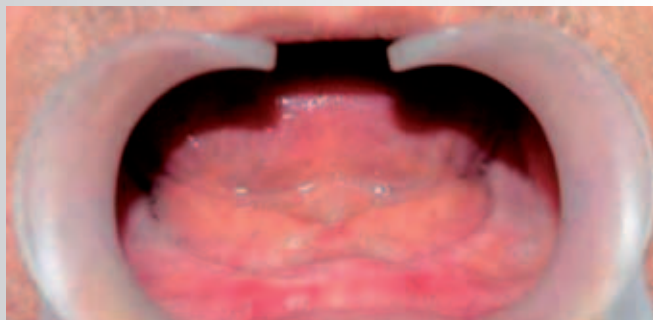


Применение эластичных подкладок в съёмном протезировании

И.Ю. Лебедеко, проф., зав.каф. ГОС МГМСУ; **А.П. Воронов**, проф.; **Серебров Д.В.**, асс.; **С.М. Вафин**, зав. лабораторией материаловедения; **Г.М. Насуев**, аспирант

Протезирование в случае полного отсутствия зубов — это одна из наиболее сложных проблем ортопедической стоматологии, которая не теряет своей актуальности [1]. Анализ научно-медицинской литературы за последние 10 лет убедительно показывает наличие существенной тенденции старения населения, а также рост потребности в данном виде ортопедической помощи старшим возрастным группам. Полное отсутствие зубов в России в возрасте 40–49 лет встречается у 1% обследованных, 50–59 лет — у 5,5% и старше 60 лет — у 25%. При ортопедическом лечении пациентов с полным отсутствием зубов остается много нерешенных проблем, в том числе, повышение эстетики, функциональной эффективности и надежности съёмных протезов, сохранение опорных тканей протезного ложа. Особую сложность представляет протезирование в случае полного отсутствия зубов на нижней челюсти [1].

Согласно проведенным исследованиям 20–26% больных, получивших съёмные протезы, не пользуются ими, а 37% вынуждены приспосабливаться к некачественным протезам, что наносит вред тканям протезного ложа. Кроме того, в 52% случаев такие конструкции неустойчивы при жевании, а у 64,7% больных под базами протезов развиваются заболевания слизистой оболочки. В повторном изготовлении протезов нуждается 55% 60-летних пациентов.



В настоящее время стоматология располагает широким спектром материалов и методов лечения пациентов с полным отсутствием зубов. Однако к конструкционным материалам предъявляются все более жесткие требования, так как от их качественных характеристик и точного соответствия внутренней поверхности его базиса макро- и микрорельефу слизистой оболочки тканей протезного ложа во многом зависит функциональная ценность зубных протезов [2].

Многие отечественные и зарубежные ученые на протяжении длительного времени отмечают, что из твердых пластмасс не всегда можно изготовить полноценные протезы и решить клинические задачи, стоящие перед врачом, поэтому продолжается поиск новых соединений, оптимальных врачебных методик и зубоврачебных технологий для повышения эффективности этого вида лечения.

Съёмный пластиночный протез можно рассматривать как инородное тело, помещенное в полость рта, на которое организм реагирует адаптивными изменениями структуры и метаболизма тканей протезного ложа, сдвигами в функции слюнных желез, тактильной, вкусовой и температурной чувствительности [3]. Особые трудности представляет ортопедическое лечение больных пожилого и старческого возраста, так как условия для удержания протезов у них постоянно ухудшаются, а адаптационные способности организма уменьшаются.

Полная и неравномерная атрофия альвеолярного отростка, тонкий или отлогий альвеолярный гребень, острые внутренние косые линии, экзостозы, тонкая слизистая оболочка, усложняют создание функционально-полноценного протеза и равномерного распределения жевательного давления на ткани протезного ложа.

Современная стоматология обладает широким спектром материалов и методов реабилитации пациентов с обширными дефектами зубных рядов и полной потерей зубов. Однако наряду с совершенствованием технологий протезирования, растут и требования пациентов к функ-



циональным и эстетическим результатам ортопедического лечения. Неслучайно в последнее время появляется все больше исследований, посвященных оценке качества зубных протезов. Согласно этим исследованиям, положительную оценку ортопедической работы дают немногим больше половины посетителей стоматологических клиник (54%), тогда как 12–14% пациентов не удовлетворены протезированием. В первый период использования съёмных пластиночных протезов отмечаются гиперемия и отек слизистой (до 90% случаев), боль в области протезного ложа (до 60% пациентов), дефекты речи, связанные с при-

выканием к протезу (76%), боль и покраснение в области кончика языка (33%), гиперсаливация (90%) [4].

К числу факторов, способствующих развитию патологических реакций, относят:

- механическую травму слизистой оболочки полости рта;
- воздействие микроорганизмов, содержащихся в налете на протезах;
- аллергическое и токсико-химическое действие веществ, входящих в состав протезов;
- термоизолирующее воздействие базиса протеза на подлежащие ткани;
- заболевания внутренних органов (анемию, диабет, атеросклероз и др.) и гормональные расстройства;
- психогенные факторы [5]

Одним из путей устранения неблагоприятного действия механического фактора является, максимально равномерное распределение давления по всей площади протезного ложа, за счет применения эластичных подкладок для базиса протеза [6],[7].

Показаниями для использования двухслойного базиса могут служить:

- резкая и неравномерная атрофия альвеолярного отростка,
- острые костные выступы, экзостозы, выраженные торусы,
- сухая малоподатливая слизистая оболочка,
- значительная резорбция альвеолярных отростков,
- обширные участки истонченной слизистой оболочки со сниженной податливостью,
- заболевания слизистой оболочки полости рта,
- непереносимость акриловых материалов и повышенная чувствительность слизистой оболочки

Первое использование синтетических полимеров (пластифицированного поливинила) для мягкой подкладки протеза описано в 1945 году).

Эластичные материалы для подкладок базисов съемных пластиночных протезов должны удовлетворять следующим требованиям:



- высокая и длительно сохраняющаяся эластичность;
- низкий модуль упругости при сжатии;
- хорошая адгезия к материалу жесткого базиса;
- высокая износоустойчивость и смачиваемость;
- биологическая инертность, нетоксичность;
- низкое водопоглощение;
- низкая адсорбирующая способность к жидкостям и микрофлоре полости рта; простая технология изготовления.

Самыми сложными технологическими проблемами при выполнении перечисленных требований остаются обеспе-

чение прочности адгезии эластичной подкладки к базису протеза и стабильность эксплуатационных свойств материала [9], [10].

По длительности функционирования эластичные подкладки делятся на временные и постоянные, которые должны сохранять свои физико-химические свойства в течение длительного времени.

Современные эластичные материалы для базисов протезов по химическому строению относятся к 5 типам: акриловые, силиконовые, фторкаучуковые, полихлорвиниловые и полиуретановые[8].

Акриловые эластичные пластмассы технологичны и прочно соединяются с твердым слоем базиса. Обычно они включают порошок полимера или сополимеров, жидкость с мономером метакрилата и пластификатор (обычно фталат). Существенным недостатком акриловых пластмасс можно считать их относительно быстрое старение, проявляющееся потерей эластичности. Пластмассы этого типа наиболее близки по эластичности к слизистой оболочке протезного ложа. Примерами эластичных акриловых пластмасс могут быть Vertex soft (горячей полимеризации, Dentimex Zeist, Нидерланды) Coe soft (холодной полимеризации, Coe Laboratories, США), Visco-gel (холодной полимеризации, Dentsply, Германия) и отечественный материал «Эласт-акрил Р» фирмы Радуга-Р.



Силиконовые материалы для подкладки базиса съемных протезов были предложены в 1958 году. К числу достоинств этих материалов относят высокую и стойкую эластичность, биоинертность, высокую проницаемость для кислорода, плохую смачиваемость водой и низкое поверхностное натяжение, электроизолирующие свойства и устойчивость к ионизирующему и микроволновому излучению [11]. Серьезной проблемой использования силиконовых материалов является неудовлетворительная прочность соединения с базисом из ПММА [9], [10]. Однако применение современных адгезивов позволяет повысить как начальную прочность соединения с акриловым базисом, так и прочность адгезии после воздействия различных жидкостей, включая дезинфицирующие средства, дистиллированную воду, кофе, чай и искусственную слюну [12]. Примерами силиконовых эластичных материалов служат Molloplast-B и Mollosil plus (Detax, Германия),





Ufi Gel (Voco, Германия), Ортосил, Ортосил-М, ПМ-С (Стома, Харьков).

Перспективной разработкой кафедры госпитальной ортопедической стоматологии МГМСУ и специалистов ЗАО «Мед-Сил» является силиконовый материал горячей полимеризации ГосСил.

Проведенные клинические исследования с его использованием в качестве подкладки для съемных пластиночных протезов продемонстрировали 100% эффективность у пациентов со сложными анатомо-топографическими характеристиками протезного ложа и отсутствие цитологических изменений слизистой оболочки десны под протезом [13].

Эластичные пластмассы на основе фторкаучуков хорошо соединяются с акрилатами, обладают хорошими амортизирующими свойствами, превосходящими силикон и эластичные акрилаты, и имеют низкое водопоглощение. Недостатком является сложность и несовершенство технологии изготовления. Производство материалов этой группы дорогостоящее и экологически опасное. Из представителей этой группы эластомеров известна пластмасса Novus (Hugenic Corp, США), применяемая в качестве мягкого слоя при перебазировании протезов и при изготовлении двухслойного базиса съемного протеза. Этот материал демонстрировал стабильные физико-химические свойства после годичной иммерсии в воде, хотя его вязкоупругие свойства подвергались большему изменению под действием длительной вибрационной нагрузки, чем свойства силиконового эластомера [14].

Полихлорвиниловые материалы лучше противостоят стиранию, чем акриловые и силиконовые, прочнее, чем силиконовые, крепятся к жесткому базису. Однако наличие внешнего пластификатора обуславливает миграцию пластификатора и старение полимера. К полихлорвиниловым эластичным пластмассам отечественного производства относятся Эладент-100 и ПМ-01.

Пластмассы на основе полиуретана характеризуются большей эластичностью, чем акрилаты, высокой износостойкостью и биологической инертностью. Благодаря конденсационному механизму полимеризации, полиуретан практически не содержит остаточного мономера [8]. В ранних работах было продемонстрировано практическое отсутствие адгезии микроорганизмов полости рта к полиуретановым эластомерам, а также их химическая устойчивость к воздействию среды, в которой проводилась 16-недельная инкубация. Недавние эксперименты

японских исследователей с новыми уретаноакрилатными олигомерами (ESLM) продемонстрировали стойкость физико-химических свойств материалов после 12 месяцев водной иммерсии [15]. В России на кафедре факультетской ортопедической стоматологии МГМСУ совместно с НИИ резиновых и латексных изделий на основе полиуретана были созданы материалы Денталур и Денталур П.



На основании выше изложенного можно сделать вывод, что для достижения функционального полного съемных протезов при сложной клинической ситуации применение мягких подкладок обосновано.

Клинический пример

В клинику кафедры ГОС обратилась пациентка Б, 68 лет с жалобами на невозможность использовать полный съемный протез нижней челюсти.

В области зуба 33 пациентка имела корень с культевой накладкой, с которой не желала расставаться.

Нами было принято решение о протезировании ее полными съемными протезами на обе челюсти, при этом протез нижней челюсти изготовить с двухслойным базисом, используя силиконовую мягкую подкладку ГОССИП.



Исходная ситуация



Протез нижней челюсти



Пациентка удовлетворена фиксацией, пользуется протезом уже более 6 лет



Готовый протез в полости рта

Список литературы

1. Воронов А.П. Ортопедическое лечение больных с полным отсутствием зубов / А.П. Воронов, И.Ю. Лебедеико, И.А. Воронов. – М.: МЕДпресс-информ, 2006. – 320 с.
2. Марков Б.П. Основные направления по улучшению свойств базисных материалов / Б.П. Марков, М.Ю. Огородников // Актуальные проблемы ортопедической стоматологии и ортодонтии: научно-практическая конференция памяти проф. Х.А. Каламкарова. – М., 2002. – С. 201 – 202.
3. Белоусова М.А. Патогенетическое обоснование коррекции микроциркуляторных нарушений в слизистой оболочке протезного ложа: Автореф. дис... канд. мед. наук. / М.А. Белоусова. – Чита, 1998. – 19 с.
4. Косова М.М. Применение электромагнитных полей крайне высокой частоты для профилактики осложнений после протезирования съемными протезами у лиц с частичной адентией: Автореф. дис... канд. мед. наук. / М.М. Косова. – М., 2006. – 28 с.
5. Лебедеико И.Ю. Руководство по ортопедической стоматологии. Протезирование при полном отсутствии зубов / Под ред. И.Ю. Лебедеико, Э.С. Каливрадзияна, Т.И. Ибрагимова. – М.: Мед. информ. Агентство, 2005. – 400 с.
6. Баландина А.С. Использование эластических подкладок при концевых дефектах зубного ряда нижней челюсти / А.С. Баландина // Молодежь – Барнаулу: Мат-лы IX городской науч.-практ. конф. молодых ученых. – Барнаул, 2008. – Т.2. – С. 161-16.
7. Ключев О.В. Результаты клинического применения силиконового материала горячей полимеризации «ГосСил» при изготовлении двухслойных базисов полных съемных протезов / Ключев О.В., Налбандян К.Г. // Актуальные проблемы стоматологии: Сб. трудов под ред. проф. И.Ю. Лебедеико. – М., 2002. – С. 113-114.
8. Альтер Ю.М. Базисный материал на основе полиуретана «Денталур» для съемных зубных протезов (учебное пособие для врачей-стоматологов-ортопедов и зубных техников) / Ю.М. Альтер, М.Ю. Огородников. – М., 2007. – 32 с.
9. Botega D.M. Effects of thermocycling on the tensile bond strength of three permanent soft denture liners / D.M. Botega, J.L. Sanchez, M.F. Mesquita et al. // J. Prosthodont. – 2008. – Vol. 17, N7. – P. 550-554.
10. Pisani M.X. Bond strength and degree of infiltration between acrylic resin denture liner after immersion in effervescent denture cleanser / M.X. Pisani, C.H. Silva-Lovato, L. Malheiros-Segundo Ade et al. // J. Prosthodont. – 2009. – Vol. 18, N2. – P. 123-129.
11. Kirsheldorf H.R. Silicon in polymer synthesis. – Springer: Berlin, 1996. – P. 12
12. Mese A. Effect of storage duration on the hardness and tensile bond strength of silicone and acrylic resin-based resilient denture liners to a processed denture base acrylic resin / A. Mese, K.G. Guzel // J. Prosthet. Dent. – 2008. – Vol. 99, N2. – P. 153-159-129.
13. Рузуддинов Н.С. Клинико-лабораторное обоснование к применению мягких подкладок в съемном протезировании: Автореф. дис... канд. мед. наук / Н.С. Рузуддинов. – Алматы, 2008. – 24 с.
14. Kiat-Amnuay S. The influence of water storage on durometer hardness of 5 soft denture liners over time / S. Kiat-Amnuay, L. Gettleman, T. Mekayarajananonth et al. // J. Prosthodont. – 2005. – Vol. 14, N1. – P. 19-24.
15. Kanie T. Mechanical properties and cytotoxicity of experimental soft lining materials based on urethane acrylate oligomers / T. Kanie, K. Tomita, M. Tokuda et al. // Dent. Mater. J. – 2009. – Vol. 28, N4. – P. 501-506.

Точность прилегания опорных коронок цельнокерамических зубных протезов

С.М. Вафин, В.И. Хван, О.А. Ланина

Кафедра Госпитальной ортопедической стоматологии МГМСУ

Металлокерамические зубные протезы на протяжении последних десятилетий подтвердили свою эффективность как с клинической, так и с эстетической точки зрения. Однако нередко пациенты настаивают на изготовлении безметалловых протезов. Важными причинами в стремлении к таким конструкциям являются снижение вероятности аллергических проявлений, долговременная безукоризненная эстетика и высокий уровень биологической совместимости.

Безметалловый зубной протез можно изготовить из керамики или композита. Практика последних лет показала, что композитные протезы из-за наличия полимерной матрицы могут вызывать аллергические проявления чаще, чем металлокерамические, кроме того, срок их службы относительно невысок. Исходя из этого, цельнокерамические зубные протезы следует признать наиболее биосовместимыми при лучшей эстетичности.

В настоящее время существует очень много материалов и технологий изготовления безметалловых керамических протезов. Это – традиционное шликерное формование, при котором керамическая масса замешивается на жидкости и моделируется при помощи кисточки, технология прессования (например, IPS Empress / Ivoclar Vivadent, Лихтенштейн), напоминающая литье сплавов, при которой разогретая керамическая заготовка прессуется в подготовленную форму, гальванопластическое изготовление (например, Wol-ceram / Wol-dent, Германия), когда протез получается путем осаждения частиц керамики из электролита, плазменное нанесение керамики («Пласт», Россия) и CAD/CAM-технология (например: CEREC / Sirona, Германия), при которой разнобразные реставрации фрезеруются из керамических блоков.

Последняя технология является наиболее перспективной, поскольку позволяет изготавливать цельнокерамические мостовидные протезы большой протяженности. Это стало возможным с внедрением в стоматологическую практику безметалловых каркасов зубных протезов из оксида циркония, имеющего очень высокую прочность на изгиб – около 1 ГПа, что как минимум в 2,5 раза превышает соответствующий показатель стеклокерамических материалов.

Такие высокие прочностные характеристики оксида циркония помимо очевидных положительных сторон также имеют и отрицательные. Требуется много времени для фрезерования блоков и, конечно,

быстро расходуется абразивный инструментарий. Поэтому появилась технология фрезерования предварительно спеченного оксида циркония с последующим его обжигом.

Однако при окончательном спекании оксидциркониевые конструкции могут значительно изменяться в объеме. Это связано с тем, что чистый оксид циркония имеет различное кристаллическое строение в зависимости от температуры. Охлаждаясь из расплавленного состояния, кристаллы оксида циркония последовательно проходят стадии: кубическую, тетрагональную и моноклинную.

Каждая фаза характеризуется изменением объема. Так, например, фаза трансформации тетрагональных кристаллов в моноклинные приводит к увеличению объема на 3–5%. Это означает, что компоненты, выполненные из чистого оксида циркония с такой кристаллической решеткой, будут несостоятельны вследствие возникновения внутреннего напряжения и появления микротрещин. Кроме того, увеличение объема идет неравномерно, что делает практически невозможным прецизионное изготовление зубных протезов.

При помощи добавления различных материалов к чистому оксиду циркония удается снизить температурные показатели этой фазы трансформации, что обеспечивает стабильность тетрагональной формы при комнатной температуре и позволяет точно спрогнозировать процентное изменение объема. Так, например, при добавлении 5 об.% оксида иттрия (Y₂O₃) при окончательном спекании

происходит равномерная усадка заготовки примерно на 20%. Такое большое изменение объема легко компенсируется за счет фрезерования каркаса зубного протеза в увеличенном виде, а равномерность и достоверно известный процент усадки позволяют изготавливать протезы с необходимой точностью краевого прилегания.

Таким образом, на сегодняшний день в арсенале врача-стоматолога есть множество технологий изготовления цельнокерамических зубных протезов, самые распространенные из которых – методика горячего прессования (например IPS Empress 2), методика фрезерования предварительно спеченного (Sirona InLab), а также методика фрезерования окончательно спеченного оксида циркония (например, DCS President).

Цель исследования

Оценка точности прилегания опорных коронок цельнокерамических зубных протезов, изготовленных по разным методикам.

Материалы и методы

Изучалась точность краевого прилегания при изготовлении цельнокерамических коронок на каркасах из диоксида циркония, изготовленных путем фрезерования предварительно спеченного оксида циркония (IPS e.max ZirCAD); методом прессования IPS e.max ZirPress; и методом послойного нанесения керамических масс IPS e.max Ceram и Initial Zr.

Для определения точности прилегания пользовались методикой В.В.Корнеева (1998). Для этого каждый протез припасовывали на идентичной модели, полученной путем дублирования мастер-модели. Затем изготавливали силиконовую маску текучим оттискным материалом по эталонной модели. После затвердевания массы протез снимали с модели и осторожно извлекали из опорных коронок силиконовую пленку. Для удобства измерений силиконовую маску фиксировали воском и после его затвердевания производили сагиттальный разрез. Толщину пленки измеряли в 6 зонах при помощи оптического микроскопа с точностью измерения 1 мкм:

- 1) в области вестибулярного уступа;
- 2) отступя от шейки зуба на 1 мм с вестибулярной стороны;
- 3) отступя от шейки зуба на 1 мм с оральной стороны;
- 4) в области экватора с вестибулярной стороны;
- 5) в области экватора с оральной стороны;
- 6) в области режущего края/окклюзионной поверхности.

Микроскопические исследование образцов проводились в Институте физической химии и электрохимии им. А.Н. Фрумкина.

В работе использован растровый электронный микроскоп JSM-U3 (фирма «JEOL», Япония), снабженный приставкой для цифрового сканирования WinDiss (фирма «Getac», Германия).

Непосредственно перед микроскопическим изучением образцов проводилось насыщение электропроводного слоя для снятия заряда полимерных объектов, которое осуществлялось методом термовакуумного распыления углерода на установке ВУП-5 (Вакуумный универсальный пост, Россия).

Результаты и обсуждение

Полученные данные краевого прилегания цельнокерамических коронок на каркасах из диоксида циркония: методом прессования IPS e.max ZirPress; и методом послойного нанесения керамических масс IPS e.max Ceram и Initial Zr приведены в таблице:

Различия в значениях определяет исключительно зона уступа, так как каркасы во всех случаях были изготовлены по одной технологии.

Более точное и равномерное краевое прилегание отмечается у коронок, изготовленных методом напрессовывания керамической облицовки, что

значительно снижает риск расцементровки этих конструкций и вероятность развития воспалительных заболеваний пародонта опорных зубов.

Стоит отметить, что цельнокерамические коронки, полученные по каждой из вышеперечисленных методик соответствуют нормам краевого прилегания, поскольку обеспечивают зазор между препарированной культей и изготовленной реставрацией менее 100 мкм. Причем во многих случаях краевой зазор лишь на несколько микрон превышает требования стандарта ГОСТ Р 51744-2001 в 25 микрон к максимальной толщине цементного слоя. Это означает, что, фактически, достигнут предел прецизионности, не препятствующий фиксации цельнокерамических зубных протезов. Дальнейшее увеличение точности краевого прилегания приведет к невозможности адекватного позиционирования коронки при цементировке.

Точность краевого прилегания цельнокерамических зубных протезов (мкм)

Зона	Керамическая масса		
	IPS e.max ZirPress	IPS e.max Ceram	Initial Zr
1 мм от орального уступа	32±4	38±4	39±4
у орального экватора	34±4	38±4	39±4
окклюзионная точка	67±4	69±5	68±4
у вестибулярного экватора	34±4	38±4	39±4
1 мм от вестибулярного уступа	32±4	38±4	37±4
вестибулярный уступ	24±4	32±4	35±4

Цифровая спекл интерферометрия в стоматологии

Л.Б. Кудина, А.В. Осинцев, В.П. Щепинов, И.Ю. Лебеденко, Т.Э. Глебова, С.М. Вафин

Кафедра госпитальной ортопедической стоматологии МГМСУ, кафедра «Физика прочности» МИФИ

Лечение больных с использованием ортопедических конструкций предполагает решение сложных биомеханических, биофизических, технологических проблем. Внедрению любого нового метода ортопедического лечения должен предшествовать тщательный биомеханический анализ. В последние годы в стоматологии широко развивается интеграция различных специальностей, совершенствуются междисциплинарные связи. Врачи различных стоматологических направлений тесно сотрудничают со специалистами в области биомеханики, теоретической механики и др., решая проблемы пациента в комплексе, составляя оптимальный план лечения пациента. Анализ литературных источников свидетельствует о том, что современная стоматология интенсивно развивается в исследовании результатов в смежных областях науки (физики, механики, математики и др.). Все чаще используются различные когерентно-оптические методы, среди которых следует выделить голографическую интерферометрию и цифровую спекл интерферометрию (Рубникович С.П., 2001; Рубникович С.П., Наумович С.А., 2005).

Многочисленные исследования по изучению деформирования костной ткани и различных материалов, применяемых в ортопедической стоматологии, были проведены методом голографической интерферометрии (Азизов М.А., Бахтин В.Г., Полухина С.П., 1985; Маркова Г.Б., 1998; Морозов К.А., 1993; Букаев М.Ф. с соавт., 2002; Кудина Л.Б., 2009).

В качестве метода регистрации абсолютных перемещений точек поверхности костной ткани, изучения полей деформаций и напряжений, в ортопедической стоматологии все чаще применяется метод цифровой спекл интерферометрии (Хапилина Т.Э., 2000; Диканова М.В., 2003, 2005; Коваленко О.И., 2010).

В отличие от голографической интерферометрии, спекл интерферометрия позволяет регистрировать поля отдельных компонент вектора перемещения (Фомин Н.А., Рубникович С.П., Базылев Н.Б., 2001).

Впервые этот метод начал применяться в стоматологии для решения задачи оптимизации частичных съемных зубных протезов Хапилиной Т.Э. (2000). Спекл эффект, наблюдаемый при взаимодействии когерентного лазерного излучения с шероховатой поверхностью твердого тела, широко использовался в экспериментальной механике для бесконтактного измерения перемещений точек поверхности деформированного тела (Джоунс Р., Уайкс К., 1986), но до определенного времени не применялся в стоматологии.

В его физической основе лежит интерференция взаимно когерентных волн, имеющих случайное изменение фаз из-за отражения от различных элементов шероховатости, называемых спекл полями. В результате такой интерференции наблюдается распределение максимумов и минимумов интенсивности света, которое стационарно во времени и случайно распределено в пространстве. При этом будет казаться, что освещен-

ная поверхность покрыта светлыми и темными точками, называемыми спеклами (от англ. speckle – пятно).

Совокупность большого числа спеклов в некоторой, произвольно взятой плоскости называется спекл структурой. Использование спекл эффекта в цифровой спекл интерферометрии для измерения перемещений, основывается на том, что результирующая спекл структура, существующая в отраженном свете или наблюдаемая в некоторой плоскости, является суммой двух исходных спекл структур.

Основное преимущество спекл интерферометрии заключается в снижении требований к механической стабильности оптической схемы регистрации и когерентности источника излучения, легко перенастраиваемой чувствительности и простоте измерений полей отдельных компонент перемещений. Кроме того, требования к разрешающей способности регистрирующей среды в методе спекл интерферометрии являются более низкими, что позволяет выводить динамическую картину корреляционных полос прямо на экран дисплея, минуя какую-либо фотозапись, точную установку фотопластинки и т.д. (Francon, M., 1979), а также делает возможным использовать видеозапись.

Сам процесс записи интерференционных картин происходит намного быстрее, и есть возможность обрабатывать результаты в реальном времени. (Burch, I. M., Tokarski, I. M. I., 1968; Francon M., 1979; Jones R., Wykes, 1983; Джоунс Р., Уайкс, 1986; Тучин В.В., 1998; Щепинов В.П., 1998).

Важной особенностью цифровой динамической спекл интерферометрии является то, что можно записать в память компьютера практически неограниченное количество состояний исследуемого объекта и затем выбрать из них произвольные комбинации. Каждое сочетание будет отражать деформирование объекта между экспозициями. Можно сравнивать кадры не только статического состояния, но также кадры, сделанные во время движения объекта; необходимо только подобрать время экспозиции и интервал между экспозициями. Соответственно, последовательность сочетаний экспозиций покажет движение объекта с субмикронной точностью.

Цифровая спекл интерферометрия – современный метод по исследованию напряженно-деформированного состояния твердых тканей зубов и ортопедических конструкций, который осуществляется с помощью оптического спекл интерферометра (рис. 1).

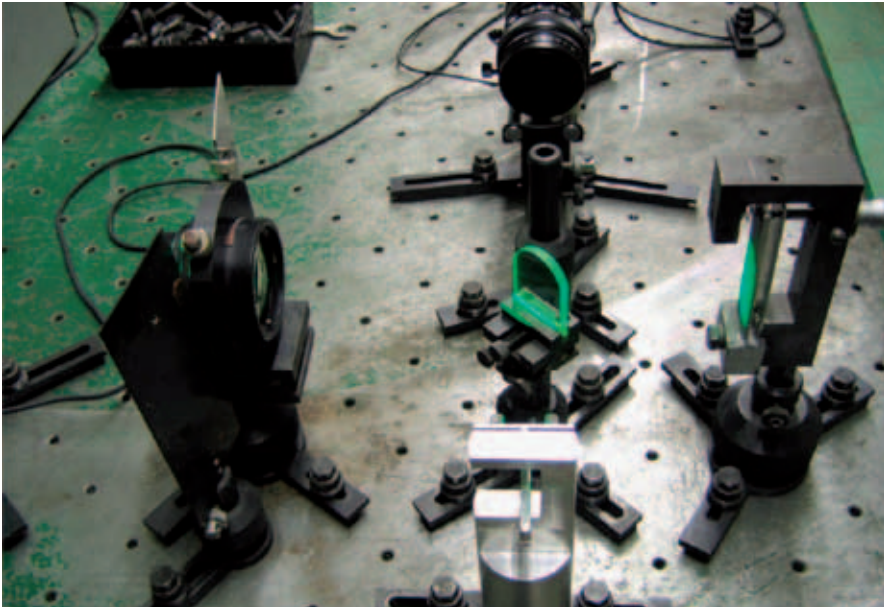


Рис. 1. Фотография цифрового спекл интерферометра

Описанный выше метод использовался при исследовании оптимизации изготовления частичных съемных зубных протезов (Хапилина Т.Э., 2000), для прогнозирования лечения полного отсутствия коронки зуба с целью оценки и оптимизации биомеханических процессов, протекающих в системе «штифтовая конструкция – корень зуба» (Рубникович С.П., 2002), определении прочностных характеристик базисных пластмасс (Диканова М.В., 2003), и наконец, при определении напряженно-деформированного состояния и упругого восстановления образцов из нейлонового материала «Valplast», полиформальдегидного

материала «Dental-D», полиуретанового материала «Денталур», акриловой базисной пластмассы «СтомАкрил» (Коваленко О.А., 2011).

Методика получения спекл интерферограмм

Оптическая схема экспериментальных установок, используемых в вышеперечисленных исследованиях одинакова, и разработана кафедрой ГОС МГМСУ (Зав. кафедрой д.м.н., проф. Лебедеко И.Ю.) совместно с кафедрой «Физика прочности» МИФИ (Зав. кафедрой, д.т.н., проф. Щепиновым В.П. и к.т.н., доцентом

Осинцевым А.В.). Она представляет собой интерферометр Майкельсона, в котором вместо опорного зеркала используется диффузно отражающая поверхность. Когерентное излучение лазера расширяется коллиматором и после деления полупрозрачным зеркалом попадает на исследуемый объект и на опорный объект. Наличие опорной волны приводит к тому, что распределение интенсивности в результирующей спекл структуре будет зависеть от относительного фазового сдвига складываемых полей (опорного и объектного), рис. 2.

Свет от источника оптического излучения – лазера **1** (LCM-S-111; $\lambda = 0,532$ мкм) расширяется с помощью микрообъектива **2** расположенного в фокусе линзы **3**. Образованная таким образом плоская волна падает на делитель **4**. Прошедшая делитель волна освещает образец **5**, а отраженная от делителя **4** волна освещает диффузно отражающую пластину **6**. Отраженные от поверхности образца и шероховатой пластины **7** спекл поля, с помощью объектива **7** формируются в плоскости CCD матрицы **8** изображение объекта, модулированное результирующей спекл структурой, которое оцифровывается с помощью фреймграбера (Aver Media) и вводится в память компьютера **9** (Fujitsu-Siemens S7010). Таким образом, в памяти компьютера имеется информация об исходном, недеформированном состоянии образца.

Методика обработки картин полос спекл корреляции

В результате исследований деформированного объекта методом цифровой спекл интерферометрии после вычитания спекл полей состояний изучаемого объекта получают картины полос спекл корреляции. Интерференционная полоса представляет собой геометрическое место точек равного смещения поверхности исследуемого объекта в направлении его нормали. Расстояние между двумя темными полосами соответствует прогибу равному половине длины волны лазерного излучения. Величина смещения определяется с помощью выражения (Щепинов В. П., 1998):

$$W = \frac{\lambda n_T}{2}$$

где λ – длина волны света, n_T – абсолютный порядковый номер темной полосы.

По полученным интерферограммам определяются порядки интерференционных полос, и с помощью дан-

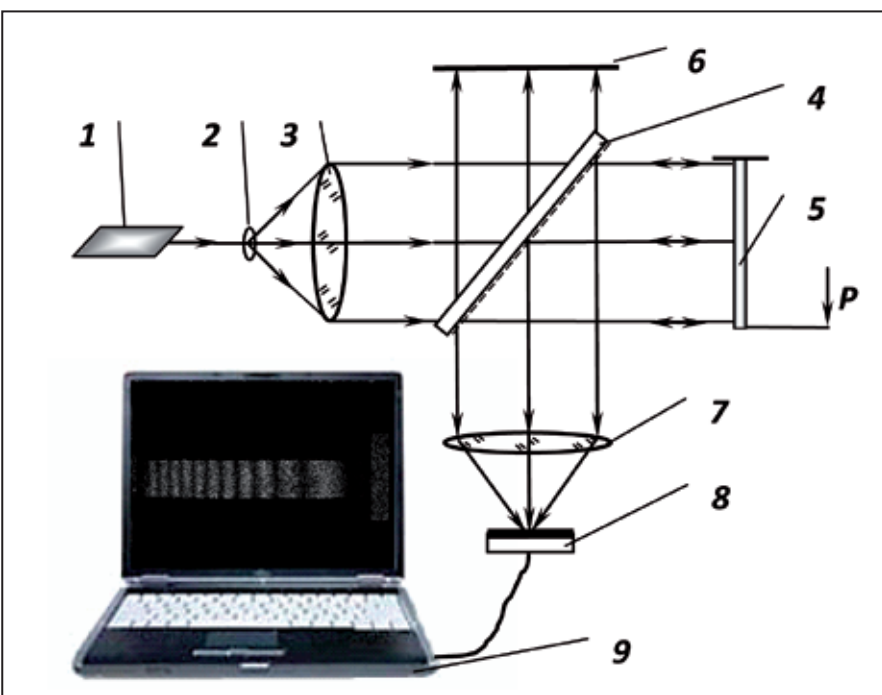


Рис. 2. Оптическая схема цифрового спекл интерферометра

ной формулы строится зависимость величины прогиба по длине образца ($\lambda = 0,532$ мкм.), т.к. спекл интерферометр, изображенный на рис. 1, чувствителен только к нормальной компоненте вектора перемещения – прогибу.

После того, как объект нагружается изгибающим моментом, в компьютере регистрируется спекл структура изображения образца, соответствующая нагруженному состоянию. В случае поворота образца с плоской поверхностью относительно оси, лежащей в его плоскости, деформация будет отсутствовать. В этом случае наблюдается система параллельных и эквидистантных (расположенных на одинаковом удалении друг от друга) полос. Если интерференционные полосы остаются параллельными, но расстояние между ними изменяется, например, уменьшается при движении по сечению от места закрепления образца к его верхней смещаемой части, то это свидетельствует о наличии деформации. Когда интерференционные полосы не параллельны и искривляются, то в этом случае присутствуют одновременно изгиб и кручение образца.

Осуществляя цифровое вычитание двух спекл структур, получается изображение поверхности образца, промодулированное интерференционными полосами, несущими информацию о нормальной компоненте вектора перемещения. Вычитание и обработка картин интерференционных полос производится с помощью программы Adobe Photoshop CS 8.0.

Результаты исследований, полученных цифровой спекл интерферометрией

Из изученной литературы очевидно, что метод цифровой спекл интерферометрии позволяет решить наиболее важные задачи экспериментальной стоматологии – изучить степень упругого восстановления различных материалов, применяемых в ортопедической стоматологии, исследовать деформирование костной ткани в области опорных зубов под различными конструкциями зубных протезов.

Впервые с помощью метода цифровой спекл интерферометрии в работе Хапилиной Т.Э. (2000) было установлено, что при нагрузке на базис малого седловидного протеза с жесткой системой фиксации максимум деформации приходится на область опорных зубов. При этом

дистальный опорный зуб смещается дистально, внутрь и вертикально вниз, смещение медиального опорного зуба происходит вертикально вверх. Под базисом протеза наблюдается деформирование костной ткани только у вершины альвеолярного гребня.

В случае полулабильной системы крепления максимум деформации приходится на зону приложения нагрузки. При этом под базисом малого седловидного протеза величина деформации на 30% выше, чем при жесткой системе крепления. При седловидной форме альвеолярного гребня по сравнению с III типом по Эльбрехту увеличивается деформация костной ткани в области опорных зубов.

В работе Рубниковича С.П., (2002) были изучены и подтверждены математические (теоретические) данные о напряженно-деформационном состоянии в системе «штифтовая конструкция – корень зуба». Установлена прямая корреляция между показателями напряжения стенок корня зуба и их травматическим повреждением.

В исследованиях Дикановой М.В. (2003) изучено напряженно-деформированное состояние базисных пластмасс путем измерения упругого восстановления образцов базисной пластмассы «СтомАкрил» в сравнении с другими базисными пластмассами. В результате проведенного исследования установлено, что физико-механические свойства базисной пластмассы «СтомАкрил» меньше других пластмасс: «Фторакс», пластмасса «Бесцветная» снижаются под действием как модельной среды, так и переменных нагрузок, а именно: степень упругого восстановления образцов после снятия нагрузки меньше у базисной пластмассы «Бесцветная», чем у пластмассы «Фторакс», и тем более у пластмассы «СтомАкрил», а, следовательно, и накопление усталостных деформаций у образцов из базисной пластмассы «Бесцветная» и «Фторакс» больше, что в дальнейшем позволяет предположить возникновения поломок.

В работе Коваленко О.И. (2011) методом цифровой спекл интерферометрии проведено исследование эластичной деформации образцов из различных базисных пластмасс до и после разных сроков выдержки их в модельном растворе слюны. Было выявлено, что исследуемая базисная пластмасса «Valplast» обладает максимальными величинами приращения прогибов.

Заключение

По данным литературы очевидно, что современные методы исследования в стоматологии, такие как цифровая спекл интерферометрия, позволяют с высокой точностью определять изменения состояния твердых тканей зубов и ортопедических конструкций, позволяют наиболее точно провести их оценку в динамике.

Весьма важным этапом планирования ортопедической конструкции является статический анализ поведения опорных тканей при воздействии жевательной нагрузки на различные участки протеза. Из кинетики протеза и биомеханики тканей периодонта можно сделать выводы, служащие основой для обоснования конструктивных особенностей ортопедической конструкции.

Литература

1. Джоунс Р., Уайкс К. Голографическая и спекл-интерферометрия. / Пер. с англ. под ред. Г. В. Скроцкого. М.: Мир, 1986. - 328 с.
2. Диканова М.В. Применение съемных зубных протезов из базисной пластмассы «СтомАкрил»: Дис. ... канд. мед. наук. - М., 2003.
3. Диканова М.В., Щелинов В.П., Лебедеко И.Ю., Левина Е.С., Осинцев А.В. Исследование эластичной деформации стоматологических базисных пластмасс методом электронной спекл-интерферометрии // Панаорама ортопедической стоматологии. - 2003. - №1. - С. 45-47.
4. Диканова М.В. Метод электронной спекл-интерферометрии в изучении упругого восстановления стоматологических базисных пластмасс // XXV итоговая научная конф. молодых ученых: Сб. науч. тр.-М.: МГМСУ.- 2003. - С. 79.
5. Кассаро А., Джерачи, Д., Питини А. Теоретическое и экспериментальное исследование по поводу перелома в системе литая штифтовая вкладка // Клинич. Стоматология. - 2000. - № 2. - С. 26 – 30.
6. Коваленко О.И. Клинико-лабораторное обоснование применения базисной пластмассы на основе нейлона: Автореф. дис. ... канд. мед. наук: 14.00.21. МГМСУ. -М., 2011. - 22 с.
7. Лебедеко И.Ю., Щелинов В.П., Осинцев А.В., Серебров Д.В., Коваленко О.И. Исследование эластичной деформации стоматологических базисных пластмасс методом электронной спекл-интерферометрии // Российский стоматологический журнал. - 2011. - №1. - С.9-13.
8. Математическое обоснование к использованию корней фронтальных зубов, разрушенного ниже уровня десны под штифтовые конструкции / А. К. Гуц, Т. Н. Копоткина, Н. И. Панова и др. М., 1995. - Деп. в ВИНТИ 21.06.95. - № 1790-В95. - 22с.
9. Математическое обоснование к использованию культевой штифтовой вкладки с «воротничком» при разрушении корней зубов ниже уровня десны // Вестн. Омск. ун-та., 1996. - Вып. 2. - С. 17-19.
10. Миргазизов М.З., Ткачев А.Д., Петрушев А.Р. Применение математических методов и ЭВМ в стоматологии. Кемерово: 1984. - 169 с.
11. Наумович С.А. Повышение эффективности комплексного (ортопедо-хирургического)

лечения аномалий и деформаций зубочелюстной системы в сформированном прикусе: Автореф. дис.... д-ра мед. наук: 14.00.21. Минск, 2001. — 49 с.

12. Павлюк В.М., Ясельский Ю.М. Биомеханическое испытание прочности фиксации штифтов в корневых каналах премоляров и моляров человека // Стоматология, 1985. — № 5. — С. 56.

13. Полонейчик Н.М. Планирование ортодонтического лечения заболеваний пародонта при зубочелюстных аномалиях и сагиттальных смещениях фронтальных зубов: Автореф. дис.... канд. мед. наук: 14.00.21. — Моск. мед. стоматол. ин-т им. Н.А. Семашко. М., 1985. — 22 с.

14. Применение голографической интерферометрии для исследования нижне-челюстного сустава / Е. С. Ирошникова, А. Б. Кудрин, О. Н. Перх и др. // Стоматология, 1987. — № 4. — С. 46 — 47.

15. Рубникович С. П., Фомин, Н. А., Базылев, Н. Б. Теоретическое исследование биомеханического поведения математической модели в системе «штифтовая конструкция — корень зуба» // Современная Стоматология, 2001. — № 2. — С. 44 — 46.

16. Рубникович С.П. Применение метода цифровой спекл-фотографии в изучении напряженно-деформационного состояния корня зуба, восстановленного штифтовой вкладкой // Достижения медицинской науки Беларуси. Минск, 2001. — Вып. 6. — С. 144. — (Бел ЦНМИ).

17. Семенов В. А., Семенов П.Ю. Конечные элементы повышенной точности и их использование в программных комплексах MicroFE // Жилищ. строит-во, 1998. — № 8. — С. 18 — 22.

18. Сравнение биомеханики штифтовых конструкций с стекловолоконным и титановым штифтами / В. Н. Олесова, Е. С. Клепилин, О. С. Балгурина и др. // Панорама ортопед. Стоматологии, 2001. — № 3. — С. 22 — 23.

19. Сравнительный анализ результатов математического моделирования напряженно-деформированного состояния различных

конструкций штифтовых зубных протезов / С.Д. Арутюнов, Е.Н. Чумаченко, И.Н. Лебедеенко, А.С. Арутюнов // Стоматология, 2001. — № 2. — С. 41 — 46.

20. Сухарев М.Ф. Применение лазерной голографии при изучении моделей челюсти и лица // Тез. докл. VIII Всесоюз. съезда стоматологов: Организация стоматол. помощи и вопр. ортопед. стоматологии. Волгоград, 1987. — Ч. 1. — С. 287 — 288.

21. Тучин В.В. «Лазеры и волоконная оптика в биомедицинских исследованиях». Саратов: Изд-во Саратов. ун-та., 1998.

22. Фомин Н.А., Рубникович С.П., Базылев Н.Б. Анализ напряженно-деформационного состояния корня зуба, восстановленного литой культевой штифтовой вкладкой методом цифровой спекл-фотографии // Современная Стоматология, 2001. — № 3. — С. 50-52.

23. Фомин Н.А. Спекл-интерферометрия газовых потоков. Минск: Наука и техника, 1989. — 168 с.

24. Хапилина Т.Э. Ортопедическое лечение больных с частичной вторичной адентией II класса Кенеди съёмными зубными протезами с замковой фиксацией: Дис. ... канд. мед. наук. — М., 2000.

25. Цуканова Ф.Н., Миликевич В.Ю. Отдаленные результаты лечения штифтовыми культевыми конструкциями как мера профилактики ортопедического лечения // Актуальные вопросы стоматологии. Волгоград, 1994. С. 226 — 231.

26. Чумаченко Е.Н. Автоматизация решения задач теории малых упруго-пластических деформаций при моделировании поведения конструкций специального назначения. М.: МГИЭМ, 1996. — 93 с.

27. Щепинов В.П. Измерение перемещений точек поверхности деформируемого тела методом голографической интерферометрии: Учеб. пособие / В.П. Щепинов, В.В. Яковлев. — М., 1993. — 50 с.

28. Brodsky, J. F., Caputo, A. A., Furstman, L. L. Root Tipping: A Photoelastic-Histopathologic Correlation // Am. J. Orthod. 1975. Vol. 67. № 1.

29. Burch, I. M., Tokarski, I. M. I. Production of Multiple Beam Tringers from Photographic Scatterers // Optica Acta. 1968. Vol. 15. № 2. P. 101 — 111.

30. Caputo, A. A., Wylie, R. S. Роль биомеханики при терапии пародонта // Пародонтология. 1998. № 3 (9). С. 45 — 52.

31. Cochran, G. V. B. A Primer of Orthopaedic Biomechanics. New York: Churchill Livingstone, 1982.

32. Kaewsuriyathumrong, C., Soma, K. Stress of Tooth and PDL Structure Created by Bite Force // Bull. Tokyo. Med. Dent. Univer. 1993. Vol. 40. № 4. P. 217 — 232.

33. Levy Mandel, A. D., Venetsanopoulos, A. N., Tsotsos, J. K. Knowledge-based Landmarking of Cephalograms // Comput. Biomed. Res. 1986. — Vol. 19. — № 3. — P. 282 — 309.

34. Fung, Y. C. Biomechanics. — New York: Springer — Verlag, Inc., 1981.

35. Francon, M. Laser Speckle and Applications in Optics. — New York: Acad. Press, 1979. 171 p.

36. Henry, P. J. Photoelastic Analysis of Post Core Restorations // Aust. Dent. J. 1977. Vol. 22. № 3. P. 157 — 189.

37. Nakamura, R. The effects on Upper First Molars by the Face — bow Construction. Consideration of Utilizing the Strain Gauge Method and the Computer Method of Structural Analysis // Nippon. Kyosei. Shika. Gakkai. Zasshi. 1989. Vol. 48. № 2. P. 246 — 266.

38. Melsen, B., Fotis, V., Burstone, C. J. Biomechanical Principles in Orthodontics // Mondo. Ortod., 1986. — Vol. 11. — № 3. — P. 19 — 32.

39. Jones, R., Wykes, C. Holographic and Speckle Interferometry. — Cambridge: Cambr. Univer. Press, 1983. — 182 p.

40. Three-dimensional Model of the Human Craniofacial Skeleton: Method and Preliminary Results Using Finite Element Analysis // J. Biomed. Engl., 1988. — Vol. 10. — № 3. — P. 246 — 252.

41. Sironi P.C. Спекл метрологии. — Нью-Йорк., 1993