуба до момента появления деформации челюсти.

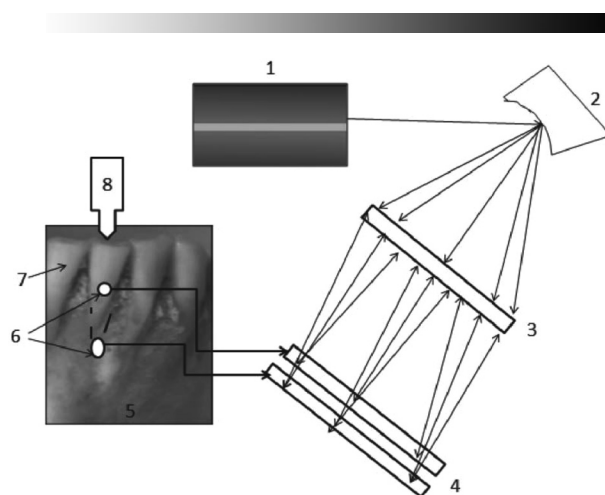


Рисунок 1. Общая схема эксперимента: 1 – лазер, 2 – расширитель лазерного луча, 3 – фотопластинка, для регистрации интерферограмм, 4 – датчики смещения, 5 – костная ткань челюсти экспериментального образца, 6 – опоры датчиков смещения, закрепленные на исследуемом зубе и костной ткани, 7 – исследуемые зубы, 8 – нагрузочное устройство

Первая экспозиция производилась при некоторой нагрузке F1, а вторая – при F2. Учитывая определенные ограничения метода исследования, разница между нагрузками задавалась постоянной, равной 3 кгс (около 30 N), и последовательно сдвигалась вдоль абсолютной нагрузочной шкалы. Величина нагрузки могла варьировать до 30 кгс и более с помощью специального рычажного механизма.

Так как при обычных жевательных движениях нижней челюсти нагрузки действуют на зубы в течение очень непродолжительных моментов времени, то обе экспозиции производились также с минимальной задержкой после установки нагрузок. После завершения второй экспозиции объект исследования (сегмент челюсти с зубами) полностью освобождался от нагрузки, чтобы периодонт восстановился от возможных остаточных деформаций. Также образцы для исследования постоянно помещались в физиологический раствор для предотвращения высыхания и повреждения костной ткани и связки зуба.

Модуль Юнга – E определяли по формуле (1)

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon}, \quad (1)$$

где  $\sigma$  – напряжение, вызываемое в образце (т. е. периодонтальной связке) действующей силой (равно силе, деленной на площадь приложения силы);  $\varepsilon$  – упругая деформация образца, вызванная напряжением (равна отношению изменения размера образца после деформации к его первоначальному размеру). В качестве



образца исследования выступала периодонтальная связка со среднестатистическими параметрами толщины, изменение толщины связки, т. е. степень ее деформации, определяли по интерферограммам.

Следует отметить, что проводимая серия исследований была приближена к обычным функциональным нагрузкам, падающим на зубной ряд во время жевания. В то же время ортодонтические силы действуют абсолютно по-другому. Длительная статическая нагрузка приводит в первый момент времени к возникновению зон напряжений в периодонте, однако со временем, из-за наличия основного вещества связки, происходит постепенное восстановление тканей периодонта. При сохраняющемся внешнем воздействии начинают запускаться клеточные механизмы ремоделирования костной ткани.

### Результаты и обсуждение

Оценка результатов эксперимента для каждого из 8 зубов проводилась по контрольным интерферограммам, которые отражали деформационную картину при осевой нагрузке на зуб. Под ее воздействием происходит смещение зуба, приводящее в первоначальный момент к деформации только периодонтальной связки, а затем по мере сжатия связки в области верхушки корня возникала деформация костной ткани. Соответственно, ее величина аддитивно накладывается на величину деформации зуба, тем самым увеличивая количество интерференционных полос на датчике смещения, прикрепленном к зубу (рисунок 1). Так как нами в эксперименте использовался датчик с 2 лепестками, то второй лепесток датчика, фиксированный на альвеолярном отростке, регистрировал лишь изолированную деформацию костной ткани. Величину перемещения зуба в лунке в пределах только периодонтальной связки, что является косвенным показателем степени ее деформации, мы определяли по разнице в коли-

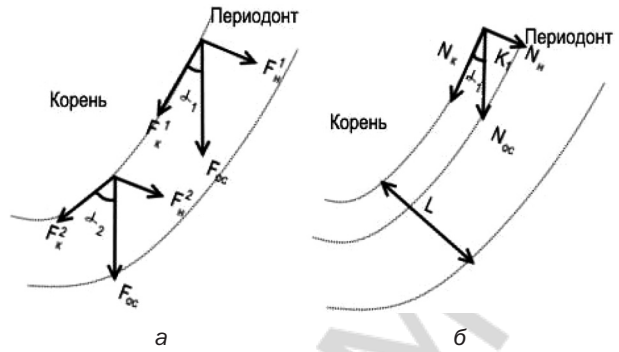


Рисунок 2. Схема распределения осевой нагрузки  $F_{oc}$  (а) и деформации  $N_{oc}$  (б) на нормальную и касательную составляющие.  $L$  – толщина периодонтальной связки

честве интерференционных полос на двух пластинах.

Для определения модуля Юнга связки нами снимался целый ряд параметров для каждого из 8 экспериментальных зубов. Площадь поверхности корня исследуемых зубов (нижние резцы, клыки и премоляр), которая соответствует площади периодонтальной связки в среднем принималась нами равной  $1,5 \text{ см}^2$ . Толщина периодонтальной связки считалась равной  $0,2 \text{ мм}$ .

Общая схема распределения осевой нагрузки в месте соединения цемента корня и периодонтальной связки представлена на рисунке 2. Согласно результатам работы корень зуба по своей структуре напоминает два сросшихся корня в ортогональной плоскости. На основании этих данных в качестве угловых параметров корней, необходимых для расчета нормальной и касательной составляющей нагрузки, нами были взяты значения  $\alpha_1 = 15^\circ$  (на уровне середины корня) и  $\alpha_2 = 32^\circ$  (у вершины корня). Таким образом осевая нагрузка  $F_{oc}$  раскладывалась нами на касательную  $F_k$  и нормальную  $F_n$  составляющие. Аналогичным образом происходило распределение деформационной составляющей  $N_{oc}$ .

Полученные данные эксперимента, необходимые для расчета модуля упругости сведены нами в итоговую таблицу.

Таблица. Интегральный коэффициент деформации периодонтальной связки

№ образца	1	2	3	4	5	6	7	8	$K_{cp} \pm SD$
Интегральный коэффициент $K$ , мкм/кг	2,99	4,09	5,82	3,24	8,47	9,19	11,51	2,24	$5,82 \pm 2,8$

Коэффициент  $K$  представляет собой отношение разности количества интерференционных полос на датчиках смещения (4, рисунок 1), фиксированных соответственно к зубу и костной ткани, к величине внешней нагрузки. Зная длину волны лазера  $\lambda = 0,632 \text{ мкм}$ , использующегося для получения интерферограмм, мы можем

оценить деформацию периодонта в мкм в зависимости от величины внешней нагрузки в кг. Данный коэффициент может использоваться не только для расчетов механопрочностных параметров периодонта, но также и для прогнозирования результатов ортодонтического и ортопедического лечения.

## □ Оригинальные научные публикации

Результаты эксперимента показали линейный характер деформации периодонтальной связки почти на всем протяжении нагрузочной вилки. Однако для большинства образцов видимым пределом линейности явилась нагрузка в 18 кгс, поэтому для расчета в формулу (1) мы использовали именно эту величину осевой нагрузки.

Величина осевой деформации при данном нагружении, с учетом коэффициента  $K$ , будет равна  $N_{oc} = F_{oc} \times K = 18 \text{ кгс} \times 5,82 \times 0,632/2 = 33,1 \text{ мкм}$ . На уровне середины корня (рисунок 2), где мы принимаем величину угла  $\alpha_1 = 15^\circ$ , получаем величины  $F_n$  и  $N_n$  равными соответственно 4,66 кгс и 8,57 мкм (0,000857 см).

Таким образом, подставляя в формулу (1) все полученные либо экспериментальным путем, либо среднестатистические параметры, получаем:

$$E = \frac{F_n \times L}{N_n \times S} = \frac{4,66 \times 0,02}{0,000857 \times 1,5} = 72,5 \left( \frac{\text{кгс}}{\text{см}^2} \right).$$

При переводе данной величины 72,5 кгс/см<sup>2</sup> в МПа получаем модуль упругости Юнга периодонтальной связки, исходя из ее линейных свойств, равный 7,11 МПа.

Таким образом, поставленная в начале эксперимента задача по разработке методики и получению параметров модуля упругости периодонтальной связки была успешно реализована. В то же время, следует признать, что существует большое количество ограничений и упрощений при данной методике, связанных как со сложностью прямого исследования периодонтальной связки, так и с возможностями самого метода голографической интерферометрии. Учитывая имеющийся в научной литературе небольшой набор данных и спорадический характер проводимых экспериментов, наряду с уникальностью биомеханических свойств периодонтальной связки, необходимо сделать акцент на дальнейшем усовершенствовании данного метода, а также разработке стандартов и протоколов исследования. Новые эксперименты должны ставить целью не просто получение величины модуля упругости, но также и оценивать влияние различных факторов (например, возраст, пол, групповая принадлежность зуба и т. п.) на данную величину. Кроме этого, весьма перспективным видится изучение биомеханических свойств периодонта не только на экспериментальных образцах *in vitro*, но и непосредственно на человеке, с учетом всех его индивидуальных особенностей.

Величины механических констант, к которым относится модуль упругости Юнга, являются

ся базой для построения математических моделей различных компонентов зубочелюстной системы. Совместное использование результатов эксперимента и расчетов математического моделирования должно стать золотым стандартом при моделировании, позволяющем точнее спрогнозировать и оценить врачебное вмешательство.

## Литература

1. Fill, T. S., Toogood R. W., Major P. W., Carey J. P. Analytically determined mechanical properties and models for the periodontal ligament: critical review of literature // *J. Biomech.* – 2012. – Vol. 45, № 1. – P. 9–16.
2. Bourauel, I. A., Jäger A. C. Experimental and numerical determination of initial tooth mobility and material properties of the periodontal ligament in rat molar specimens // *European Journal of Orthodontics.* – 2003. – Vol. 25. – P. 569–578.
3. Liu, D. X., Wang H. N., Wang C. L., Liu H., Sun P., Yuan, X. Modulus of elasticity of human periodontal ligament by optical measurement and numerical simulation // *Angle Orthodontist.* – 2011. – Vol. 81, № 2. – P. 229–236.
4. Meyer, B. N., Chen J., Katona T. R. Does the center of resistance depend on the direction of tooth movement? // *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* – 2010. – Vol. 137, № 3. – P. 354–361.
5. Papadopoulou, K., Keilig L., Eliades T., Krause R., Jäger A., Bourauel C. The time-dependent biomechanical behaviour of the periodontal ligament – an *in vitro* experimental study in minipig mandibular two-rooted premolars // *Eur. J. Orthod.* – 2014. – Vol. 36, № 1. – P. 9–15.
6. Pini, M., Wiskott H., Scherrer S., Botsis J., Belser U. Mechanical characterization of bovine periodontal ligament // *Journal of Periodontal Research.* – 2002. – Vol. 37. – P. 237–244.
7. Pini, M., Zysset P. H., Botsis J., Contro R. Tensile and compressive behaviour of the bovine periodontal ligament // *Journal of Biomechanics.* – 2004. – Vol. 37, № 1. – P. 111–119.
8. Poppe, M., Bourauel C., Jäger A. Determination of the elasticity parameters of the human periodontal ligament and the location of the center of resistance of single-rooted teeth a study of autopsy specimens and their conversion into finite element models // *Journal of Orofacial Orthopedics.* – 2002. – Vol. 63. – P. 358–370.
9. Ted, S. F., Carey J. P., Toogood R. W., Major P. W. Experimentally Determined Mechanical Properties of, and Models for, the Periodontal Ligament: Critical Review of Current Literature // *Journal of Dental Biomechanics.* – 2011. – doi: 10.4061/2011/312980.

Поступила 14.10.2016 г.