

## ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ГОЛОГРАФИЧЕСКОЙ ИНТЕРФЕРОМЕТРИИ ДЛЯ ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЙ ОЦЕНКИ ПАРАМЕТРОВ ДЕФОРМАЦИИ ПЕРИОДОНТА

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

*УО «Белорусский государственный медицинский университет»*

*Минск, Беларусь*

*ortopedstom@bsmu.by*

*Эксперимент in vitro на трупных сегментах нижней челюсти с сохраненной периодонтальной связкой проводился при нагружении отдельных зубов с последующей регистрацией деформации с применением метода голографической интерферометрии. Полученные результаты оценки деформации различных компонентов периодонта позволили высчитать усредненный коэффициент, отражающий соотношение степени деформации всего периодонтального комплекса к изолированной деформации костной ткани челюсти в области нагружаемого зуба.*

**Ключевые слова:** *периодонтальная связка; костная ткань; напряженно-деформированное состояние; голографическая интерферометрия.*

## USE OF HOLOGRAPHIC INTERFEROMETRY FOR EXPERIMENTAL ESTIMATION OF DEFORMATION PARAMETERS OF PERIODONTIUM

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

*Belarusian State Medical University*

*Minsk, Belarus*

*An in vitro experiment on cadaveric segments of the mandible with a preserved periodontal ligament was carried out when individual teeth were loaded with subsequent recording of deformations using the method of holographic interferometry. The obtained evaluation results of deformation of various periodontal components allowed to calculate the average coefficient reflecting the deformation ratio of entire periodontium to an isolated strain of the jawbone in the area of the loaded tooth.*

**Key words:** *periodontal ligament; bone tissue; stress-strained state; holographic interferometry.*

**Актуальность.** Морфологические 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 периодонтального комплекса, ключевым компонентом которого является периодонтальная связка. Фундаментальные знания по этим вопросам, полученные экспериментальным путем, позволят не только лучше понять механизм ортодонтического перемещения зуба, но также объяснить механизм запуска резорбции костной ткани и разрушения периодонтальной связки под воздействием окклюзионной травмы.

Однако до настоящего времени не выработаны общие принципы и условия проведения экспериментов по оценке биомеханики периодонта in vivo и in vitro. 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.

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 [2].

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

**Цель работы** – разработать методику экспериментальной оценки биомеханики периодонта *in vitro* и оценить закономерности деформации периодонтальной связки под действием нагрузки.

**Материал и методы.** Объектом исследования явились две трупных нижних челюсти человека с различным количеством сохранившихся зубов. 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.

На фотопластинке фиксировалось изображение интерферограмм, отражающих смещение датчиков, опирающихся, 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 [1].

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.

**Результаты.** В первоначальный момент действия нагрузки возникает осевое смещение исследуемого зуба только в пределах периодонтальной связки, за тем к нему присоединяется прогиб внутренней кортикальной пластинки. Эта деформация увеличивает количество интерференционных полос на лепестке датчика, фиксированном к зубу. Однако, вычитая количество интерференционных полос на лепестке датчика, фиксированном в области костной ткани, можно получить реальное смещение зуба в пределах периодонтальной связки.

Результаты эксперимента не выявили определенной закономерности по функциональным группам зубов, что, в первую очередь, связано с малым количеством исследуемых образцов. В процессе обработки данных каждого образца нами были отмечены довольно схожие цифры коэффициента, обозначенного нами как N, который характеризует соотношение степени деформации всего комплекса «зуб-связка-кость», к степени деформации костной ткани. Для всех экспериментальных образцов он незначительно колеблется в небольшом диапазоне от средних значений. Поэтому мы полагаем, что данный коэффициент может рассматриваться как определенная константа. Этот показатель характеризует во сколько раз деформация костной ткани меньше суммарной деформации всего периодонта. И по результатам нашего эксперимента средняя величина коэффициента с учетом среднеквадратического отклонения равна **2,69±1,09**.

Также при обработке данных по деформации отдельных зубов мы выделили отдельный параметр, характеризующий степень деформации связки в зависимости от величины нагрузки и обозначенный нами, как интегральный

коэффициент  $K$ . Среднее значение данного параметра составило  $K=5,97\pm 3,63$ . Зная длину волны гелий-неонового лазера, использовавшегося для регистрации интерферограмм, 632,8 нм, мы смогли перевести данный коэффициент в реальную величину смещения зуба в периодонтальной связке. Так была получена деформация связки равная  $1,89\pm 1,15$  мкм/кгс. Следует отметить, что данная величина характеризует смещение зуба в связке только вдоль его вертикальной оси, что связано с особенностями метода регистрации.

**Заключение.** Разработанный подход по использованию голографической интерферометрии на трупных образцах, включающих комплекс тканей «зуб - периодонтальная связка - костная ткань», позволил оценить биомеханику смещения зуба и, косвенно, деформацию связки. Понимание механизма ответной реакции периодонта на внешнюю нагрузку является залогом успешного ортодонтического лечения и правильного выбора конструкций зубных протезов.

### Список литературы

1. Наумович С.С., Дрик Ф.Г. Биомеханические свойства комплекса «зуб-периодонтальная связка - костная ткань» в эксперименте // Современная стоматология. – 2017. - №2. – С. 58-61.
2. 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.