

**СПЕКЛ-КОРРЕЛЯЦИОННЫЙ МЕТОД
ИЗМЕРЕНИЯ ВЕЛИЧИНЫ ДЕФОРМАЦИИ
ЧЕЛЮСТНО-ЛИЦЕВОЙ КОСТНОЙ ТКАНИ**

**Ю. Н. Кульчин¹, О. Б. Витрик¹, А. Д. Ланцов¹,
В. А. Воробьев², Ю. Н. Москвин²**

¹*Институт автоматики и процессов управления ДВО РАН, г. Владивосток
E-mail: vitrik@mail.primorye.ru*

²*Владивостокский государственный медицинский университет, г. Владивосток*

Предложен неинвазивный метод исследования деформации костной ткани анатомического препарата челюсти, основанный на применении корреляционного анализа спекловых полей. Определены оптимальные условия реализации данного метода. Показано, что его пороговая чувствительность может достигать 10 мкм.

Введение. В настоящее время при лечении некоторых заболеваний челюстно-лицевой области применяют современные прецизионные конструкции зубных протезов. Успех лечения определяется в первую очередь их биомеханической совместимостью с тканями организма. Это обусловлено тем, что биоткани представляют собой не просто материал, а композитную биологическую систему, реакция которой на передаваемую протезами функциональную жевательную нагрузку не в полной мере описывается классической теорией упругости [1]. Несмотря на отдельные исследования, проводимые в данном направлении, остается малоизученным поведение конструктивных элементов бюгельного протеза и протезного ложа при напряженно-деформированных состояниях. В ряде случаев для измерения деформации костной ткани применяется голографический метод двойной экспозиции [2], который сложен в реализации и не позволяет оперативно получать информацию о деформационных смещениях в элементах зубных протезов, тканях, находящихся под базисом протезов и окружающих опорные зубы, что весьма важно для поиска оптимальных конструкций протезов. В строительстве и различных областях техники для измерения микроперемещений конструкций техногенных объектов применяется спекл-корреляционный метод [3], который является высокочувствительным неинвазивным (неразрушающим) методом; в случае использования электронных средств регистрации и обработки изображения этот метод позволяет проводить измерения в режиме реального времени.

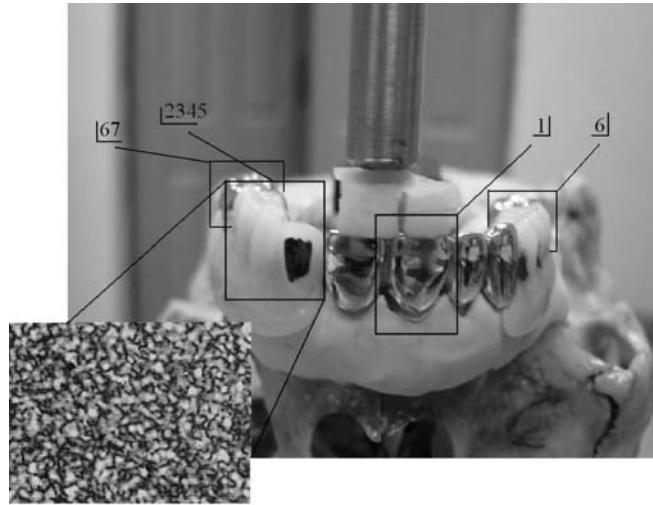


Рис. 1. Порядковые обозначения деталей бюгельного и пластикового протезов и фрагмент спеклового поля от диффузно рассеивающей поверхности анатомического препарата

Поэтому в предлагаемой работе ставится задача изучения особенностей применения спекл-корреляционного метода для определения величины деформационных смещений, возникающих в элементах бюгельного и пластикового протезов и протезного ложа.

Расчет коэффициентов корреляции. В основу используемого метода положена зависимость коэффициента корреляции (КК) между изображениями спекловых полей, формируемых диффузно отражающей поверхностью, от смещения этой поверхности [4].

Опорное изображение спекл-картины, формируемое диффузно отражающей поверхностью [5] анатомического препарата (кости зуба или элемента протеза) (рис. 1) и соответствующее начальному состоянию кости зуба, регистрируется ПЗС-матрицей видеокамеры. Смещение препарата при воздействии внешних механических нагрузок приводит к изменению пространственного расположения спеклов в регистрируемой картине. Информация о величине деформационного смещения может быть получена из сравнения спекл-сигналов до и после внешнего воздействия на анатомический препарат.

На основании результатов работ [5, 6] будем полагать, что при смещении костной ткани или деталей протеза в поперечном направлении (вдоль оси Y на рис. 2) происходит равное по величине перемещение картины спеклового

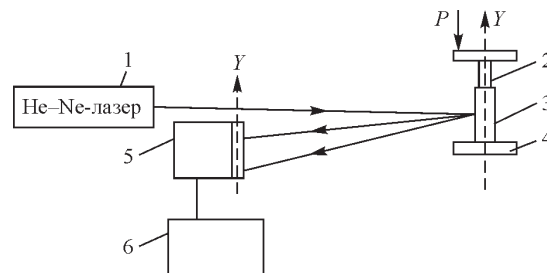


Рис. 2. Схема экспериментальной установки

поля, а зависимость коэффициента корреляции между текущей и опорной спекл-картинами от сдвига имеет форму автокорреляционной функции для преобразования Фурье от распределения интенсивности пучка, освещающего препарат. В предположении, что распределение интенсивности по сечению лазерного пучка удовлетворяет закону Гаусса на основании [6, 7], можно показать, что коэффициент корреляции между распределениями световой интенсивности спекл-картины до (I_1) и после (I_2) деформационного воздействия имеет вид

$$\rho = \exp(-x^2 / l_0^2), \quad (1)$$

где x – величина поперечного смещения спекл-картины, l_0 – средний размер спекла:

$$l_0 = \sqrt{2\lambda R} / 2\pi r_0 \quad (2)$$

(λ – длина волны света, R – расстояние от препарата до плоскости регистрации, r_0 – радиус освещающего гауссова пучка).

Результаты расчетов зависимости $\rho(x)$ в соответствии с выражением (1) для случая, когда диаметр освещающего гауссова пучка равен 1,35 мм, представлены на рис. 3 (кривая 1). Видно, что по измеренным значениям КК можно найти величину смещения. Точность измерения при этом определяется разрешением ПЗС-матрицы.

Экспериментальные исследования деформации костной ткани. Для экспериментальных измерений деформации костной ткани использовалась установка, схема которой показана на рис. 2. Деформационное смещение анатомического препарата 3 достигается изменением величины нагрузки 2 либо посредством микрометрической подачи 4. Оптический сигнал, формируемый диффузной поверхностью, регистрируется ПЗС-матрицей видеокамеры 5 (разрешение 320×240 пикселей), сопрягаемой с ЭВМ 6.

Результаты измерения зависимости $\rho(x)$ при смещении анатомического препарата с помощью микрометрической подачи вдоль оси Y представлены на рис. 3 (кривая 3). Как видно, эти результаты хорошо согласуются с расчетными.

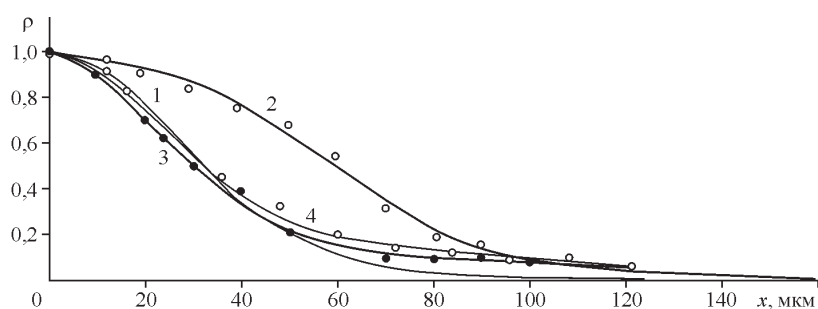


Рис. 3. Зависимость коэффициента корреляции от смещения анатомического препарата: 1 – расчетная кривая (при $l_0 = 35$ мкм), 2 – расчетная кривая (при $l_0 = 70$ мкм) (сплошная – расчетная кривая, точки – экспериментальные данные), 3 – экспериментальная кривая (при $l_0 = 35$ мкм), 4 – экспериментальная кривая, полученная при эмуляции смещения (при $l_0 = 35$ мкм)

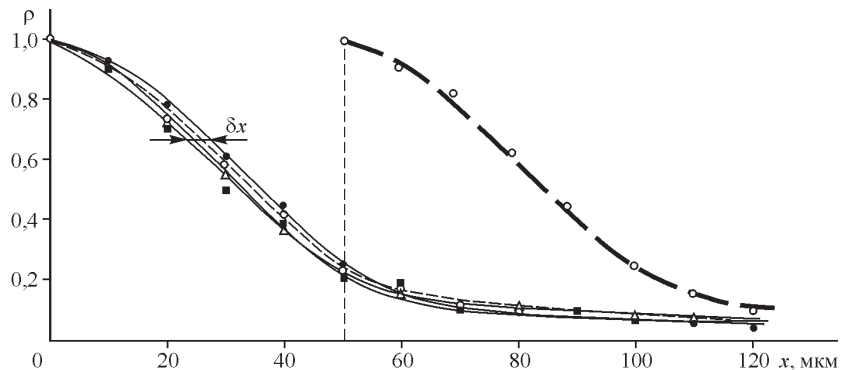


Рис. 4. Зависимости коэффициента корреляции от смещения анатомического препарата при использовании различных опорных изображений (жирная штриховая линия – зависимость, полученная при перезаписи опорного изображения)

Для проверки предположения о том, что направление и величина смещения картины спеклового поля и костной ткани совпадают, в компьютере эмулировался сдвиг зарегистрированной картины спеклового поля в направлении, противоположном смещению анатомического препарата. На рис. 3 приведены полученные при этом результаты вычисления КК (кривая 4). Как видно, по мере смещения изображения спеклового поля в обратном направлении значение КК увеличивается и становится равным единице, если эмулированный обратный сдвиг становится равным сдвигу анатомического препарата, т. е. когда картина спеклового поля занимает положение, соответствующее исходному состоянию кости. Это дает возможность дополнительной проверки результатов измерения величины и направления деформации.

Для определения погрешности измерения величины смещения костной ткани корреляционным методом в данной работе проводились измерения зависимости $\rho(x)$ при использовании различных опорных изображений. Соответствующие результаты представлены на рис. 4. Как видно, полученные зависимости в целом совпадают. Имеющийся разброс экспериментальных данных носит, по-видимому, случайный характер и является источником погрешности при определении величины x , которая в нашем случае составляет ~ 10 мкм на линейном участке рабочей характеристики, что приблизительно соответствует 1 пикселю ПЗС-матрицы (12 мкм) при времени обработки одного изображения спекл-картины 95 мс. Такая же погрешность получается и при непосредственном измерении величины смещения спекл-картины методом эмуляции обратного сдвига, при этом время обработки одного изображения спеклового поля оказывается значительно большим и составляет ~ 5 с.

Установлено, что при многократном повторении измерений погрешность измерения величины $\rho(x)$ монотонно уменьшается.

В предлагаемой работе экспериментально исследованы деформационные смещения элементов комбинированной конструкции, состоящей из деталей пластикового и бюгельного протезов, закрепленных на едином протезном ложе (см. рис. 1). Измерения спекл-корреляционным методом величины смещения группы деталей пластикового протеза (обозначены [2345 на рис. 1), обусловленного деформацией костной ткани под базисом протезного ложа, проводились при приложении и снятии нагрузки P в диапазоне от 0 до 3,5 МПа. Результаты представлены на рис. 5, а. Видно, что полученная за-

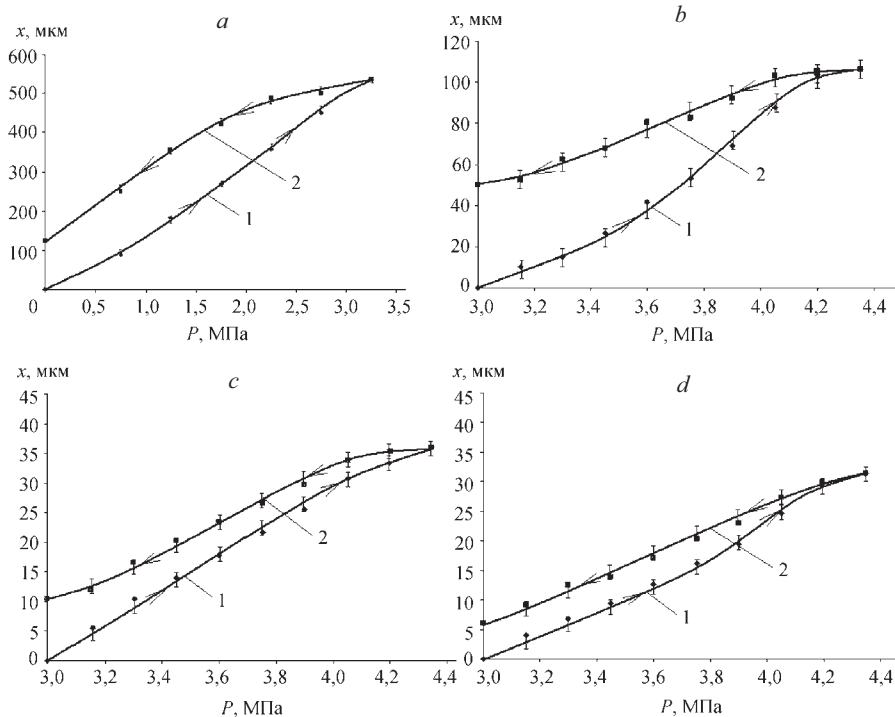


Рис. 5. Зависимости $x(P)$, полученные при увеличении (кривые 1) и уменьшении (кривые 2) нагрузки: на группу зубов с обозначением [2345] для разных диапазонов нагрузок (*a*, *b*); на одиночный зуб с обозначением [6] (*c*); на детали протеза с обозначением [67] (*d*)

зависимость является нелинейной и выглядит как петля гистерезиса, что обусловлено высоким внутренним трением биологических костных тканей [1]. При уменьшении прикладываемой нагрузки на анатомический препарат в нем появляется остаточная деформация, величина которой составляет 120 мкм, что также вызвано особыми механическими свойствами биологического материала [1].

Как показывают прямые измерения в лечебной практике, нагрузка на элементы протезов при жевательном процессе изменяется в диапазоне от 3,0 до 4,4 МПа. Поэтому дальнейшие исследования деформационных смещений деталей протезов проводились в указанном диапазоне нагрузок. Соответствующие результаты представлены на рис. 5, *b–d*. Видно, что в случае приложения и снятия нагрузки, имитирующей жевательную, к группе деталей пластикового протеза [2345] (см. рис. 5, *b*) величина остаточной деформации оказалась равна 50 мкм, что меньше ее величины в диапазоне нагрузок от 0 до 3,5 МПа. Это объясняется уплотнением биологической ткани под действием дополнительной начальной нагрузки. В случае приложения нагрузки к элементам бюгельного протеза, обозначенным [6] и [67] (см. рис. 1), величина остаточной деформации равна 10 и 6 мкм соответственно (см. рис. 5, *c*, *d*). Значительная разница величин остаточной деформации между деталями пластикового и бюгельного протезов объясняется отличиями условий их закрепления: пластиковый протез крепится с помощью полужесткого соединения с протезным ложем на челюсти, а бюгельный – с помощью аттачменов

непосредственно на костной ткани зубов, что уменьшает его подвижность и увеличивает упругость конструкции. Таким образом, полученные результаты дают возможность количественно оценивать условия работы различных видов протезов и могут использоваться для оптимизации их конструкции.

Также было установлено, что при освещении полупрозрачных пластиковых элементов протеза средний размер спекла становится равным ~ 15 мкм, что много меньше, чем следует из соотношения (2). Данный результат согласуется с выводами работы [8], в которой показано, что средний размер спеклов резко уменьшается при отражении светового поля от диффузного рассеивателя из полупрозрачных материалов. В этом случае относительная погрешность проведения корреляционных измерений резко возрастает, что требует увеличения размера спеклов за счет уменьшения диаметра освещающего пучка (последнее ограничено дифракционными эффектами) или использования специальных непрозрачных покрытий для отражающей поверхности препарата. Путем комбинации этих методов в данной работе величина среднего размера спекла при отражении пучка света от деталей пластикового протеза была увеличена до 70 мкм. В таком случае перемещение указанных деталей может быть измерено корреляционным способом в более широком диапазоне значений, что иллюстрируется кривой 2 на рис. 3.

Из рис. 3 и 4 следует, что рабочий диапазон измерений величины смещения костной ткани в зависимости от размера спекла составляет от 0 до 60 мкм, поскольку при больших смещениях значение КК становится близким к нулю и не может быть использовано для определения величины смещения. Для расширения диапазона измерения смещения костной ткани необходимо периодически перезаписывать опорное изображение в памяти компьютера всякий раз, когда КК уменьшается до определенного порогового значения (см. рис. 4) [9]. В предлагаемой работе это значение выбрано равным 0,25, что соответствует смещению на 50 мкм. Такое смещение фиксируется в памяти компьютера как координата нового начального положения костной ткани или деталей протеза, и относительно него производятся последующие измерения величины смещения. Пользуясь данным подходом, можно проводить измерения сколь угодно больших смещений костной ткани. В то же время такой подход может приводить к накоплению ошибки, которая, как было экспериментально показано, минимизируется за счет дублирования измерений.

Заключение. Таким образом, в данной работе предложен неинвазивный спекл-корреляционный метод измерения деформации костной ткани, позволяющий сочетать предельную простоту при организации измерений с достаточно высокой (± 5 мкм) точностью измерений деформационных смещений и возможностью регистрации величины перемещения костной ткани под воздействием внешней нагрузки в режиме реального времени, что открывает широкие перспективы для применения метода как в практической ортопедической стоматологии, так и при разработке и исследовании новых медицинских материалов.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. **Медицинские** материалы и имплантаты с памятью формы /Под ред. В. Э. Гюнтера. Томск: Изд-во ТГУ, 1998.

2. **Воробьев В. А., Витрик О. Б., Витрик Я. И. и др.** Биомеханические принципы конструирования мостовидных протезов: продольные оси зубов вертикальны // *Стоматология XXI века*. Новокузнецк: ГИДУВ, 2002.
3. **Sutton M. A., Wolters W. J., Peters W. H. et al.** Determination of displacement using an improved digital correlation method // *Image and Vision Computation*. 1983. **1**. P. 133.
4. **Digital Speckle Pattern Interferometry and Related Techniques** /Ed. P. K. Rastogi. Chichester: John Willey & Sons, 2001.
5. **Франсон М.** Оптика спеклов. М.: Мир, 1980.
6. **Гудмен Дж.** Статистическая оптика. М.: Мир, 1988.
7. **Корн Г., Корн Т.** Справочник по математике. М.: Наука, 1978.
8. **Piederriere Y., Boulvert F., Cariou J. et al.** Backscattered speckle size as a function of polarization: influence of particle-size and concentration // *Opt. Express*. 2005. **13**, N 13. P. 5030.
9. **Кульчин Ю. Н., Витрик О. Б., Ланцов А. Д.** Корреляционный метод обработки сигналов одноволоконного многомодового интерферометра с использованием приборов с зарядовой связью // *Квантовая электроника*. 2006. **36**, № 4. С. 339.

Поступила в редакцию 5 декабря 2006 г.
