

Голографические методы исследования в стоматологии

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

Учреждение образования «Белорусский государственный медицинский университет», кафедра ортопедической стоматологии, Минск, Беларусь

Для решения задач современной медицины требуется точная количественная информация при изучении динамики развития патологического процесса и оценке изменений, непосредственно происходящих под влиянием лечебных воздействий и в процессе лечения.

Использование метода оптической голографии для получения такой информации весьма перспективно, т. к. его возможности позволяют бесконтактным путем осуществлять контроль за формой поверхности, а также определять поверхностные изменения в объекте исследования.

Голография (в переводе с греческого «полная запись») – способ записи и восстановления волн, используемый при обработке изображения, основанный на регистрации распределения интенсивности в интерференционной картине, сформированной предметной (объектной) и когерентной с ней опорной волной.

В голографической интерферометрии осуществляется интерференция объектных волн, существовавших в различные моменты и рассеянных объектами. При изучении отражающих свет объектов разность фаз обуславливается изменением координат точек поверхности объекта или параметров освещающего объект пучка. В первом случае определяются смещения и деформации, во втором форма поверхности объекта. Благодаря характерным особенностям эти методы в последние два десятилетия интенсивно разрабатываются и используются в различных областях медицины, при этом особый интерес представляет анализ вибраций и деформаций.

На современном этапе научные исследования в стоматологии, изучающие распределение напряжений в зубочелюстной системе, проводят с применением методов голографической интерферометрии, тензометрии и фотоупругости. Именно эти методики являются самыми распространенными в экспериментальных работах по биомеханике зубочелюстной системы за последние 30 лет. Отдельно можно выделить метод математического моделирования, который имеет более теоретический подход в решении поставленных задач и не требует использования дорогостоящего экспериментального оборудования. Однако следует отметить, что модели для теоретического математического расчёта и анализа отличаются высоким уровнем упрощения биологических объектов до простых геометрических фигур, что может снижать информативность исследований. В случае, не поддающемся теоретическому анализу, эксперимент является единственным способом определить распределение напряжений и деформаций.

В подавляющем большинстве применений голографической интерферометрии источником света служит лазер. Лазеры испускают световые волны очень простой формы, причем их характеристики постоянны во времени и могут быть измерены с большой точностью.

Наиболее важной характеристикой лазерного излучения в голографической интерферометрии, при изучении напряженно-деформационных состояний объектов, является его высокая когерентность. Благодаря всем этим преимуществам в стоматологии большое распространение получил чувствительный и бесконтактный метод голографической интерферометрии.

Посредством задержки лазерных импульсов проведены исследования *in vivo* на добровольцах с целью изучения смещения зубов при жевании, что послужило усовершенствованию процесса прогнозирования в стоматологии. Подобные исследования проводили на костях черепа человека с целью определения участков их напряжения, возникающего под действием нагрузки.

Качественный анализ картины интерференционных линий позволяет составить общее представление о характере деформаций объекта – наличии и дислокации концентраторов напряжений, контурах, пределах и преимущественных направлениях деформационных изменений объекта. Основными критериями при этом являются частота полос и их направление.

Концентрация полос свидетельствует о степени деформации объекта. Чем больше деформируется объект, тем чаще концентрируются полосы, и наоборот, чем меньшую деформацию испытывает объект, тем реже полосы. По направлению полос можно судить о распространении деформации, так как интерференционные полосы всегда проходят перпендикулярно направлению основной деформации.

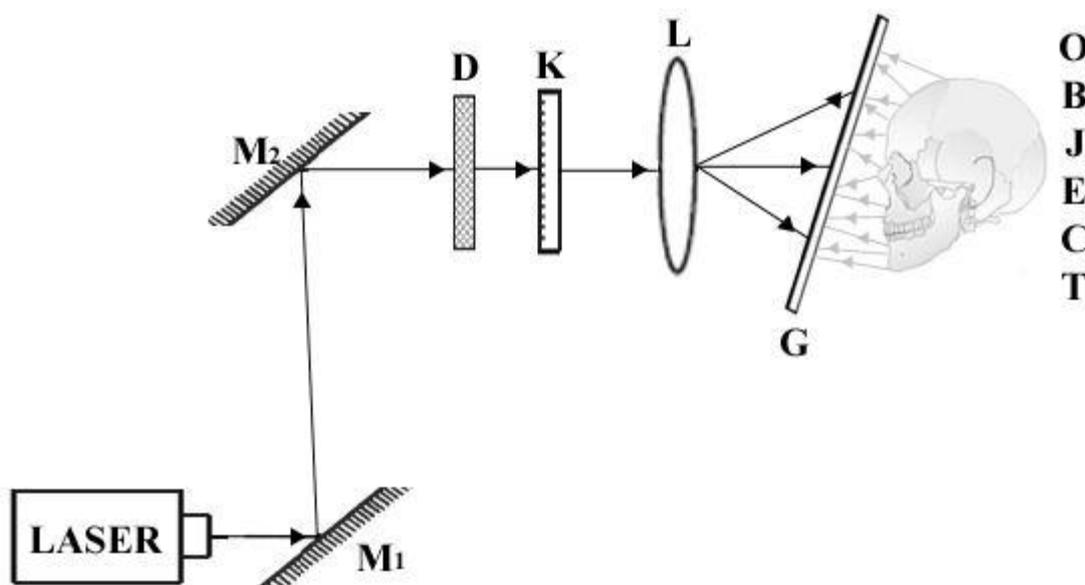


Рис. 1 – Схема получения голограмм во встречных пучках. M1 , M2 – зеркала, D – диафрагма, K – полуволновая пластинка, L– линза, G – голограмма

При записи (на фотослое или другом носителе) регистрируется картина интерференции объектной волны и когерентной с ней опорной волны. В результате получают дифракционную решетку, при освещении которой опорной волной вследствие ее дифракции восстанавливается объектная волна, т.е. трехмерное изображение объекта (рис.1).

Фотопластина помещается непосредственно перед объектом под углом Брюстера к осевой линии освещающего пучка, который формируется линзой, расширяющей луч лазера.

Вращением полуволновой пластинки производится поворот плоскости поляризации лазерного луча с тем, чтобы минимизировать потери света на отражение от поверхности фотопластины. Состояние объекта исследования записывается на фотопластине в свободном начальном положении, далее объект определенным образом нагружается, и его деформацию регистрируют на той же пластине. Таким образом, на голограмме регистрируется трехмерное изображение исследуемого объекта с наложенной на него картиной интерференционных полос.

В качестве источника света использовался гелий-неоновый лазер мощностью ~25 мВт с длиной волны 632 нм, длиной когерентности ~20 см и вертикальной поляризацией излучения. Интерферограммы регистрировались на высокоразрешающих пластинах ПФГ-0.3М с энергетической чувствительностью 35 Дж/м², дифракционной эффективностью 45% на $\lambda = 632$ нм (производство ОАО «Славич», РФ). Восстановление скрытых интерферограмм (после проявления фотопластин, сушки в спиртовых ваннах с концентрацией 50%, 75%,

96%) производилось тем же световым пучком, что и при их записи. Изображение регистрировалось цифровой фотокамерой Nikon Coolpix 4500 (Япония).

В качестве объекта исследования напряженно-деформированных состояний челюстно-лицевой области был выбран кадаверный череп человека. Проводилось несколько видов экспериментальных работ. Нагружение объектов проводилось на кадаверном черепе человека с сохраненными зубами верхней челюсти посредством червячно-винтовых пар, закрепленных на обеих челюстях и имитирующих работу жевательных мышц. Во втором варианте нижняя челюсть с фиксированными мостовидными и съёмными протезами нагружалась автономно, на специальном стенде, представляющем собой рычажный механизм, оборудованный датчиком усилия.

Приводим результаты экспериментальных исследований сотрудников кафедры ортопедической стоматологии УО БГМУ с использованием метода голографической интерферометрии.

Исследования напряженно-деформационных состояний с применением методов оптической голографии, проведенные профессором С.А. Наумовичем, позволили получить качественные и количественные характеристики объектов и достоверно демонстрировать происходящие изменения в них при нагрузках, передаваемых различными ортопедическими и ортодонтическими аппаратами.

Доцент А.И. Головкин разработал устройство, обеспечивающее моделирование функциональных мышечных нагрузок лицевого отдела черепа. Это позволило с использованием методов оптической голографии изучить влияние ортопедических конструкций на ткани лицевого скелета. Были определены закономерности деформаций в зависимости от протяженности мостовидного протеза и величины силы прикладываемой нагрузки. Установлено, что анатомические особенности челюстей, форма зубных рядов и контактные пункты между зубами поддерживают челюстно-лицевую область в состоянии напряженного равновесия, при жевательной нагрузке каждый зуб имеет свой центр разворота.

Результаты исследований, проведенных доцентом С.С. Наумовичем на экспериментальной модели челюсти, показывают, что напряженно-деформированное состояние периодонта опорных зубов в мостовидном протезе при жевательной нагрузке определяется двумя основными факторами: вертикальным и горизонтальным силовыми компонентами. Вертикальный компонент действует по направлению нагрузки и объемно деформирует костную ткань челюсти без существенных боковых нагрузок на периодонт. Горизонтальный компонент возникает при прогибе мостовидного протеза и действует вдоль зубного ряда, также стремясь повернуть оси зубов, при этом боковая нагрузка на опорные зубы может приводить к значительной перегрузке периодонта. Вне зависимости от места нагружения интактного шинированного зубного ряда неблагоприятный горизонтальный силовой компонент минимален. При наличии дефектов зубного ряда их влияние на периодонт опорных зубов определяется величиной беззубого участка и точкой приложения нагрузки. Дефект, расположенный в отдалении от нагружаемого опорного зуба, практически не влияет на характер деформации челюсти. Если же дефект расположен рядом с нагружаемым зубом, то его влияние определяется его протяженностью. Так, при отсутствии 1–2 зубов возникающий на промежуточной части мостовидного протеза горизонтальный силовой компонент примерно поровну нагружает периодонт опорных зубов. При большей протяженности дефекта (3–4 зуба) влияние указанного компонента ослабевает, что может быть связано с некоторым выпрямлением кривизны промежуточной части мостовидного протеза. При нагрузке на промежуточную часть мостовидного протеза по мере увеличения ее протяженности ослабевает вертикальный компонент нагрузки на опорные зубы и возрастает горизонтальный.

Методом лазерной голографической интерферометрии доцент А.Н. Доста определял напряженно-деформационные состояния, возникающие в костных структурах верхней челюсти (с моделью расщелины и без нее) при ортодонтическом ее расширении. Результаты пока-

зали, что основная деформация определяется на альвеолярных отростках верхней челюсти, а при наличии дефекта альвеолярного отростка и твердого неба основная нагрузка ответной реакции на расширяющее усилие перемещается с альвеолярных и небных отростков верхней челюсти на скулоальвеолярные контрофорсы, через которые передается на височные и лобную кости, с расширением деформационного поля на основании черепа.

По результатам проведенных исследований доцентом Матвеевым А.М. установлено наличие определенных закономерностей в изменении напряженно-деформированных состояний костной ткани нижней челюсти при замещении дефекта зубного ряда съёмными протезами с различными способами фиксации, которые имеют важное значение при выборе конструкции съёмных протезов.

Методом лазерной голографической интерферометрии доцент С.Н. Пархамович изучил напряженно-деформированное состояние альвеолярных структур верхней и нижней челюстей при индивидуальной нагрузке на зубы в их зубных рядах и при шинировании зубов композиционными и металлическими несъёмными шинами. Обосновал влияния жестких металлических шинирующих каркасов объединяющих различные функционально ориентированные группы зубов на формирование опосредованного травматического узла (ОПТУ), локализация которого зависит от протяженности каркаса шины и места воздействия наиболее часто повторяющихся жевательных нагрузок. Изучил напряженно-деформированное состояние однокорневых зубов (резцов верхней челюсти) и доказал зависимость деформационного наклона зуба, при воздействии горизонтальной компоненты внешней нагрузки под углом 45° к их продольной оси, от величины приложенной силы, уровня обнажения корня и наличия внутрикорневого металлического штифта.

Исследования, проведенные доцентом С.В. Ивашенко, показали, что деминерализация костной ткани позволяет минимизировать отрицательные сдвиговые деформации на зоны вокруг перемещаемых зубов, локализовать применяющуюся силу в области деминерализации и оптимизировать перемещение зубов.

Результаты, полученные доцентом Шарандой В.А., позволили определить оптимальную форму дефекта тела нижней челюсти при ее хирургической резекции для последующей передачи жевательной нагрузки. Изучение распределения напряжений в костной ткани тела челюсти после костной пластики дает ортопеду-стоматологу возможность правильного планирования и конструирования челюстно-лицевого протеза.

Применение метода голографической интерферометрии позволило доценту Дмитроченко А.П. экспериментально обосновать преимущества лазерной сварки, обеспечивающей жесткость соединения, при изготовлении мостовидных протезов. Это позволяет рекомендовать данную методику для изготовления несъёмных конструкций зубных протезов.

По результатам исследований, проведенных ассистентом Цвирко О.И., можно сделать вывод о том, что минимальное количество опорных зубов при изготовлении съёмных протезов с балочной фиксацией равно трем с расположением по дуге. При таком расположении распределение нагрузки на опорные зубы и челюсть под съёмным протезом будет наиболее физиологичным.

Ассистент Полховский Д.М. по результатам эксперимента определил, что механические и термические нагрузки интактный зуб воспринимает как единая биомеханическая система. Напряжения, которые при этом возникают в эмали, равномерно передаются на дентин.

В области эмалево-дентинной границы отсутствуют признаки концентрации внутренних напряжений. При аналогичном воздействии на зуб, восстановленный пластмассовой коронкой, характер интерференционной картины указывает на преимущественную деформацию материала коронки. Отмечается выраженная концентрация внутренних напряжений в зоне контакта искусственной коронки и культи зуба. Для зуба, восстановленного керамической коронкой, изготовленной по CAD/CAM технологии, характерна стабильная интерференционная картина. Отсутствуют зоны концентрации

внутренних напряжений. Это свидетельствует об однородности системы в целом. Во всех случаях механического нагружения отмечается линейная зависимость числа интерференционных полос от величины, прикладываемой нагрузки.