

## **Методы определения напряженно-деформационного состояния твердых тканей зубов и ортопедических конструкций**

*Белорусский государственный медицинский университет*

В клиническом обзоре изложены основные данные о методах определения напряженно-деформационного состояния зубочелюстной системы и ортопедических конструкций. Представлены сведения о новых современных методах оценки напряженно-деформационного состояния твердых тканей зубов и зубных протезов.

Ключевые слова: напряженно-деформационное состояние, ортопедические конструкции.

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.

Изучение подвижности зубов и распределения жевательной нагрузки, планирование ортопедического лечения и расчет ортопедических конструкций невозможны без учета механических свойств зубочелюстных структур и ортопедических материалов. Решение этих задач со сложным комплексом клинико-биологических факторов позволяет в большинстве случаев прийти к отдельному выбору ортопедической конструкции. Одним из средств решения указанных задач является метод построения математических моделей. Математическое моделирование напряженно-деформированного состояния тканей и органов челюстно-лицевой области, элементов и деталей стоматологических конструкций, способствует во многом сокращению количества ошибок, зачастую приводящих к страданиям пациента. Однако применение отработанных, но тем не менее достаточно общих физико-математических принципов к решению медицинских проблем, требует дополнительных исследований по формализации и постановке задач, по выбору и обобщению общих математических методов на случай моделирования физико-механических процессов в органах челюстно-лицевой области и в стоматологических конструкциях с целью выработки на этой основе рекомендаций по проектированию таких конструкций.

Вопросами изучения напряженно-деформационных состояний в зубочелюстной системе методом математического моделирования посвящено значительное количество работ [2, 4, 6-14, 16, 18, 21, 22, 28, 29, 30, 34, 41, 43]. Исследование напряженно-деформационных состояний методом математического моделирования в опорных структурах зубов при действии на них бюгельных протезов проводились Г.П. Сосниным [20]. Л.С. Величко [4] путем математического моделирования определил напряжения и усилия в тканях периодонта при действии на зуб внешних сил. При этом расчет проводился на

модели однокорневого зуба, корень которого представлял геометрическую форму эллиптического конуса. Путем математических расчетов автор установил, что в зависимости от степени атрофии лунки зуба напряжения в периодонте увеличиваются по квадратичному закону. Полученные данные позволили уточнить пародонтограмму В. Ю. Курляндского новыми коэффициентами.

Напряженные состояния периодонта, в зависимости от угла наклона зуба и резорбции стенок альвеол методом математического моделирования изучал Н. М. Полонейчик [14]. Установлено, что рациональность имеющегося в норме вестибулярного наклона фронтальных зубов в пределах до 100 градусов по отношению к протетической плоскости обосновывается наиболее равномерным распределением разных по характеру напряжений по всему контуру периодонта по сравнению с таким положением зуба, при котором его продольная ось совпадает с направлением действующей силы.

Экспериментальное обоснование ортопедо-хирургического лечения аномалий и деформаций зубочелюстной системы в сформированном прикусе путем анализа математических моделей проводил С. А. Наумович. [11]. В. Н. Олесова [12] методом математического моделирования изучала процессы напряженно-деформационного состояния в системе протез-имплантат-кость при ортопедическом лечении беззубых челюстей.

К. Tanne, J. Miasaka, Y. Yamagata [43], используя трехмерную конечную модель человеческого кранио-фасциального скелета, описывают распределение напряжений. Подобные исследования для изучения распределения напряжений в твердых тканях зуба провел С. Kaewsuriyathumrong в 1993 г. [35]. A.D.Levy Mandel, A.N.Venetsanopoulos [36] на основании цефалограмм построили модель для изучения роста зубов и диагностики их заболеваний. Компьютерный метод структурного анализа в ортопедической стоматологии описан R.Nakamura в 1989 г. [40]

Математическое моделирование системы «корень-штифт» проводили с учетом результатом морфометрических исследований с целью определения типоразмеров стандартных штифтов с искусственной культей и инструментария для их припасовки [8]. Исследование конструкции напряжений в зонах контакта капповой части с твердыми тканями корня зуба и глубины штифта на уровень максимальных напряжений отражены в работе [9]. А. Кассаро, Д. Джерачи, А. Питини [6] провели экспериментальное исследование с помощью анализа конечных элементов для оценки механики проведения системы, состоящей из литой штифтовой вкладки и корня.

Анализ литературных источников свидетельствует о том, что современная стоматология интенсивно развивается в исследовании результатов смежных областях науки (физики, механики, математики и др.). Для изучения полей напряжений, перемещений и деформации, наиболее широкое применение нашел метод фотоупругости, который используется для решения важных задач стоматологии [3, 19, 27, 31, 33, 39].

Ряд авторов в условиях эксперимента изучали напряженно-деформационного состояния в челюстных костях и периодонта методом фотоупругости [3, 31]. Определялись напряжения, возникающие в периодонте опорных зубов под мостовидным протезом [39]. Установлено, что при действии на зуб вертикальной нагрузки жесткость периодонта уменьшается с увеличением степени атрофии

лунки по квадратичному закону – атрофия на  $1/4$  – 1,8 раза, атрофия на  $1/2$  – в 4 раза, на  $3/4$  – в 16 раз. При действии момента при вращении в вертикальной плоскости жесткость снижается по закону четвертой степени: атрофия на  $1/4$  – в 3,16 раза, на  $1/2$  – в 16 раз, на  $3/4$  – в 256 раз. Экспериментальное моделирование периодонта дало возможность изучить картину распределения интерференционных полос, возникающих в периодонте зубов под воздействием внешних сил. Результаты исследований показали, что величина и характер напряжений зависят от направления нагрузки, состояния периодонта и наличия рядом стоящий зубов. Вместе с этим, уделяли внимание напряженно-деформационному состоянию в периодонте зубов при лечении бюгельными протезами [20]. Н. М. Полонейчик [14], используя метод фотоупругости, исследовал напряженное состояние в периодонте в зависимости от угла наклона зуба и резорбции стенок альвеол. По данным [37] при воздействии на зубы осевой нагрузки напряжения в приверхушечной области периодонта в 4 раза больше, чем в пришеечной части. Ф. Н. Цуканова [28] рассматривает штифтовую вкладку применительно жевательных зубов, раскрывает характер распределения напряжений в периодонте под действием жевательного давления в зависимости от принципов формирования ложа внутри корня зуба.

Напряженно-деформационное состояние в твердых тканях корня зуба изучалось методом фотоупругости. Это дало возможность показать зависимость напряженного состояния корня от формы опорной площадки, высоты наддесневой части корня, вида особенностей штифтовой конструкции [19]. А.Кассаро, Д.Джеррачи, А.Питини [6], используя метод фотоупругости проводили оценку механики поведения системы, состоящей из литой штифтовой вкладки и корня зуба.

Исследования показали, что метод фотоупругости является информативным в широких диапазонах изменений параметров модели в ее напряженном состоянии. Однако, использование данного метода возможно лишь при создании оптически-прозрачной модели, что требует дополнительного использования численных методов исследования [29]. Для устранения этого неудобства разработан в фотомеханике метод голографической интерферометрии.

В современной механике и промышленности широко применяется лазерные и голографические методы бесконтактных исследований материалов и конструкций. С помощью метода голографической интерферометрии могут быть измерены деформации, напряжения, изгибающие моменты и их связь с компонентами смещения, распределения амплитуд механических вибраций и температурных деформаций. В число разработанных методов входят методы усреднения во времени, метод реального времени, стробоскопический метод, метод голографической интерферометрии.

В специальной литературе имеется ряд работ, посвященных методу голографической интерферометрии. Этот метод нашел широкое применение в решении задач, касающихся исследования напряжений в мостовидных протезах, височно-нижнечелюстного сустава, полных съемных протезов лицевого отдела черепа [15, 23, 37]. Голографическое исследование во встречных пучках с целью определения деформаций нижней челюсти при функциональных нагрузках было проведено А.С. Артюшкевичем [1]. Автор отмечает, что деформации при сокращении жевательных мышц наиболее выражены в области зубов и

альвеолярного отростка, а деформация угла нижней челюсти выражена более, чем подбородка. М. Ф. Сухарев [23], изучал модели челюстей и лица методом лазерной голографии. Голографический метод оказался удобным, надежным, эффективным, быстрым и интересным в работе. Но процесс записи и обработки голограмм довольно сложен и трудоемок: низкая чувствительность фотоматериалов требует экспозиций порядка секунд, мокрая обработка фотопластинок или обслуживание оборудования термопластической записи и визуальное считывание интерферограмм нуждается в специальных навыках операторов. Следует хранить большие массивы информации на фотопластинках или делать с голограмм фотографии. Современная видео-и вычислительная техника помогла решить некоторые задачи получения, хранения, считывания и обработки голографических интерферограмм, но она же представила и другую возможность. Как появление лазера изменило положение в экспериментальной оптике, так и компактная компьютерная техника вызвала второе большое изменение: фотографический детектор был заменен цифровой видеосистемой с регистрацией в ЭВМ оцифрованной видеoinформации о разных, практически неограниченных по количеству экспозициях процесса измерения перемещений и дальнейшей обработкой этой информации. Этот компьютерный метод получил название цифровой динамической спекл-фотографии. Важной особенностью цифровой динамической спекл-фотографии является то, что можно записать практически неограниченное количество экспозиций и затем брать их произвольные комбинации. Каждое сочетание будет отражать сдвиг объекта между экспозициями. Можно сравнивать кадры не только статического состояния, но также кадры, сделанные во время движения объекта; необходимо только подобрать время экспозиции и время между экспозициями. Соответственно последовательность сочетаний экспозиций покажет движение объекта с субмикронной точностью.

Метод цифровой динамической спекл-фотографии обеспечивает высокочувствительные измерения полей отдельных компонент вектора перемещения [5, 26], что является существенным преимуществом по сравнению с методом голографической интерферометрии. Определение тангенциальных компонент по голографическим интерферограммам представляет собой достаточно сложную задачу. В тоже время, можно построить голографический интерферометр, обладающий чувствительностью только к нормальной компоненте вектора перемещения. Основные преимущества спекл-фотографии заключаются в снижении требований к механической стабильности и когерентности, легко перенастраиваемой чувствительности, простоте измерений смещений в плоскости. Сам процесс записи интерференционных картин происходит намного быстрее, и есть возможность обрабатывать результаты в реальном времени. [5, 24, 32, 38, 42].

Наиболее современным методом по исследованию напряженно-деформационных состояний твердых тканей зуба и ортопедических конструкций является цифровая динамическая спекл-фотография. Этот метод позволяет выводить динамическую картину корреляционных полос прямо на экран дисплея, минуя какую-либо фотозапись, точную установку фотопластинки и т.д. [38]. Доступность применения этого метода в исследованиях позволяет использовать его в различных корреляциях, что ведет к решению более сложных задач [17, 25, 26].

Анализ литературных источников свидетельствует, что применение в стоматологии математических расчетов и экспериментальных методов теории упругости оправдано и позволяет научно обосновано решать вопросы качества сопоставления и количественного определения величин напряжений и деформаций.

Таким образом, из данных литературы очевидно, что современные методы исследования в стоматологии позволяют с высокой точностью определять изменения состояния твердых тканей зубов и ортопедических конструкций, но не 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. При изучении напряженно-деформированных состояний исследователи столкнулись с чрезвычайно трудной задачей-создание адекватной модели челюсти. Необходимо было найти материал не только близкий по своим физико-механическим свойствам к спонгиозной и кортикальной кости, но и повторяющий пространственное строение и направление элементов костной ткани. Еще более трудной задачей явилось воссоздание биомеханических свойств тканей периодонта. Современные методы цифровой динамической спекл-фотографии сегодня существенно расширили область своего применения, хотя на ранних этапах развития данным методом решались в основном технологические и промышленные задачи. Метод цифровой динамической спекл-фотографии позволяет наглядно показывать напряженно-деформированное состояние в ортопедических конструкциях, оценивать качество и надежность протезов и имплантатов. Использовать данный метод можно для исследования всего объекта, но и его частей. Мы можем проследить и динамические изменения объекта. Динамические характеристики могут отличаться от статических, и в этом еще одна возможность получения большей по объему информации, что в конечном итоге скажется на оценки качества исследуемого объекта. Дальнейшее применение лазеров в диагностике требует разработки принципиально новых методов и портативных устройств из недорогих веб-камер, ноутбуков, лазерных диодов и дальнейшего развития метрологического обеспечения. Это обеспечит возможность определения новых параметров объекта, которые оставались неконтролируемыми в традиционной стоматологической практике.

Литература

1. Артющкевич, А. С. Сравнительная оценка оперативных способов лечения переломов нижней челюсти с позиции кровообращения, функции, биомеханики: Автореф. дис.... д-ра мед. наук: 14.0021. Смоленск, 1995. 49 с.
2. Биомеханическое и клиническое обоснование штифтовых конструкций на основе стекловолокна / В. Н. Олесова, Е. С. Клепилин, О. С. Балгурина и др. // Панорама ортопед. стоматологии. 2001. № 2. С. 4 – 6.
3. Величко, Л. С., Полонейчик, Н. М. Сравнительная оценка распределения напряжений в парадонте методом фотоупругости // Стоматология. 1983. Т. 62, № 2. С. 63 – 64.

4. Величко, Л. С. Теоретическое и патогенетическое обоснование методов ортопедического лечения заболеваний пародонта: Автореф. дис.... докт. мед. наук: 14.0021. Моск. мед.-стоматол. ин-т им. Н. А. Семашко. М., 1979. 22 с.
5. Джоунс, Р., Уайкс, К. Голографическая и спекл-интерферометрия. / Пер. с англ. под ред. Г. В. Скродского. М.: Мир, 1986. 328 с.
6. 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.
7. Лебеденко, А. И., Золотницкий, И. В., Быкова, М. В. Влияние формы уступа на напряженно-деформированное состояние цельнокерамических коронок // Пробл. нейростоматологии и стоматологии. 1988. № 2. С. 17 – 19.
8. Математическое обоснование к использованию корней фронтальных зубов, разрушенного ниже уровня десны под штифтовые конструкции / А. К. Гуц, Т. Н. Копотина, Н. И. Панова и др. М., 1995. 22с. – Деп. в ВИНТИ 21.06.95.-№ 1790-В95.
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: Б. и., 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: 14.0021. Минск, 2001. 49 с.
12. Олесова, В. Н., Осипов, А. В. Изучение процессов напряженно-деформированного состояния в системе протез – имплант – кость при ортопедическом лечении беззубой нижней челюсти. Ч. 2. Съёмное протезирование // Проблемы нейростоматологии. 1998. № 4. С. 8 – 11.
13. Павлюк, В. М., Ясельский, Ю. М. Биомеханическое испытание прочности фиксации штифтов в корневых каналах премоляров и моляров человека // Стоматология. 1985. № 5. С. 56.
14. 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.
15. Применение голографической интерферометрии для исследования нижнечелюстного сустава / Е. С. Ирошникова, А. Б. Кудрин, О. Н. Перх и др. // Стоматология. 1987. № 4. С. 46 – 47.
16. Рубникович, С. П., Фомин, Н. А., Базылев, Н. Б. Теоретическое исследование биомеханического поведения математической модели в системе «штифтовая конструкция – корень зуба» // Современ. стоматология. 2001. № 2. С. 44 – 46.
17. 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).

18. 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.
19. Сорокин, С. Н. Клинико-лабораторное обоснование применения штифтовой конструкции зуба при отсутствии коронковой части: Автореф. дис.... канд. мед. наук: 14.00.21. М., 1989. 20 с.
20. Соснин, Г. П. Бюгельные протезы. Минск: Наука и техника, 1981. 344 с.
21. 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.
22. 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.
23. 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.
24. Тучин, В. В. «Лазеры и волоконная оптика в биомедицинских исследованиях». Саратов: Изд-во Саратов. ун-та. 1998.
25. Фомин, Н. А., Рубникович, С. П., Базылев, Н. Б. Анализ напряженно-деформационного состояния корня зуба, восстановленного литой культевой штифтовой вкладкой методом цифровой спекл-фотографии // Современ. стоматология. 2001. № 3. С. 50 – 52.
26. Фомин, Н. А. Спекл-интерферометрия газовых потоков. Минск: Наука и техника, 1989. 168 с.
27. Хесин, Г. Л. Метод фотоупругости. М.: Стройиздат, 1975. Т. 2. 128 с.
28. 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.
29. Чумаченко, Е. Н. Автоматизация решения задач теории малых упруго-пластических деформаций при моделировании поведения конструкций специального назначения. М.: МГИЭМ, 1996. 93 с.
30. Чумаченко, Е. Н., Воложин, А. И., Ведеев, А. И. Расчет напряженно-деформированного состояния зубочелюстной биомеханической системы до и после различных видов депульпирования // Тр. XXXVI Междунар. семинара «Актуальные проблемы прочности». Витебск, 2000. С. 140 – 144.
31. Brodsky, J. F., Caputo, A. A., Furstman, L. L. Root Tipping: A Photoelastic-Histopathologic Correlation // Am. J. Orthod. 1975. Vol. 67. № 1.
32. Burch, I. M., Tokarski, I. M. I. Production of Multiple Beam Tringers from Photographic Scatterers // Optica Acta. 1968. Vol. 15. № 2. P. 101 – 111.
33. Caputo, A. A., Wylie, R. S. Роль биомеханики при терапии пародонта // Пародонтология. 1998. № 3 (9). С. 45 – 52.
34. Cochran, G. V. B. A Primer of Orthopaedic Biomechanics. New York: Churchill Livingstone, 1982.

35. 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.
36. 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.
37. Fung, Y. C. Biomechanics. – New York: Springer – Verlag, Inc., 1981.
38. Francon, M. Laser Speckle and Applications in Optics. – New York: Acad. Press, 1979. 171 p.
39. Henry, P. J. Photoelastic Analysis of Post Core Restorations // Aust. Dent. J. 1977. Vol. 22. № 3. P. 157 – 189.
40. 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.
41. Melsen, B., Fotis, V., Burstone, C. J. Biomechanical Principles in Orthodontics // Mondo. Ortod. 1986. Vol. 11. № 3. P. 19 – 32.
42. Jones, R., Wykes, C. Holographic and Speckle Interferometry. – Cambridge: Cambr. Univer. Press, 1983. 182 p.
43. 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.