



## Компьютерная томография и основные механические характеристики костных тканей

А.Н. Чуйко, А.А. Копытов, А.А. Копытов

ФГАОУ ВПО «Белгородский государственный национальный исследовательский университет»

## Determination of Basic Mechanical Descriptions of Bones Clos on Database Computer Tomography

A.N. Chuiko, A.A. Kopytov, A.A. Kopytov

Рассмотрена методика определения основных механических характеристик тканей челюстно-лицевой области на базе данных КТ. Методика может быть использована стоматологами и врачами других специальностей, восстанавливающих утраченную целостность органов и систем, позволяя моделировать любые элементы реконструкции, не вскрывая предварительно операционное поле. Появляется возможность строить не канонические или идеализированные модели, а модели, максимально приближенные к конкретному пациенту как по геометрии, так и по свойствам мягких и костных тканей. Может быть создана система СТ/CAD/CAE/CAM, объединяющая технологические достижения нескольких популярных программ для комплексного решения наиболее актуальных задач.

**Ключевые слова:** компьютерная томография, плотность, костная ткань, механические характеристики.

\* \* \*

The method of determining the basic mechanical properties of tissue maxillofacial region, based on data from computed tomography. Technique can be used by dentists and physicians of other specialties restores the lost integrity of organs and systems, allowing you to simulate all elements of the reconstruction, without opening the pre-operative field. It becomes possible to build a non-canonical or idealized models, and models as close to a particular patient, both in geometry and the properties of soft and bone tissues. Perhaps a system of CT/CAD/CAE/CAM, combines the technological strengths of several popular programs for integrated solutions to the most urgent problems.

**Key words:** computer tomography, density, bone fabric, mechanical descriptions.

### Введение

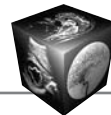
Современная стоматология, реализуя комплексный подход, учитывает достижения биомеханики, базирующиеся в первую очередь на прогрессивных компьютерных технологиях – системах CAD/CAM/CAE. CAD (Computer Aided Design) – компьютерный дизайн, или компьютерное конструирование; CAM (Computer Aided Mechanics) – компьютерная помощь в производстве, включая передачу информации в центр изготовления изделия; CAE (Computer Aided Engineering) – компьютерная помощь в инженерных расчетах, как правило, на базе метода конечных элементов (МКЭ).

Так как первые две системы – CAD/CAM достаточно часто и детально обсуждаются в стоматологической литературе, остановимся более подробно на системе CAE и ее взаимосвязи с двумя первыми.

В биомеханике плотворно используются специализированные программы по оценке напряженно-деформированного состояния (НДС) технических систем, основанные на наиболее распространенном в процессе механико-математического моделирования МКЭ. Процесс моделирования любого объекта (создания расчетной схемы) начинается с геометрических построений, трудоемкость которых может быть соизмерима с затратами на весь проект.

**Для корреспонденции:** Копытов Александр Александрович – 308023 Белгород, ул. Менделеева, д. 8а, кв. 131.  
E-mail: kopitov.aleks@yandex.ru

Чуйко Анатолий Николаевич – кандидат технических наук, доцент кафедры стоматологии ФГАОУ ВПО «Белгородский государственный национальный исследовательский университет»; Копытов Александр Александрович – канд. мед. наук, доцент кафедры стоматологии ФГАОУ ВПО «Белгородский государственный национальный исследовательский университет»; Копытов Александр Александрович – соискатель кафедры ортопедической стоматологии Санкт-Петербургской медицинской академии постдипломного образования.



Развитие математического моделирования исторически можно разделить на три этапа. Изначально разрабатывались и анализировались идеализированные модели, как правило, существенно отличавшиеся от, например, челюсти конкретного (реального) пациента. Ситуация кардинальным образом изменилась после создания Г. Хаунсфилдом и А. Кормаком КТ, ставшей не только одним из важнейших методов диагностики в медицине, но и заложившей основу в построении трехмерных (3D) изображений исследуемых объектов. В настоящее время широко используются программные системы SimPlant, Implant-assistant, 3D-DOCTOR, Ez3D, MIMICS (Materialise), позволяющие перейти от 2D-компьютерных срезов к 3D-изображениям с их последующим экспортом в программы, производящие анализ на основе МКЭ. Эти программы обладают разными возможностями и разной сложностью.

Конечно-элементное моделирование и анализ, базирующиеся на КТ, получают практически неограниченные возможности – создавать не канонические или идеализированные модели, а модели, максимально приближенные к биологическому прототипу как по геометрии, так и по свойствам мягких и твердых тканей. Становится реальностью реализация системы СТ/CAD/CAE/CAM, объединяющей технологические достижения нескольких популярных программ для комплексного решения наиболее актуальных задач.

Практически эта система использована в [1, 2] при анализе возможности разработки алгоритма восстановления целостности зубных дуг мостовидными протезами с исключением клинического этапа “получение оттиска” и при исследовании особенностей конструирования, фиксации и стабилизации субпериостальных имплантатов.

Предлагаемая система СТ/CAD/CAE/CAM может быть использована челюстно-лицевыми хирургами, ортопедами-стоматологами, ортодонтами, а также при ортопедическом лечении позвоночника, суставов и т.п., позволяя моделировать любые элементы реконструкции, не вскрывая предварительно операционное поле.

Однако одной из особенностей большинства работ, известных нам после изучения литературных источников, является учет механических свойств костных тканей, основанный на усредненных статистических данных. Как правило, средне-статистические данные указываются в широком диапазоне, что делает невозможным их корректную “привязку” к конкретному пациенту.

Несмотря на то что предлагаемая методика может быть использована в медицине специалистами разных направлений, рассмотрим ее возмож-

ности применительно в первую очередь к наиболее распространенным и простым операциям – установке штифтов и вкладок.

Цель исследования: разработка методики по калибровке чисел Хаунсфилда (Haunsfield, HU) в реальную плотность кости, что позволит получать основные механические характеристики костных тканей пациента фактически в режиме реального времени.

## Материал и методы

В основе биомеханического анализа любых элементов, используемых при реконструкции зубного ряда, лежит условие прочности или аналогичное ему условие жесткости, которые взаимно связывают: нагрузку – свойства костных тканей (конструкционных материалов) – расчетную модель (конструкцию) анализируемого элемента. Представляя эти условия в виде треугольника, можно определить любую из вершин треугольника при известных значениях двух других.

Точность получаемых результатов, их “приближенность” к конкретному пациенту зависит от точности задания основных механических характеристик – модуля упругости и предела прочности.

Анализовали структуру зубов и костей челюстей на основе замера их плотности, после КТ с использованием программы MIMICS. Программа позволяет установить соответствие значений серого цвета на томограмме линейно значениям серого цвета на мониторе. Значения серого на компьютерных томограммах выражаются соответственно шкале Хаунсфилда. Шкала состоит из 4095 значений, которые соответствуют 256 значениям серого на экране. Диапазон, покрывающий гистограмму, отражает все видимые на томограмме ткани.

Сужение диапазона позволяет лучше выделить незначительные различия яркости в мягких тканях или костях, так как яркость распределяется среди 256 отображаемых значений. В программе MIMICS predeterminedены следующие пороги (уровни) плотности для разных структурных составляющих костных и мягких тканей взрослого человека (табл. 1, рис. 1).

При дальнейшем анализе для определения основных механических характеристик костных тканей (модуля упругости и предела прочности) в зависимости от их плотности использовали эмпирические формулы [3]:

$$E = 2195 \rho^3 \text{ и } \sigma = 60 \rho^2, (1)$$

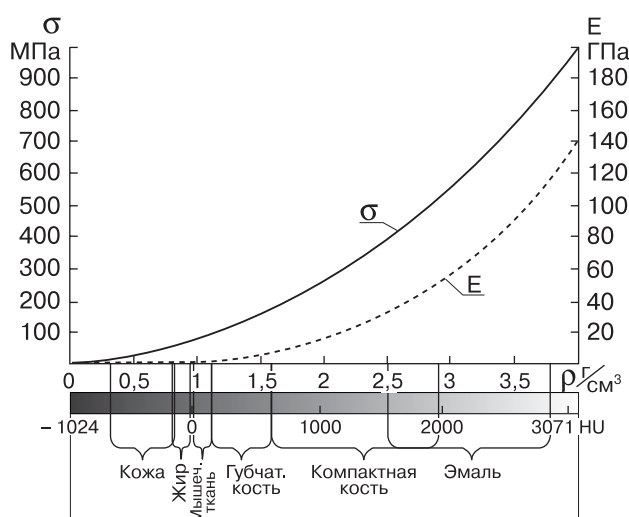
где  $\rho$  – плотность костной ткани (в г/см<sup>3</sup>). В этом случае модуль упругости и напряжения имеет размерность мегапаскаль (МПа).



**Таблица 1.** Зависимость чисел (ед.Н), плотности и механических характеристик для разных структурных составляющих костных и мягких тканей [4]

Ткань	Ед.Н	$\rho$ , г/см <sup>3</sup>	$\sigma$ , МПа	Е, ГПа
Кость	226–3071	1,219–3,99	88,8–955,2	3,97–139,4
Эмаль	1553–2850	2,51–3,778	378–856	34,7–118,36
Компактная кость	662–1988	1,644–2,94	162–518,6	9,75–55,77
Губчатая кость	–	–	–	–
Мышечная ткань	148–661	1,143–1,643	78,4–161,97	3,28–9,73
Жировая ткань	–5–135	0,993–1,13	59,16–76,6	2,15–3,17
Кожа	–	–	–	–
	–205–51	0,798–0,949	38,21–54,04	1,11–1,88
	–718–177	0,299–0,826	5,36–40,94	0,059–1,24

Рассмотрим эти формулы во взаимосвязи с данными табл. 1 и гистограммой на рис. 1. Так как шкала гистограммы состоит из 4095 значений чисел Хаунсфилда, включающих: воздух (ед.Н) = –1024; воду (ед.Н) = 0 и самую плотную костную ткань (ед.Н) = 3071, то, принимая для воздуха  $\rho = 0,00129$  г/см<sup>3</sup> и для воды  $\rho = 1,0$  г/см<sup>3</sup>, получим, что единица Н1 соответствует плотности  $\rho = 0,975 \cdot 10^{-3}$  г/см<sup>3</sup>. Далее, условно совмещая начало шкалы с отметкой ед.Н = –1024, можно получить абсолютные приращения чисел  $\Delta$  (ед.Н) для всех структур костных тканей, приведенных на гистограмме рис. 1. В табл. 1 приведены значения механических характеристик костных и мягких тканей для взрослого человека в диапазоне чисел (ед.Н), вычисленных по формулам (1). Для более удобного использования на практике эти же данные приведены на рис. 1 в виде графических зависимостей  $\sigma$  и Е.



**Рис. 1.** Гистограмма порогов (уровней) чисел ед.Н, плотности и механических характеристик для разных структурных составляющих костных и мягких тканей.

При сравнении результатов, приведенных в табл. 1, видна корреляция, где прочность губчатой кости изменяется в диапазоне 26–160 МПа, прочность компактной кости – в диапазоне 50–400 МПа и значения модулей упругости губчатой и компактной кости равны  $5,0 \cdot 10^3$  и  $20,0 \cdot 10^3$  МПа соответственно. Можно ожидать, что после уточнения эмпирических формул типа (1) и их дифференциации по типу кости, полу и возрасту пациента результаты по определению механических характеристик будут еще точнее.

В табл. 1 дифференциация плотности каждого типа тканей проведена для взрослого человека. В программе MIMICS и по данным А.Н. Чуйко и И.А. Шинчуковского [2] такая дифференциация проведена и для пациентов детского возраста. Имеющаяся в программе MIMICS возможность определять плотность мягких и костных тканей для каждого конкретного пациента в любой точке организма позволяет проводить дифференциацию по полу пациента и виду заболевания, что дает возможность получать накопление и систематизацию статистических данных для любого типа предполагаемого исследования.

Отметим также, что модуль упругости отражает только упругие (линейные) свойства тканей. Поэтому при анализе линейной модели, которая по определению является более жесткой системой, чем реальная биосистема, следует учитывать, что получаемые с ее помощью перемещения будут меньше, а напряжения больше именно на столько, на сколько введенные механические характеристики отличаются от реальных.

## Результаты и их обсуждение

Рассмотрим возможности предлагаемой методики на конкретном клиническом примере.

Пациент А., 55 лет, обратился к стоматологу с целью профилактического осмотра. Предъявляет жалобы на кровоточивость при чистке зубов. 7 лет назад восстановил целостность зубного ряда. Ка-

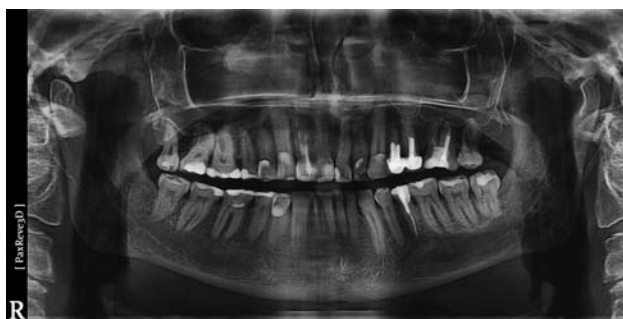
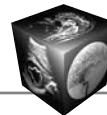


Рис. 2. Ортопантомограмма пациента А.

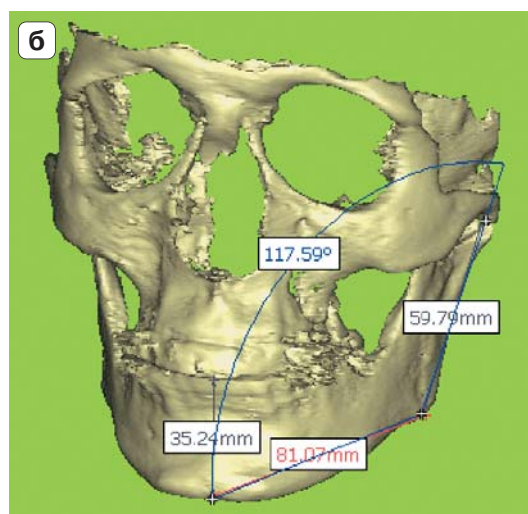
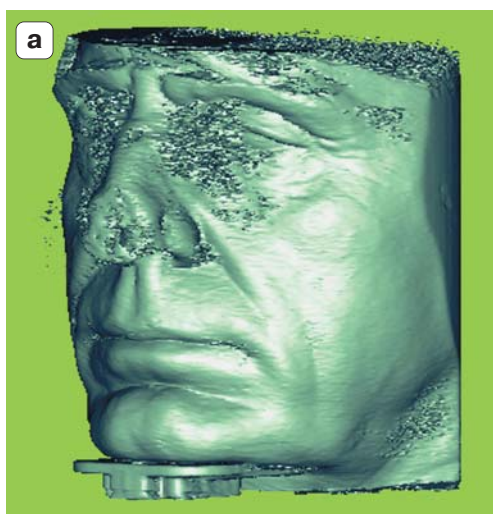


Рис. 3. Общий вид мягких (-800–3071 ед.Н) и костных тканей (611–3071 ед.Н) пациента А.

чеством оказанных услуг пациент был удовлетворен. При осмотре: 2.4, 2.5 – металлокерамические конструкции, 2.6 – ранее депульпирован, на мезиальной поверхности кариозная полость в пришеечной области. Аппроксимальный контакт между зубами 2.5 и 2.6 утрачен, межзубной сосочек кровоточит при зондировании. Зуб 3.5 – штифтовая конструкция (рис. 2). Полученный ранее клинический опыт предопределил выполнение дополнительного рентгенологического исследования, после которого был сделан вывод о фрагментации корней зубов 2.4, 2.5, 2.6.

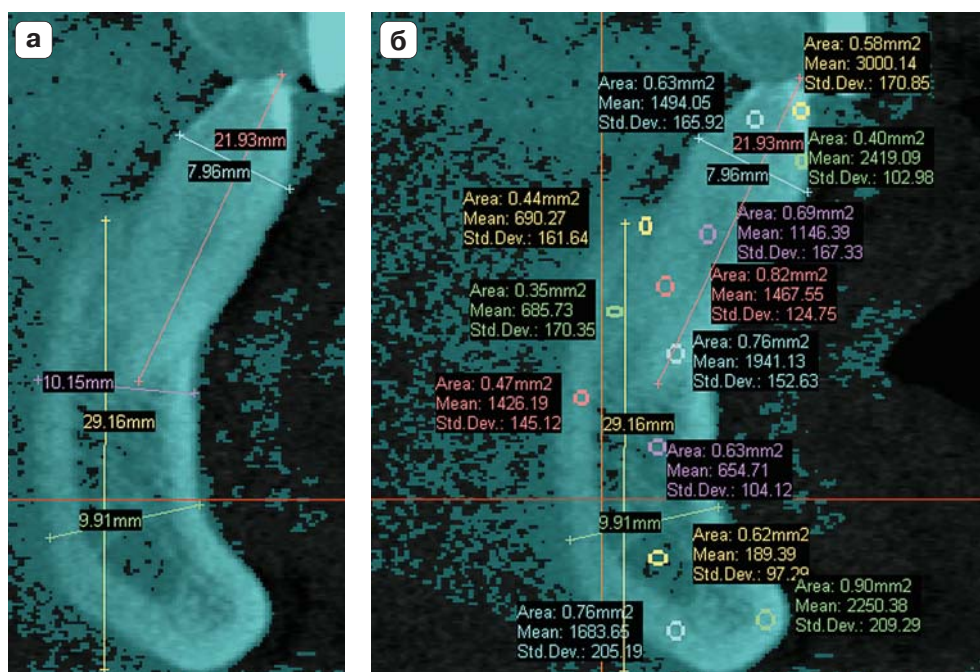
Дополнительно проведен анализ состояния зубного ряда на базе данных КТ с использованием программы MIMICS.

Визуализация пациента в 3D-окне представлена на рис. 3. На рис. 3, б приведены основные линейные размеры нижней челюсти. Такие данные в совокупности с данными по линейным размерам поперечного сечения челюсти (рис. 4, а) могут быть использованы, например, при построении модели для анализа усилий и НДС, действующих в системе. Этот важный для практики вопрос, осо-

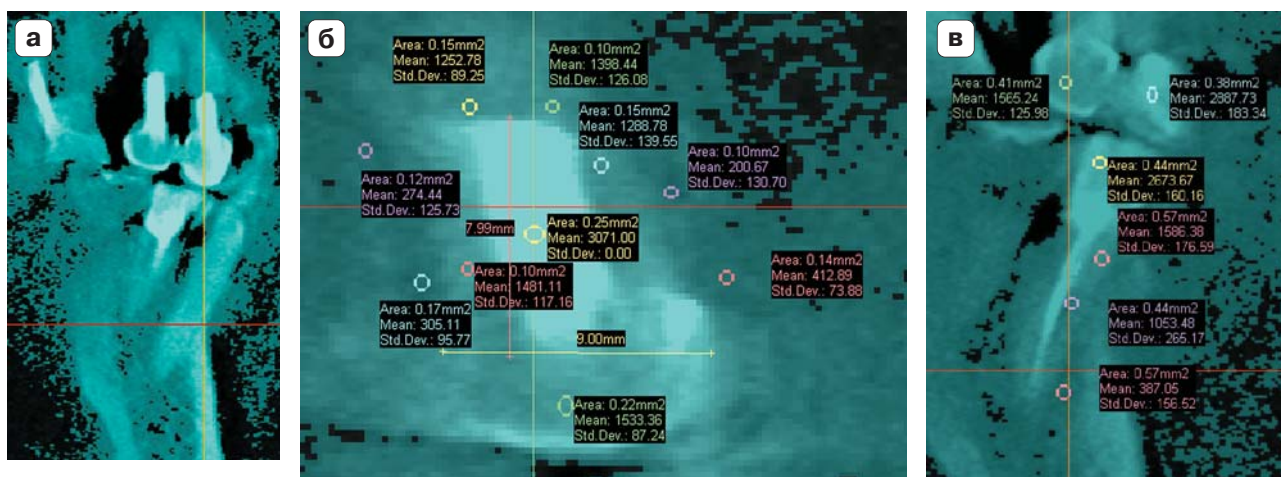
бенно в случае анализа на основе МКЭ, может быть детализирован в зависимости от конкретно решаемой задачи.

На рис. 4 и 5 представлены результаты измерения (Density measurement) средней плотности в разных точках различных сечений челюстей. В каждом цветном прямоугольнике, рядом с зоной измерения плотности, показаны размер площади, на которой измеряется плотность, средняя плотность и стандартное отклонение. Эти данные позволяют построить “карту плотности кости” челюстей. Ее содержание может быть отработано в процессе внедрения предлагаемой методики в клиническую практику и носить дифференцированный характер в зависимости от решаемой задачи.

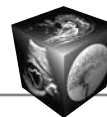
В соответствии с принципом [2], что любая реконструкция должна анализироваться на основе сравнения с неповрежденной системой, проведем анализ механических свойств костных тканей, окружающих интактный зуб 3.3. Для удобства практического анализа все данные о плотности костных тканей сведены в табл. 2.



**Рис. 4.** Зуб 3.3 (интактный) и окружающие его костные ткани (–45–3071 ед.Н). а – геометрия зуба и кости нижней челюсти; б – рентгенологическая плотность зубочелюстного сегмента (–45–3071 ед.Н).



**Рис. 5.** Зубы 2.5 и 3.5 с окружающими их костными тканями (–45–3071 ед.Н). а – зона зубов с вкладками, зубы 2.5 и 3.5 с окружающими их костными тканями; б – зуб 2.5, торец вкладки, рентгенологическая плотность корня 1252,78–1398,44 ед.Н; в – зуб 3.5, рентгенологическая плотность корня уменьшается апикально от 1586,38 до 1053,48 ед.Н; плотность перерапикальных тканей 387,05 ед.Н.



**Таблица 2.** Значения чисел ед.Н (средней плотности структурных составляющих), представленные на рис. 4 и 5

Костная ткань	Зуб		
	3.3 (интактный)	3.5 (штифт)	2.5 (вкладка)
Вкладка/штифт	–	2673,67	3071,00
Эмаль	2419,09; 3000,14	–	–
Дентин	1146,39; 1467,55 1494,05; 1941,13	1053,48; 1586,38	1288,78; 1481,11 1533,36
Дентин (зона фрагментации)	–	–	1252,78; 1398,44
Компактная кость	1426,19; 1683,65 2250,38	–	–
Губчатая кость	189,39; 654,71 685,73; 690,27	387,05 –	200,67; 274,44 305,11; 412,89

Проведем краткий анализ результатов, представленных в табл. 2.

1. Материал вкладки по своей плотности выходит за пределы ед.Н, заложенных в программе MIMICS. Плотность материала штифта входит в диапазон ед.Н, заложенных в программе MIMICS, и может служить для корректировки и тарировки результатов.

2. Эмаль зуба – самая плотная и жесткая структура, с переменными характеристиками в разных точках.

3. Дентин зуба имеет наиболее плотную структуру в коронковой и апикальной частях зуба. Наиболее рыхлая структура в центре корня интактного зуба. Вокруг вкладки и штифта дентин сохраняет существенную плотность.

В зоне предполагаемой фрагментации корня зуба 2.5 плотность костной ткани достаточно высокая, что делает необходимым дополнительный анализ для подтверждения вывода о фрагментации корня.

4. Компактная кость нижней челюсти в зоне интактного зуба 3.3 имеет плотность и механические характеристики, соответствующие верхнему пределу диапазона этих значений в литературе.

5. Плотность губчатой кости определялась в зонах, где должен располагаться периодонт зуба, и соответствовала среднему значению этих данных в литературе.

Такую структуру, как периодонт, выделить и измерить ее плотность не удалось.

Проведенный анализ плотности костных тканей на базе данных КТ имеет предварительный характер и может быть конкретизирован в процессе внедрения предлагаемой методики клиницистами и носить дифференцированный характер в зависимости от решаемой задачи. Данные КТ могут использоваться стоматологами для решения ряда

задач: диагностики, расчета устойчивости зубов и зубных рядов, математического моделирования, позволяющего учесть архитектуру зубочелюстной системы в целом, ее физико-механические свойства.

### Выводы

1. КТ является одним из важнейших методов диагностики в медицине, заложившим основу в построении 3D-изображений исследуемых объектов.

2. Отработана методика по калибровке чисел Хаунсфилда в реальную плотность кости, что позволит получать основные механические характеристики костных тканей пациента фактически в режиме реального времени.

3. Появляется возможность создания системы СТ/CAD/CAE/CAM, объединяющей технологические достижения нескольких популярных программ, для комплексного решения наиболее актуальных задач. Предлагаемая система СТ/CAD/CAE/CAM может быть использована челюстно-лицевыми хирургами, ортопедами-стоматологами, ортодонтами, в ортопедии позвоночника и суставов и т.п., позволяя моделировать любые элементы реконструкции, не вскрывая предварительно операционное поле.

### Список литературы

1. Чуйко А.Н. О возможностях биомеханического анализа с использованием современных компьютерных технологий. *ДенталЮг* 2009; 6: 50–55.
2. Чуйко А.Н., Шинчуковский И.А. Биомеханика в стоматологии: Монография. Харьков: Форт, 2010.
3. Bedzinski R. Biomechanika inzynierska: Zagadnienia wybrane. Oficyna Wydawnicza Politechniki Wroclawskiej. Wroclaw, 1997.
4. Соловьев М.М., Лисенков В.В., Демидова И.И. Биомеханические свойства тканей пародонта. *Стоматология* 1999; 18 (3): 61–67.