

ЭЛЕКТРОННО-МЕХАНИЧЕСКИЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ ВИРТУАЛЬНОГО И ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОГО АНАЛИЗА МЕХАНИЧЕСКИХ СВОЙСТВ ЗУБНОГО ПРОТЕЗА

¹Польша, Техническая военная академия, факультет электроники, Варшава,

²Польша, Медицинская академия, факультет стоматологический, Варшава,

³Польша, Техническая военная академия, факультет мехатроники, Варшава

Работа выполнена в рамках исследовательского проекта GRANT 3T10C03326

Введение

Состояние зубной системы жителей Польши систематически ухудшается вне зависимости от повышения стандартов и качества жизни. Выраженный кариес наблюдается у детей в возрасте немногим более 10 лет. Для лиц старшего и преклонного возраста частым явлением стало полное отсутствие зубов, что требует протезирования. Для успешного протезирования необходимо, чтобы применяемый для этого протез обладал свойствами высокой прочности и стабильности. Поэтому актуальной стала проблема разработки критериев проектирования зубных протезов, обладающих указанными особенностями.

Поэтому авторы — стоматолог и инженеры в течение последних пяти лет разрабатывали методы объективной оценки эксплуатационных качеств протезов. Наиболее пристальное внимание уделялось крылоскелетным протезам. В настоящем исследовании был проведен сравнительный анализ механических свойств протеза, исходя из виртуальных исследований математической модели и лабораторных измерений на реальных моделях протеза. При этом экспериментальный подход основывался на оценке значений ли-

нейных перемещений конструкции под влиянием моделируемого давления с учетом прикуса на отдельные зубы протеза. Цифровую верификацию результатов измерений осуществляли согласно методу конечных элементов (МКЭ) [5; 6]. Следует подчеркнуть, что цифровая математическая модель была создана с целью проверки механического поведения зубного протеза при различной траектории перемещений в трехмерной системе координат.

Материалы и методы исследования

Основным конечным элементом описания поверхности протеза и его перемещений был принят треугольник, поскольку при помощи треугольных элементов возможно точно описать геометрию любой искривленной поверхности (рис. 1) [6].

При этом в участках, требующих детализации, применяют треугольники уменьшенного размера. Простота функции, описывающей треугольные элементы, исключает необходимость применения приближенных способов цифрового интегрирования, что в итоге повышает точность расчетов. При проведении анализа принималось [2], что треугольный элемент цифровой модели протеза работает в двух независимых состояниях (рис. 2):

Система местных сил элемента “e” (левого хода)

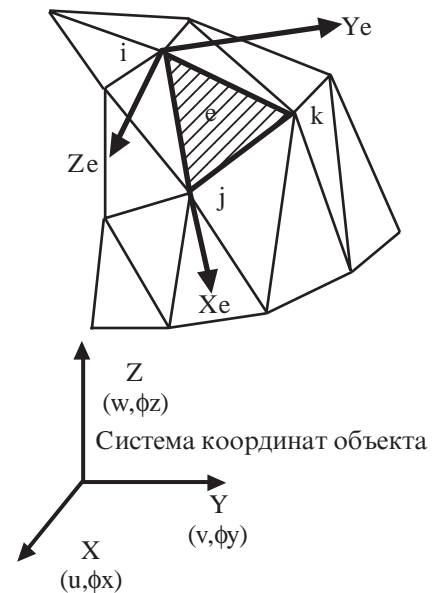


Рис. 1. Схема представления поверхности зубного протеза плоскими треугольными элементами:

u, v, w — перемещения вдоль основных осей координат X, Y, Z ; ϕ_x, ϕ_y, ϕ_z — вращательные перемещения вокруг осей координат

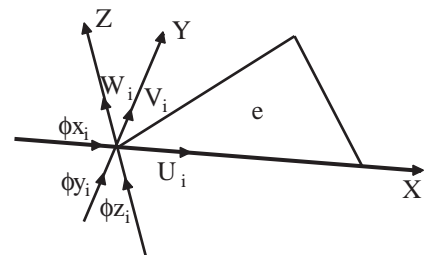
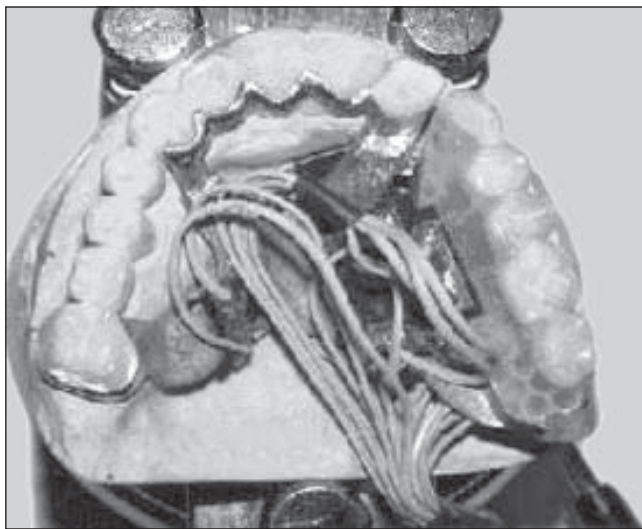
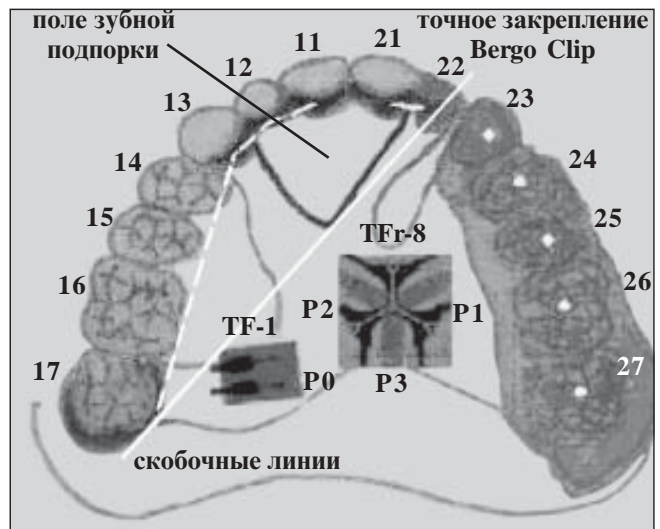


Рис. 2. Векторы передвижений и вращений в узле “i” (см. рис. 1) плоского треугольного элемента. Обозначения те же, что на рис. 1



а



б

Рис. 3. Опытный протез (а) и схема размещения измерительных преобразователей (б)
 Обозначения: цифры обозначают точки механического воздействия на зубной протез и соответствуют числу протезируемых зубов. Прямоугольник слева в центре — фолиантный тензодатчик; квадрат справа — розеточный тензодатчик

— гибком, когда силы, вызывающие сгибание (на микромодели этому отвечает передвижение треугольного элемента вдоль оси z и обороты ϕ_x , ϕ_y — вокруг осей x и y), не вызывают деформации вращающейся плоскости, принимающей участие во вращениях;

— безмоментном, когда силы, создающие напряжение в плоскости (на макромодели этому отвечает передвижение вдоль осей x и y и оборот ϕ_z вокруг оси z), также не вызывают деформации вращающейся плоскости.

В каркасе протеза оба состояния выступают совместно, вызывая пространственные перемещения и распределение напряжений.

Подобная схема классификации перемещений легла в основу аппроксимации механического поведения протеза во время воздействия экспериментальными механическими нагрузками. В качестве опытного образца применяли модель скелетного протеза собственной конструкции, изготовленного для протезирования женщины в возрасте 63 лет с обширным отсутствием зубов, что соответствует дефек-

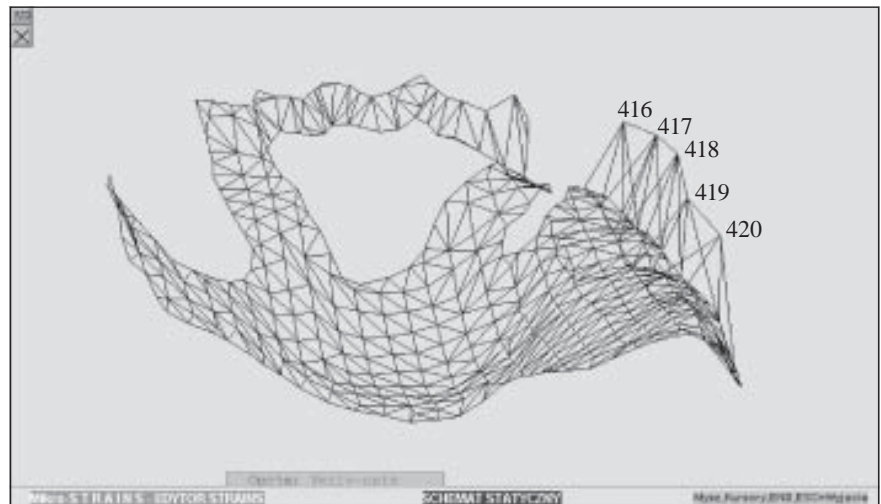


Рис. 4. Сеть элементов МКЭ с узлами, на которые осуществлялось механическое воздействие (обозначены цифрами)

ту II класса согласно критерию Апледжа — Кеннедего (рис. 3).

На фотоснимке (см. рис. 3) представлены также тензодатчики (обозначены буквой Р с номерами от 0 до 4). При этом для преобразования механических напряжений применяли листообразные (фолиантные) тензодатчики прямой формы (Р0) или датчики розеточного типа [1].

Цифровой анализ результатов измерений по методу МКЭ проводили при помощи системы MICRO-STRAINS [5]. Результаты соответствующих

измерений представлены в виде сети МКЭ (рис. 4). На этой сети цифрами обозначены задействованные узлы — номерами от 416 (зуб 23) до 420 (зуб 27).

Расчет сгибов узлов проведен в двух вариантах:

— поддерживающие узлы жестко закреплены (степени свободы отсутствуют);

— поддерживающие узлы имеют шарнирную основу, обеспечивающую возможность линейных перемещений.

В каждом из указанных вариантов апробированы результаты механической на-

грузки в диапазоне от 1,96 до 19,62 Н: в первом случае в целом осуществлено 416 воздействий, а во втором — 420. Измерения проводились с помощью специально созданной измерительной установки, состоящей из механической части, служащей для осуществления статической или динамической нагрузки, и электронной части, которая обеспечивает управление процессом измерения, а также проводит обработку результатов (рис. 5).

Задача механической части установки заключалась в закреплении протеза с одновременной возможностью задания внешних нагрузок в любой точке зубной системы. Подвергающийся механическим нагрузкам протез 01, размещенный в гипсовой отливке, монтируется на столике 02, который состоит из цилиндрической крышки, вращающейся в прямоугольной передвижной рамке. При этом рамка закреплена на наклонном, регулируемом тремя опорами диске 10, а сам диск жестко установлен на основании — платформе 10а. Подвижный держатель 12 может перемещаться вдоль колонны 11 с

помощью вращающейся гайки. Винт 14 позволяет фиксировать положение фиксатора на колонне, одновременно закрепляя на соответствующей высоте стержень 03. Этот стержень имеет округлую головку, служит для осуществления механического давления на протез и может отклоняться от вертикальной линии на угол от -12° до $+12^\circ$. При этом положение стержня определяют путем вращения гайки 04. Сила давления Q передается от нагрузочной оси 05 с помощью продольного подшипника, находящегося в держателе 12, к головке стержня 03. Нагрузка создается с помощью пластинчатых грузов 06, соединяющихся между собой с помощью цилиндрических замков. К оси груза крепится жесткая пластинка 07, на которую опирается измерительный наконечник 09 потенциометрического преобразователя линейных перемещений 08.

Дополнительными деталями конструкции служат прижимные винты 17, обеспечивающие стабильность положения столика 02 после осуществления измерительной нагрузки.

Динамические нагрузки на протез исследовались методом подъема и опускания стержня 03 с определенной величиной механической нагрузки, который приводился в движение с помощью эксцентрично закрепленного двигателя 15, расположенного на оси шарикоподшипника 16.

Задачей электронной части описываемого устройства стало полуавтоматическое измерение в условиях осуществления статических нагрузок, а также автоматическое измерение при осуществлении динамических нагрузок. Измерительный усилитель SPIDER 8 [3] обеспечивает питание измерительных преобразователей — линейных и тензометрических смещений [1], одновременно усиливает и преобразует в цифровую форму электрические сигналы преобразователей.

Управление работой усилителя обеспечивается с помощью интерфейса RS 232 C, при помощи которого конфигурируются измерительные каналы усилителя, осуществляется регуляция процесса измерения и трансмиссия результатов измерения. Интерфейс IEEE 1284 с токовым

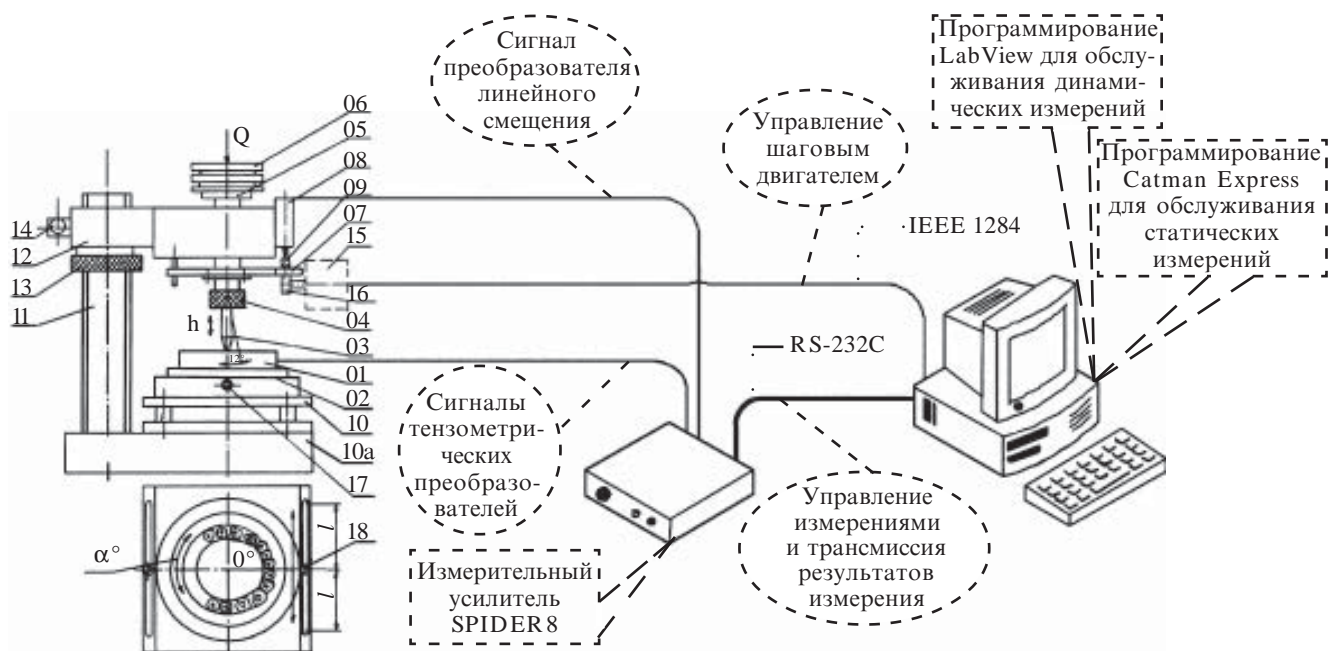


Рис. 5. Функциональная схема измерительной установки для исследований зубных протезов

буфером используется для непосредственного управления двигателем во время осуществления динамических нагрузок.

Хранение и предварительное преобразование результатов измерений выполняются на персональном компьютере. Для управления процессом измерений при статических нагрузках применяется лицензированное программное обеспечение Catman Express [4]. Динамический измерительный процесс проводится с одновременным регулированием работы двигателя и выполнением измерений посредством усилителя SPIDER 8, что осуществляется через определенные временные промежутки. Для подобной процедуры использовалось программное обеспечение LabView, которое специально предназначено для решения задач подобного типа.

Результаты исследований и их обсуждение

Полученные результаты виртуального моделирования и измерений для отдельных узлов при статических нагрузках представлены на рис. 6–10.

Результаты исследования показали, что зависимость смещений при механических нагрузках в узлах протеза от применяемого механического усилия имеет линейный характер (см. рис. 6–10). При этом максимальные смещения в точке применения наибольшего из исследованных механических усилий (20,0 Н) составляет 3,5 мм (см. рис. 10). Минимальным смещение при том же усилии было в узле 23 (1,4 мм) (см. рис. 6). Отметим, что тенденция к формированию относительно наиболее значительных расхождений расчетных и измеренных показателей наблюдалась в диапазоне максимального механического давления (10,0–20,0 Н), а минимальные отличия регистрировались при механическом усилии в 5,0 Н.

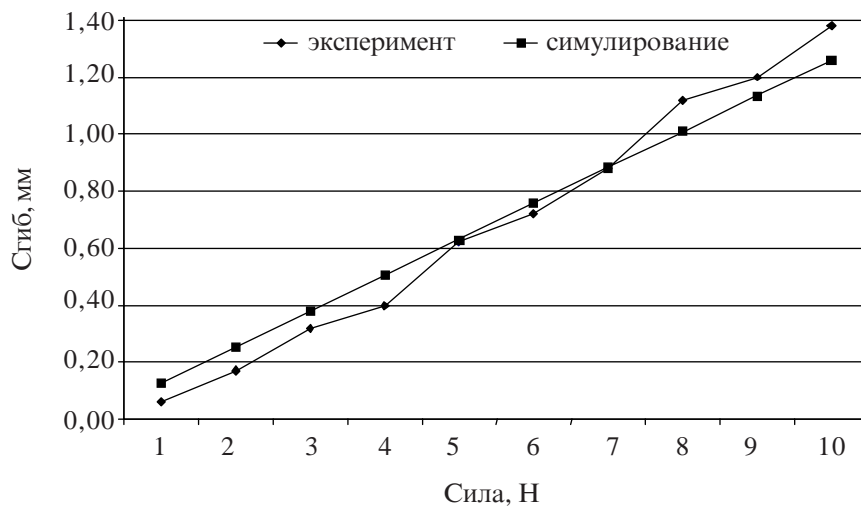


Рис. 6. Зависимость сгиба узла 23 от величины механического воздействия (416 по MIKRO-STRAINS)

Обозначения: по оси ординат — величина смещения, мм; по оси абсцисс — величина механического воздействия, Н.

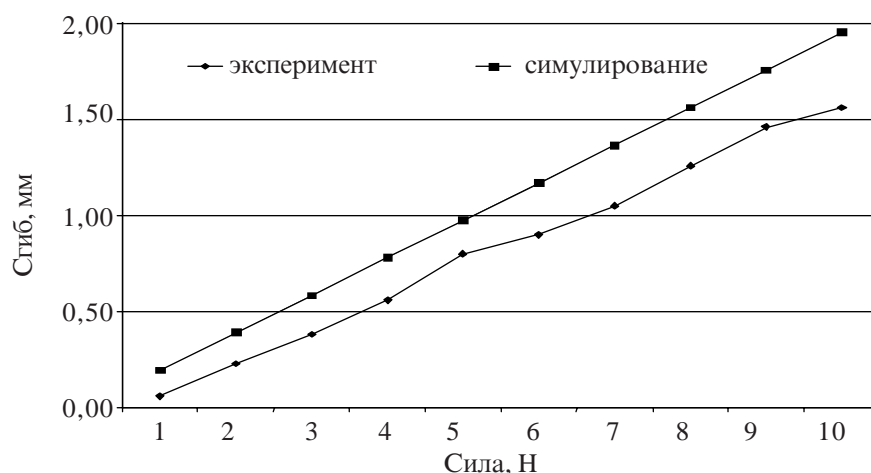


Рис. 7. Сгиб узла 24 (417 по MIKRO-STRAINS)

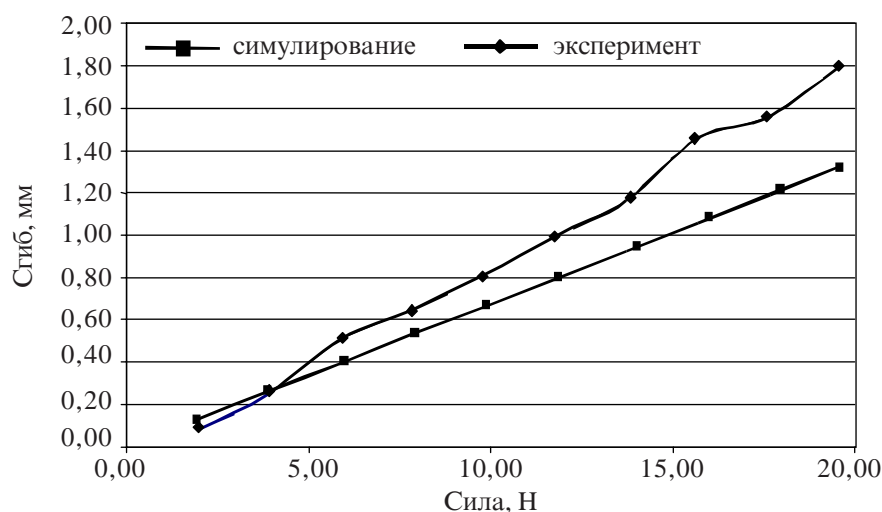


Рис. 8. Сгиб узла 25 (417 по MIKRO-STRAINS)

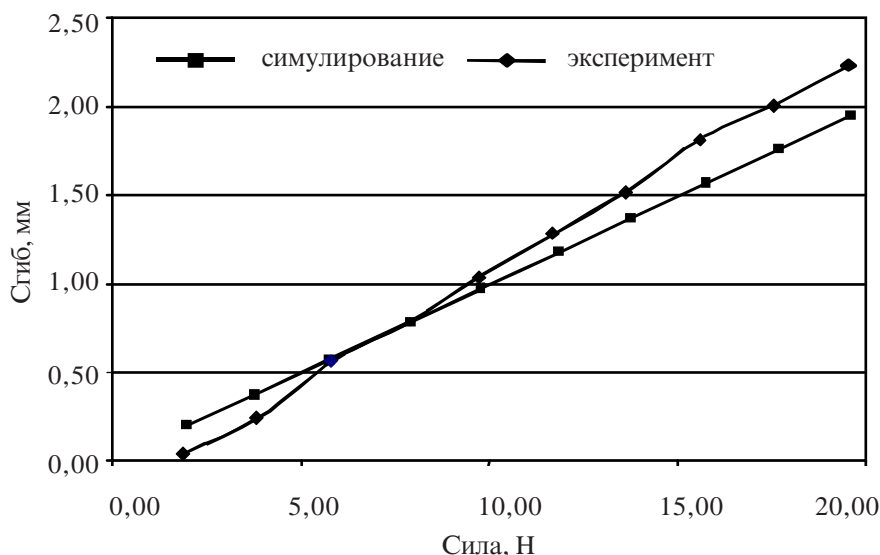


Рис. 9. Сгиб узла 26 (419 по MIKRO-STRAINS)

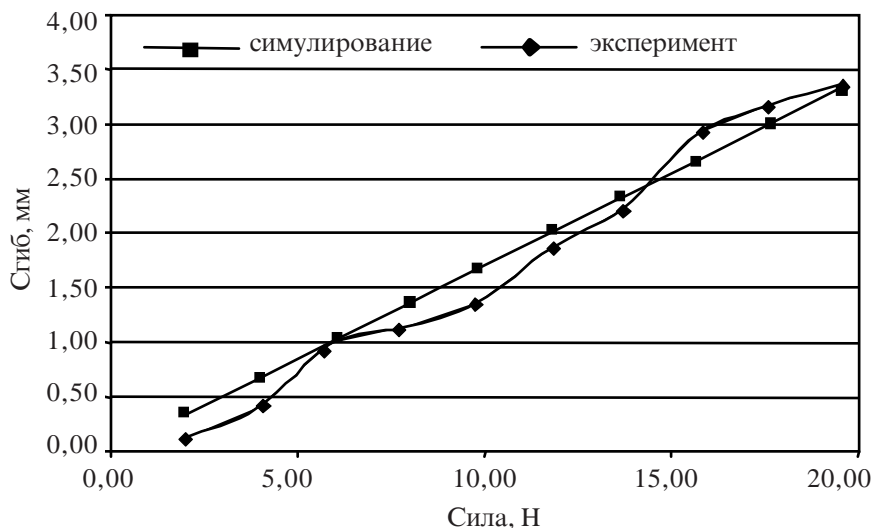


Рис. 10. Сгиб узла 27 (420 по MIKRO-STRAINS)

Таким образом, представленные результаты показывают возможность удовлетворительного моделирования механических свойств зубного протеза методом конечных элементов в условиях статических нагрузок. Следует подчеркнуть, что метод конечных элементов впервые нами применен к моделированию малогабаритного объекта, т. е. зубного протеза. Полученные результаты свидетельствуют о справедливости наших предположений относительно компьютерной модели. Однако обнаруженные в наших исследованиях отличия между расчетными и измеренными показателями позволяют полагать,

что технология виртуальной оценки механических свойств протеза методом конечных элементов более адекватна для механических нагрузок «средней» величины — около 5,0 Н.

В то же время не исключено, что отмеченные отличия связаны с неоднородными свойствами материала, примененного для создания протеза, в отдельных его точках (см. рис. 7, 8). С учетом вышеизложенного, данную технологию можно применять для обнаружения подобных неоднородностей, т. е. дефектов самого протеза, и, таким образом, использовать в качестве стандартной процедуры при протезировании зубов.

Выводы

1. Метод конечных элементов является адекватным при компьютерном моделировании поведения зубных протезов в условиях статической и динамической нагрузки.

2. Некоторые отличия виртуальной модели и результатов экспериментального измерения смещений протеза в отдельных точках механического давления, выявляемые в особенности при значительных механических воздействиях, могут объясняться неоднородностью материала, используемого для изготовления протеза.

ЛИТЕРАТУРА

1. Chwalebna A., Czajewski J. Przetworniki pomiarowe i defektoskopowe. — Warszawa: Oficyna wydawnicza Politechniki Warszawskiej, 1998. — P. 40-53, 118-126.
2. Bagge M. A model of bone adaptation as an optimization process // J. Biomech. — 2000. — Vol. 33. — P. 1349-1357.
3. Инструкция SPIDER8, Hottinger Baldwin Messtechnik, Darmstadt 1999.
4. Инструкция CATMAN® EXPRESS 3.0, Hottinger Baldwin Messtechnik, Darmstadt, 2000.
5. Gryszkiewicz M. System analizy statycznej Micro Strains. Podręcznik użytkownika E-M-S. Programy i Komputery. — Warszawa, 2004.
6. Zienkiewicz O. C. Metoda Elementów Skończonych. Arkady, Warszawa, 1972.

УДК 616.831-616.311-03.055.2

М. Кухта, В. Михальски, А. Хвалеба

**ЭЛЕКТРОННО-МЕХАНИЧЕСКИЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ
ВИРТУАЛЬНОГО И ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОГО АНАЛИ-
ЗА МЕХАНИЧЕСКИХ СВОЙСТВ ЗУБНОГО ПРОТЕЗА**

В исследовании применена технология описания искривленной поверхности зубного протеза с помощью треугольника как минимального конечного элемента. В условиях статических нагрузок, осуществляемых на зубной протез, измерены соответствующие смещения материала в точках механического давления и сопоставлены с результатами компьютерного моделирования поведения протеза в условиях аналогичных механических воздействий, проведенного методом конечных элементов. Показано удовлетворительное соответствие результатов моделирования реальной шкале зависимости сгибов элементов протеза от величины прилагаемой механической нагрузки.

Ключевые слова: зубной протез, компьютерное моделирование, метод конечных элементов.

UDC 616.831-616.311-03.055.2

M. Kukhta, V. Mykhalsky, A. Khvaleba

**ELECTRONIC-MECHANICAL COMPLEX FOR VIR-
TUAL AND EXPERIMENTAL ANALYSIS OF THE DEN-
TURE MECHANICAL PROPERTIES**

Technology of description of the distorted surface of denture with a triangle as a minimum eventual element is applied in the research. In the conditions of the static loading, carried out on a denture, proper displacements of the material are measured in points of mechanical pressure and confronted with the results of computer design of denture conduct in the conditions of similar mechanical influences, conducted methods of eventual elements. Satisfactory accordance of design results to the real scale of denture elements bends dependence on the size of applied mechanical loading is shown.

Key words: denture, computer design, method of eventual elements.

*Передплатуйте
і читайте
журнал*



ДОСЯГНЕННЯ БІОЛОГІЇ та МЕДИЦИНИ

У випусках журналу:

- ◆ Фундаментальні проблеми медицини та біології
- ◆ Нові медико-біологічні технології
- ◆ Оригінальні дослідження
- ◆ Огляди
- ◆ Інформація, хроніка, ювілеї

Передплатні індекси:

- для підприємств та організацій — 08204;
- для індивідуальних передплатників — 08205

Передплата приймається у будь-якому передплатному пункті