

Реда Али Халил

# ОБОСНОВАНИЕ МЕХАНИЗМОВ ОРТОДОНТИЧЕСКОГО ПЕРЕМЕЩЕНИЯ ЗУБОВ НА ОСНОВАНИИ КОНЕЧНО-ЭЛЕМЕНТНОГО МОДЕЛИРОВАНИЯ ПРОЦЕССОВ ПРИ ИЗГИБЕ ДУГИ ПЕРВОГО ПОРЯДКА

Харьковская медицинская академия последипломного образования,  
Харьков, Украина

УДК 616.314.2-089.23:001.891.57

Реда Али Халил

## ОБОСНОВАНИЕ МЕХАНИЗМОВ ОРТОДОНТИЧЕСКОГО ПЕРЕМЕЩЕНИЯ ЗУБОВ НА ОСНОВАНИИ КОНЕЧНО-ЭЛЕМЕНТНОГО МОДЕЛИРОВАНИЯ ПРОЦЕССОВ ПРИ ИЗГИБЕ ДУГИ ПЕРВОГО ПОРЯДКА

*Харьковская медицинская академия последипломного образования, Харьков, Украина*

Рассматриваются механизмы перемещения зубов в ортодонтии на основании раннего планирования с помощью метода конечно-элементного моделирования.

Автор приводит как обоснование усовершенствованного им метода, так и критически оценивает наработки в этой области ортодонтии. Его модель позволяет корректировать рациональность установки брекетов под разными углами, определять величины усилий и напряжений при смене дуг на разных стадиях ортодонтического процесса и т. п.

**Ключевые слова:** брекет, дуга первого порядка, метод конечно-элементного моделирования.

UDC 616.314.2-089.23:001.891.57

Reda Ali Khalil

## FOUNDATIONS FOR ORTHODONTIC TOOTH MOVEMENT MECHANISMS BASED ON FINITE-ELEMENT MODELING IN BENDING ARC FIRST ORDER

*Kharkov Medical Academy of Postgraduate Education, Kharkov, Ukraine*

**Purpose.** Determine the stresses for a layered structure with variable geometric characteristics at the present level of orthodontics using the finite element method.

**Methods.** In experimental model at the teeth 11, 12, 13, 14, 15, 21, 22, 23, 24 and 25 were mounted brackets, on teeth 16 and 26 — orthodontic tube. Dimensions of orthodontic apparatus components and the mechanical properties of materials with the appropriate parameters depends of production ORMCO company. Teeth, palate compact disc, braces and pipes were made of triangular finite elements (such TRIANG), and orthodontic arch — beam of finite elements (BEAM2D). The peculiarity of this model is the availability of the contact elements (GAP) between the points brackets and pipes on the one hand, and the points of the orthodontic arch, on the other side (the contact pairs). This approach allows us to consider orthodontic arch with any initial form of the arc in the plan.

**Results.** Our procedure and the model developed can account orthodontic arch impact force to the teeth, depending on the material and shape of the cross-sectional arc teeth particular deviation from the norm, in the presence of any defects in the location of individual teeth in a row (extension of the series reversal, etc.), with the mechanical properties of bone tissue in a particular patient depending on the sex, age, type of disease, setting accuracy brackets, etc. It suffices to say that the model reacts even to the gap amount in the recess bracket.

**Conclusions.** This approach is primarily theoretical. But in our view, this model helps to correct the rationality of the installation brackets at different angles, to determine the amount of effort and stress by changing arcs at different stages of orthodontic process, etc.

**Key words:** braces, the arc of the first order, the method of finite element modeling.

### Вступление

Среди большого числа задач, решаемых ортодонтией как разделом стоматологии, процесс перемещения зубов является основной, классической задачей. Подход к решению этой задачи изначально, на наш взгляд, должен строиться на базе глубокого биомеханического анализа, но проводится, как правило, поверх-

носно, без привлечения современных методов и средств [1].

Процесс ортодонтического перемещения зубов зависит не только от величины усилий, создаваемых ортодонтической дугой через систему брекетов, но, в основном, от распределения усилий, т. е. уровня напряжений, возникающих во всех элементах зубочелюстного сегмента. Задача эта чрезвычайно сложная, но



при современном уровне развития техники может быть решена достаточно корректно с использованием метода конечных элементов (МКЭ), который разработан для решения технических задач при анализе объектов со сложной структурой [2; 3].

В основе всех современных методик ортодонтического лечения лежит использование проволочных дуг, которые являются основной частью ортодонтического аппарата. Брекеты любой конструкции и прописи служат для передачи на зубы силового воздействия, возникающего за счет упругого изгиба предварительно преформированной дуги. Особое значение при этом имеет определение оптимальных ортодонтических сил в зависимости от конкретного лечебного случая [4].

На практике с целью упрощения весь процесс ортодонтического перемещения зубов условно разделяют на три составляющие: изгиб первого порядка, когда изгиб дуги происходит в горизонтальной плоскости, вызывая вестибулярно-оральное перемещение зуба; изгиб второго порядка, когда изгиб дуги происходит в вертикальной плоскости, вызывая интрузию/экструзию, т. е. вертикальное перемещение зуба; и изгиб третьего порядка (торк), когда происходит вращение зуба вокруг продольной оси [5]. Перестроение костных структур пародонта, примыкающих к перемещаемому зубу, происходит под действием напряжений, возникающих в системе. Определить их для слоистой структуры с переменными геометрическими характеристиками на современном уровне развития науки на современном этапе ортодонтии можно с использованием МКЭ, что и явилось **целью** настоящего исследования.

#### Материалы и методы исследования

На рис. 1 показана плоская конечно-элементная модель зубного ряда верхней челюсти человека, построенная с использованием масштабированных схем работы [6], которая взята в основу для указанных расчетов. Размеры всех зубов были выполнены параметризованными. На зубах 11, 12, 13, 14, 15, 21, 22, 23, 24 и 25 были установлены брекететы, на зубах 16 и 26 — ортодонтические трубки. Размеры всех элементов ортодонтического аппарата и механические свойства материалов согласовывались с соответствующими параметрами продукции фирмы ORMCO [7]. Зубы, небная компактная пластинка, брекететы и трубки были выполнены из треугольных конечных элементов (типа TRIANG), а ортодонтическая дуга — из балочных конечных элементов (типа BEAM2D). Особенность представленной модели — наличие контактных элементов (GAP) между точками брекетов и трубок, с одной стороны, и точ-

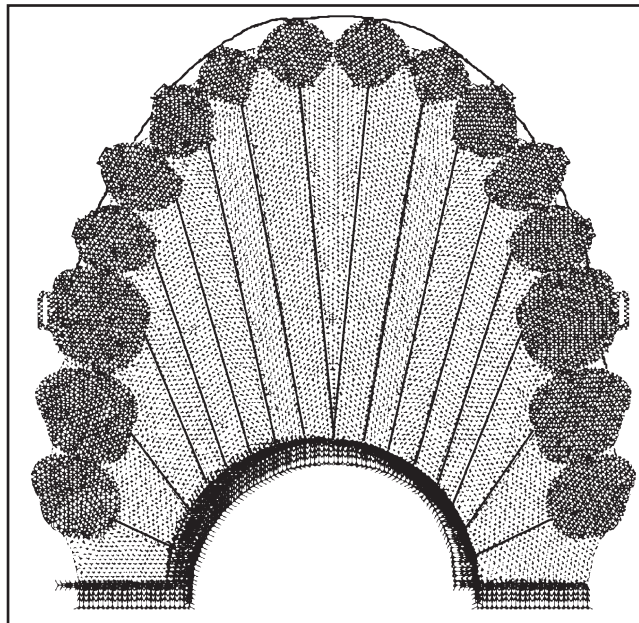


Рис. 1. Плоская модель ЗЧС с ортодонтической дугой

ками ортодонтической дуги — с другой (контактные пары). Этот подход позволяет рассмотреть ортодонтическую дугу с любой начальной формой дуги в плане.

#### Результаты исследования и их обсуждение

Весь процесс ортодонтического лечения может быть смоделирован как бы в обратном порядке: вначале рассмотрено напряженно-деформированное состояние (НДС) зубного ряда в норме (либо в конце любого этапа ортодонтического лечения, т. е. состояние, к которому предполагается прийти), а затем можно рассмотреть НДС зубного ряда с любыми дефектами (по расположению зубов) в начале этапа лечения, т. е. после наложения преформированной ортодонтической дуги. Заметим, что дуга в модели, представленной на рис. 1, несколько уже, чем ширина зубного ряда в норме.

Согласно основным параметрам конечно-элементной модели, число элементов компактной пластинки, моделирующей небную поверхность, соответствует конфигурации зубного ряда в норме. При наличии дефекта (выступа любого зуба наружу или вовнутрь) это число несколько изменяется.

Таким образом, разработанная конечно-элементная модель позволяет проводить анализ НДС в следующих случаях:

- при наличии любых дефектов расположения отдельных зубов в ряду (выдвижение из ряда, разворот и т. п.);
- первоначальная форма ортодонтической дуги может быть произвольной;
- изгибная жесткость дуги может быть произвольной, т. е. форма поперечного сечения и

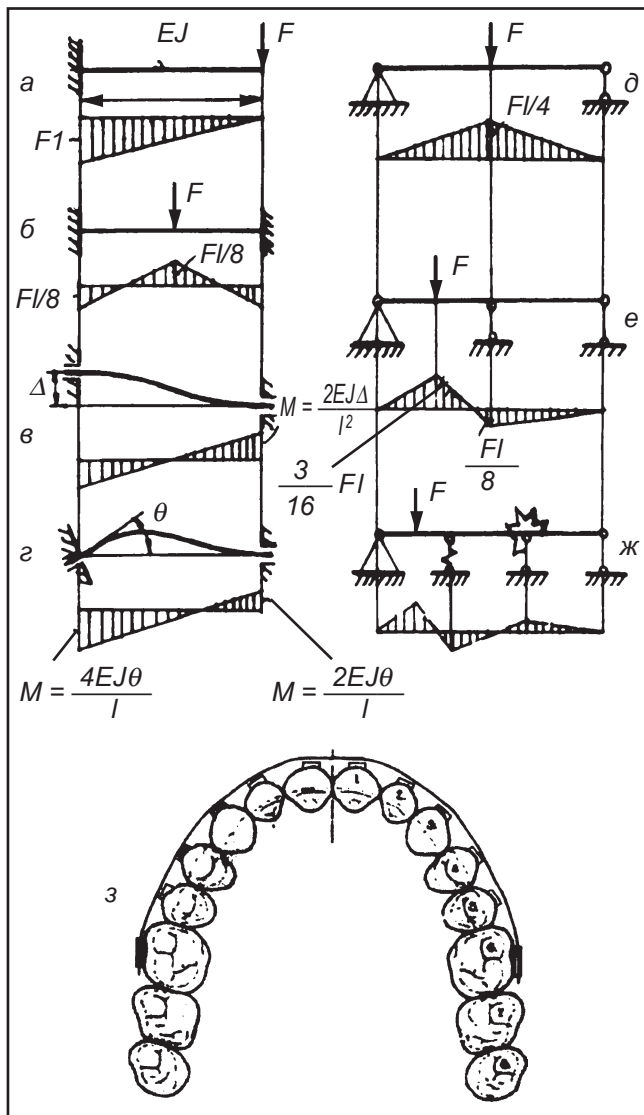


Рис. 2. Сопоставление различных расчетных схем с зубным рядом

механические характеристики материала принимаются соответствующими конкретному этапу лечения;

— механические свойства костных тканей конкретного пациента могут быть рассмотрены с учетом его пола, возраста и вида заболевания;

— учитывать зазор в пазу брекетов и трубок, а также трение между дугой и брекетом.

В простейшем случае элемент ортодонтической дуги может быть представлен в виде консольной балки либо балки, шарнирно закрепленной на двух опорах (рис. 2).

В действительности любой элемент ортодонтической дуги, в случае пренебрежения зазором в пазу брекета, может рассматриваться как балка с жестко защемленными концами (см. рис. 2, б) или как балка с промежуточной опорой (см. рис. 2, в). Такие задачи более сложные (так называемые статически неопределимые системы), для их решения в сопротивлении материалов используют специальные приемы.

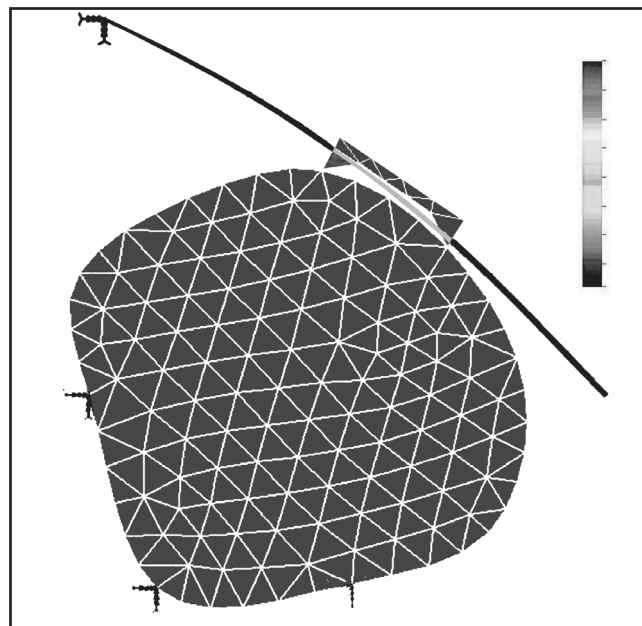


Рис. 3. Фрагмент модели зубного ряда

В качестве первого приближения рассмотрим более простую модель, включающую один зуб с брекетом и элемент ортодонтической дуги в виде консольно закрепленной балки (см. рис. 2, а).

Такая модель показана на рис. 3. Модель построена путем «изъятия» из более сложной модели (см. рис. 1) отдельных элементов и включает зуб (клык), закрепленный жестко в трех точках, смоделированных условно, и элемент дуги в виде защемленной на одном конце балки. В этом случае работа элемента ортодонтической дуги полностью соответствует простой расчетной схеме (см. рис. 2, а).

Наличие контактных элементов между точками дуги и поверхностями брекета делает задачу нелинейной, т. е. изгиб дуги до совмещения с прорезью брекета происходит за 10 шагов по времени (после 3 итераций). В контактном элементе возникают усилия нормальные и фрикционные (за счет трения).

Проведем расчеты, используя одну из простейших формул сопротивления материалов по определению перемещений консольной балки при изгибе. Рассмотрим элемент ортодонтической дуги между двумя брекетами длиной  $\lambda=3,92$  мм ( $\lambda^3=60,236$  мм<sup>3</sup>), выполненной из нержавеющей стали с модулем упругости  $E=1,91 \cdot 10^5$  МПа, диаметром  $d=0,016''=0,4064$  мм.

Геометрические характеристики поперечного сечения дуги:

$$A = \pi d^2/4 = 0,13 \text{ мм}^2 \text{ —}$$

площадь поперечного сечения;

$$J = \pi d^4/64 = 1,34 \cdot 10^{-3} \text{ мм}^4 \text{ —}$$

момент инерции поперечного сечения;

$$W = 2J/d = 6,59 \cdot 10^{-3} \text{ мм}^3 \text{ —}$$

момент сопротивления.



Тогда жесткость балки на изгиб  $EJ = 256 \text{ Нмм}^2$ .

В этом случае, приняв значение силы, полученное программой  $F_{\Sigma} = 1,777 \text{ Н}$ , легко определить перемещения по формуле (1):

$$\Delta = \frac{F l^3}{3EJ} = \frac{1,777 \cdot (3,92)^3}{3 \cdot 1,91 \cdot 10^5 \cdot 1,34 \cdot 10^{-3}} = 0,139 \text{ мм.} \quad (1)$$

Из сравнения результатов определения перемещений программой и по формулам сопротивления материалов видно, что программа перемещения вычисляет достаточно точно.

Следующий блок выходных данных отражает величины реакций, возникающих в опорных точках системы. Легко подсчитать (как сумму квадратов проекций в узлах 19, 25, 31), что суммарная реакция  $R = 1,789 \text{ Н}$ , т. е. результат практически совпадает с суммарным усилием в контактной паре, вычисленным выше. Некоторое отличие можно объяснить тем, что программа все вычисления выполняет по деформированной схеме (т. е. более точно), а ручные расчеты проводятся по недеформированной схеме. Здесь же приводится значение реакций в заземленном конце балки. Мы отметим значение  $R_3 = 6,9592 \text{ Нм}$ , которое отражает величину момента в заделке балки.

Наконец, определим момент в заделке балки по простейшей формуле (2):

$$M = Fl = 1,777 \cdot 3,92 = 6,966 \text{ Нм.} \quad (2)$$

Повторим эти же расчеты для двух наиболее характерных расчетных случаев при условии известной величины изгиба дуги  $\Delta = 1 \text{ мм}$  (после ее установки в брекеты).

Для консольной балки сила (см. рис. 2, а), изгибающий момент и напряжения от изгиба определяются по формулам (3) и (4):

$$F = \frac{\Delta 3EJ}{l^3} = \frac{1 \cdot 3 \cdot 256}{60,236} = 12,75 \text{ Н,} \quad (3)$$

$$M = Fl = 49,98 \text{ Нмм}; \quad (4)$$

$$\sigma = M/W = 7,58 \cdot 10^3 \text{ Н/мм}^2.$$

Для балки на двух опорах (см. рис. 2, д) длиной  $l_{\Sigma} = 2l = 7,84 \text{ мм}$  — по формулам (5) и (6):

$$F = \frac{\Delta 48EJ}{l^3} = \frac{1 \cdot 48 \cdot 256}{481,89} = 25,5 \text{ Н,} \quad (5)$$

$$M = Fl/4 = 18,96 \text{ Нмм};$$

$$\sigma = M/W = 2,88 \cdot 10^2 \text{ Н/мм}^2. \quad (6)$$

Этот расчетный случай, на наш взгляд, достаточно близок к реальной ситуации, возникающей после установки дуги в брекеты (см. рис. 2).

Таким образом, величины усилий для дуг в более сложных расчетных случаях соизмеримы. Кроме того, следует учитывать, что все применяемые формулы справедливы для прямой балки, а не для арки. На основе этого анализа можно ставить вопрос о целесообразности дуги 0,016 дюйма на начальном этапе лечения при необходимых перемещениях 1 мм.

После этого достаточно подробного сравнительного анализа упрощенной конечно-элементной модели (см. рис. 3) можно вернуться к «полной» модели, представленной на рис. 1.

На рис. 4, а показаны исходная модель и поля напряжений при последовательном увеличении отклонения зуба (клыка) от нормы. Поле напряжений, изображенное на рис. 4, б соответствует отклонению 0,5 мм и на рис. 4, в — отклонению, равному 1 мм.

Для упрощения процесса моделирования при разработке схемы (см. рис. 4) использован принцип симметрии, т. е. создавалась только одна половина зубного ряда, а вторая получена путем копирования. Поэтому и при введении дефекта принцип симметрии сохранялся, что и представлено на рис. 4, б, в. Мы сознательно не комментируем диаграммы полей напряжений (расположены справа), т. к. считаем, что эти результаты, в первую очередь, дают качественную картину, хотя и выраженную численно.

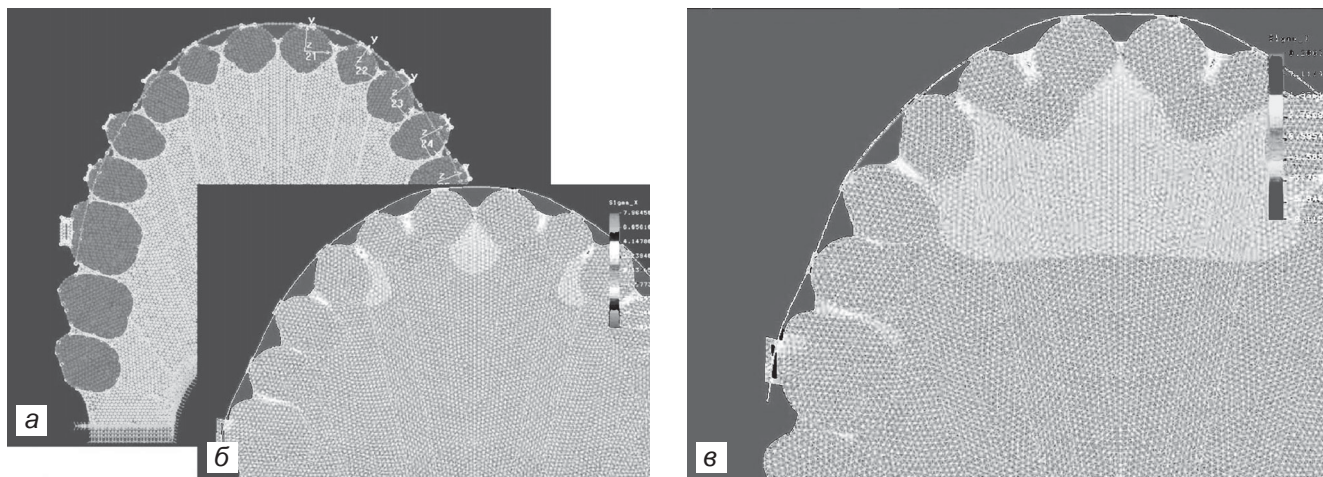


Рис. 4. Исходная модель (а) и поля напряжений при последовательном увеличении отклонения зуба от нормы (б, в)

## Выводы

Рассмотренная методика и разработанные модели позволяют учесть усилия воздействия ортодонтической дуги на зубы в зависимости от материала и формы поперечного сечения дуги; конкретное отклонение зубов от нормы, при наличии любых дефектов расположения отдельных зубов в ряду (выдвижение из ряда, разворот и т. п.); с учетом механических свойств костных тканей конкретного пациента в зависимости от его пола, возраста и вида заболевания; точности установки брекетов и т. п. Достаточно сказать, что модель реагирует даже на величину зазора в пазу брекета.

Конечно, этот подход носит, в первую очередь, теоретический характер. Но уже эта модель, на наш взгляд, позволит корректировать рациональность установки брекетов под разными углами, определять величины усилий и напряжений при смене дуг на разных стадиях ортодонтического процесса и т. п.

## ЛИТЕРАТУРА

1. Sonnesen L. Jaw-motor effects of experimental jaw-muscle pain and stress in patients with deep bite and matched control subjects / L. Sonnesen, P. Svensson // *Arch Oral Biol.* – 2013. – N 58 (10). – P. 1491–1497.
2. Geramy A. Optimization of unilateral molar rotation correction by a trans-palatal bar: a three-dimensional analysis using the finite element method / A. Geramy, T. Etezaadi // *J Orthod.* – 2013. – N 40 (3). – P. 197–205.
3. Чуйко А. Н. Биомеханика в стоматологии / А. Н. Чуйко, И. А. Шинчуковский. – Х. : Изд-во «Форт», 2010. – 468 с.
4. Evaluation of the friction force generated by monocristalyne and policristalyne ceramic brackets in sliding mechanics / R. F. Pimentel, R. S. Oliveira, M. G. Chaves [et al.] // *Dental Press J Orthod.* – 2013. – N 18 (1). – P. 121–127.

5. An experimental study of arch perimeter and arch width increase with mandibular expansion: a finite element method / Baswaraj, M. Jayasudha, C. Patil [et al.] // *J Contemp Dent Pract.* – 2013. – N 14 (1). – P. 104–110.

6. Bond strength of 4 Metaacrylic resin denture base to cobalt chromium alloy / I. E. Jacobsen, I. Chai Chang, P. P. Keri, L. G. Watanabe // *J. of Prosthetic Dent.* – 1988. – N 60. – P. 570–576.

7. Comparison of the dimensional accuracy of injection – molded denture base materials to that of conventional pressure pack acrylic resin / A. Parvizi, T. Lindquist, R. Schneider [et al.] // *Journal of prosthodontics.* – 2004. – Vol. 13, N 2. – P. 83–89.

## REFERENCES

1. Sonnesen L., Svensson P. Jaw-motor effects of experimental jaw-muscle pain and stress in patients with deep bite and matched control subjects. *Arch Oral Biol.* 2013; 58 (10): 1491-1497.
2. Geramy A., Etezaadi T. Optimization of unilateral molar rotation correction by a trans-palatal bar: a three-dimensional analysis using the finite element method. *J Orthod.* 2013; 40 (3): 197-205.
3. Chuyko A.N., Shinchukovskiy I.A. Biomechanika v stomatologii [Biomechanics in dentistry]. Kharkiv, Fort, 2010. 468 p.
4. Pimentel R.F., Oliveira R.S., Chaves M.G. et al. Evaluation of the friction force generated by monocristalyne and policristalyne ceramic brackets in sliding mechanics. *Dental Press J Orthod.* 2013; 18 (1): 121-127.
5. Baswaraj, Hemanth M., Jayasudha, Patil C. et al. An experimental study of arch perimeter and arch width increase with mandibular expansion: a finite element method. *J Contemp Dent Pract.* 2013; 14 (1): 104-110.
6. Jacobsen I.E., Chai Chang I., Keri P.P., Watanabe L. G. Bond strength of 4 Metaacrylic resin denture base to cobalt chromium alloy. *J. of Prosthetic Dent.* 1988; 60: 570-576.
7. Parvizi A., Lindquist T., Schneider R. et al. Comparison of the dimensional accuracy of injection — molded denture base materials to that of conventional pressure pack acrylic resin. *Journal of prosthodontics* 2004; 13 (2): 83-89.

Поступила 26.09.2013

УДК 616.24-002-053.2-08-039.57

Т. В. Спичак

# СОВРЕМЕННЫЕ ВОЗМОЖНОСТИ ЭФФЕКТИВНОГО ЛЕЧЕНИЯ ВНЕБОЛЬНИЧНОЙ ПНЕВМОНИИ У ДЕТЕЙ В АМБУЛАТОРНЫХ УСЛОВИЯХ

ГБОУ ВПО «Первый Московский государственный медицинский университет им. И. М. Сеченова», Москва, Российская Федерация

УДК 616.24-002-053.2-08-039.57

Т. В. Спичак

## СОВРЕМЕННЫЕ ВОЗМОЖНОСТИ ЭФФЕКТИВНОГО ЛЕЧЕНИЯ ВНЕБОЛЬНИЧНОЙ ПНЕВМОНИИ У ДЕТЕЙ В АМБУЛАТОРНЫХ УСЛОВИЯХ

ГБОУ ВПО «Первый Московский государственный медицинский университет им. И. М. Сеченова», Москва, Российская Федерация

Цель статьи — обсудить современные рекомендации по внебольничной пневмонии у детей для улучшения диагностики и повышения эффективности антибактериальной терапии пневмонии в амбулаторных условиях.

