

ОРТОПЕДИЧНИЙ РОЗДІЛ

УДК 616.314.16:616.716.85]-018.2:616.314-76-77

**С. І. Дорошенко¹, д. мед. н., С. В. Ірха¹,
Н. Н. Тормахов²**

¹ Київський медичинський університет УАНМ

² Інститут механіки НАН України імені С.П. Тимошенко

**ИЗУЧЕНИЕ НАПРЯЖЕННО-
ДЕФОРМИРОВАННОГО СОСТОЯНИЯ
ПЕРИОДОНТА ЗУБА С РАЗРУШЕННОЙ
БИФУРКАЦИЕЙ ПОСЛЕ ОРТОПЕДИЧЕСКОГО
ЛЕЧЕНИЯ**

Проведен анализ напряженно-деформированного состояния периодонта зуба с разрушенной бифуркацией после ортопедического лечения с сохранением его корней.

Показано, что усилия жевания вызывают появление в тканях периодонта касательных и нормальных напряжений. Касательные напряжения распределены равномерно, а нормальные напряжения - неравномерно по поверхности периодонта. Максимальные нормальные напряжения локализованы в направлении действия усилия жевания в шейке и вершине корня и превышают по своей величине касательные напряжения.

Ключевые слова: протезирование, периодонт, бифуркация, усилие жевания, напряжения.

С. І. Дорошенко¹, С. В. Ірха¹, М. М. Тормахов²

¹ Київський медичинський університет УАНМ, м. Київ

² Інститут механіки НАН України імені С.П. Тимошенко

**ВИВЧЕННЯ НАПРУЖЕНО-ДЕФОРМОВАНОГО
СТАНУ ПЕРИОДОНТА ЗУБА ЗІ ЗРУЙНОВАНОЮ
БІФУРКАЦІЄЮ ПІСЛЯ ОРТОПЕДИЧНОГО
ЛІКУВАННЯ**

Проведено аналіз напружено-деформованого стану періодонта зуба зі зруйнованою біфуркацією після ортопедичного лікування із збереженням його коренів.

Показано, що зусилля жування викликають появу в тканинах періодонта дотичних і нормальних напружень. Дотичні напруження розподілені рівномірно, а нормальні - нерівномірно по поверхні періодонта. Максимальні нормальні напруження локалізовані в напрямку дії зусилля жування у шийці й вершині кореня та перевищують по своїй величині дотичні напруження.

Ключові слова: протезування, періодонт, біфуркація, зусилля жування, напруження.

S.I. Doroshenko¹, S.V. Irkha¹, M.M. Tormakhov²

¹ Kyiv Medical University of UAFM

² Institute of Mechanics, National Academy of Sciences of Ukraine af. S.P.Tymoshenko

**STUDY OF STRESS-STRAIN STATE
PERIODONTAL TOOTH DESTRUCTION
OF THE BIFURCATION AFTER ORTHOPEDIC
TREATMENT**

ABSTRACT

The analysis of stress-strain state of periodontal tooth destroyed bifurcation after orthopedic treatment to preserve its roots.

It was shown that chewing forces cause the appearance of periodontal tissue shear and normal stresses. Shear stresses are

evenly distributed, and the normal stresses - on the uneven surface of the periodontal. The maximum normal stresses are localized in the direction of the force of chewing in the neck and the top of the root and exceed in magnitude shear stresses.

Key words: dentures, periodontal, bifurcation, chewing effort, stress.

Актуальность. Самым распространенным заболеванием современного человека является кариес, который по интенсивности подразделяется на простой или осложнённый. При осложнённом кариесе многокорневых зубов разрушение коронки зуба может достигать зоны бифуркации корней. Наиболее распространенным способом лечения зубов в этом случае является удаление поврежденного зуба с компенсацией дефекта зубного ряда путем установки мостовидного протеза [1].

Недостатком этого способа лечения является функциональная перегрузка опорных зубов, на которых фиксируют мостовидные протезы. Причиной перегрузки опорных зубов является то, что опорные зубы принимают нагрузки не только со стороны зубов-антагонистов, но и от искусственных зубов протеза. Перегрузка приводит к нарушению динамического равновесия биологической системы опорных зубов и их потере.

Нами была предложена методика лечения зубов с разрушенной бифуркацией [2], которая базируется на сохранении и использовании для ортопедического лечения корней зуба с разрушенной бифуркацией. Лечение таких зубов согласно предложенной методике производится путем удаления поврежденных тканей зуба, разъединения корней, электрофульгурационной обработки мягких патологически измененных тканей в зоне бифуркации, эндодонтической подготовки корневых каналов и фиксации в них культевых вкладок. Лечение завершается установкой ортопедической конструкции.

Результаты ортопедического лечения пациента зависят от величины функциональных жевательных нагрузок зубочелюстного аппарата. Силовая цепь, по которой передается жевательное усилие, включает верхнюю и нижнюю челюсти, зубы, а также ткани периодонта. Основной функцией периодонта является удержание зуба и равномерная передача жевательной нагрузки от зуба к челюсти. Так как по сравнению с костью челюстей и зуба ткани периодонта являются менее прочными и жесткими, то мы исследовали напряжения от жевательной нагрузки в этих тканях. Механические напряжения, т.е. усилия, отнесенные к единице площади тканей периодонта, не должны быть слишком большими или очень малыми. Умеренные напряжения в этих тканях приносят положительный эффект за счет стимуляции в них обменных процессов.

Цель и задача исследования. Целью и задачей данного исследования является анализ напряженного состояния тканей периодонта зуба подверженного ортопедическому лечению согласно предложенной в [2] методике.

Материал и методы. При разработке новых методов ортопедического лечения применяются методы механико-математического моделирования [3-5]. Такое моделирование позволяет эффективно создавать, обосновать и внедрять в медицинскую практику новые методики стоматологии. В данной работе проведено моделирование напряженно-деформированного

состояния периодонта моляра нижней челюсти с разрушенной бифуркацией. Исследование проводилось методами теоретической механики и механики сплошной среды. При определении напряженного состояния приняты гипотезы механики деформируемого твердого тела о сплошности, однородности и изотропности тканей периодонта. Сделаны также предположения о том, что ткани периодонта обладают свойствами идеальной упругости, работают только на сжатие, а корень зуба имеет цилиндрическую форму круглого поперечного сечения.

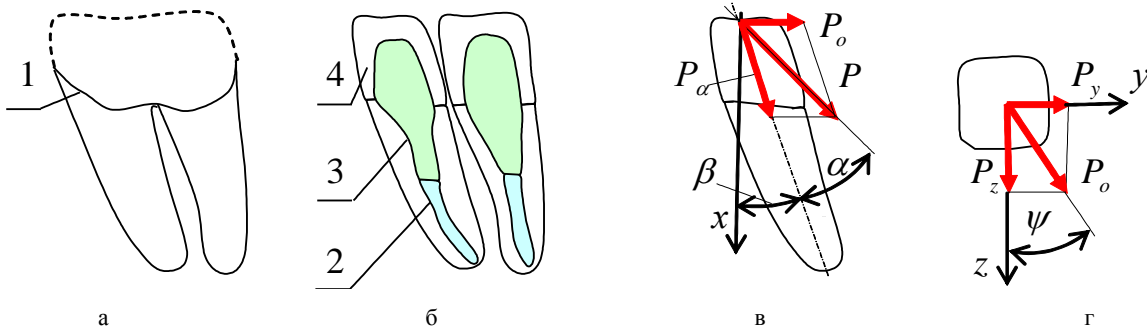


Рис. 1. Лечение зубов с поврежденной бифуркацией.

Результаты исследования. Исследуем напряженное состояние периодонта корней первого нижнего моляра после лечения по методике [2].

На рис. 1 а представлен зуб, область 1 поражения кариесом которого достигла зоны бифуркации корней. На рис. 1 б изображен тот же зуб после лечения, которое включало удаление поврежденных тканей, разъединение корней, электрофульгурационную обработку мягких патологически измененных тканей в зоне бифуркации и эндодонтическую подготовку корневых каналов 2. На корни были установлены культевые вкладки 3 и искусственные коронки 4.

Разложение усилия жевания на составляющие. В процессе пережевывания пищи нижняя челюсть совершает сложные пространственные перемещения. Сложность этих перемещений и пространственная конфигурация окклюзионных поверхностей моляров является причиной того, что вектор нагрузки P , действующий на зуб со стороны пищевого комка, меняет свою величину и направление. Усилие P , воздействующее на окклюзионную поверхность зуба, направлено под некоторым углом α к оси корня (рис. 1 в). Сама ось корня зуба в силу анатомических особенностей пациента отклонена от перпендикуляра к окклюзионной плоскости на угол β .

Силу P можно разложить на составляющие, одна из которых - P_α действует в направлении оси зуба, а другая - P_o находится в окклюзионной плоскости. Величины составляющих P_α и P_o можно определить по следующим формулам:

$$P_\alpha = \frac{P \cos(\alpha + \beta)}{\cos \beta}; P_o = \frac{P \sin \alpha}{\cos \beta}, \quad (1)$$

Составляющая усилия жевания P_o направлена под углом ψ к лингвально-вестибулярному направ-

лению (рис. 1 г). Разложим P_o на составляющие, действующие в лингвально-вестибулярном P_z и медиально-дистальном P_y направлениях:

$$P_z = \frac{P \sin \alpha \cos \psi}{\cos \beta}, P_y = \frac{P \sin \alpha \sin \psi}{\cos \beta}. \quad (2)$$

Таким образом, мы разложили усилие жевания P , на составляющие P_α, P_z, P_y . Определим напряжения, которые вызывают в тканях периодонта каждая из этих составляющих.

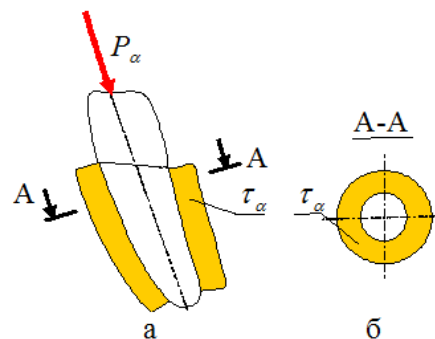


Рис. 2. Распределение напряжений τ_α в тканях периодонта от действия осевой составляющей усилия жевания P_α в направлении оси зуба (а) и в окружном направлении (б).

Напряжения в тканях периодонта от действия осевой составляющей P_α .

Сила P_α вызывает в тканях периодонта касательные напряжения τ_α [6]. Так как жесткость зуба значительно превышает жесткость тканей периодонта, то

можно считать, что касательные напряжения τ_α , равномерно распределяются по поверхности корня зуба как вдоль его оси (рис. 2 а) так и в окружном направлении (рис. 2 б). Величину напряжений τ_α можно определить согласно формуле [6]:

$$\tau_\alpha = P_\alpha / S, \quad (3)$$

Где S – площадь поверхности корня зуба.

Действие составляющей усилия жевания P_γ .

Составляющая усилия жевания P_γ , вызывает поступательное перемещение и наклон зуба в медиально-дистальной плоскости. Под действием составляющей P_γ коронка зуба прижимается к коронке соседнего по зубному ряду зуба. Таким образом, нагрузка P_γ воспринимается зубами зубного ряда, расположенными в направлении вектора P_γ . При этом корень моляра, на который действует составляющая P_γ , частично разгружается от действия этой нагрузки. Руководствуясь этим рассуждением, будем считать, что составляющая P_γ вызывает такие напряжения в периодонте, величиной которых можно пренебречь.

Напряжения в тканях периодонта от действия составляющей P_z .

Усилие жевания P_z приложено к окклюзионной поверхности зуба в вестибулярно-лингвальном на-

правлении. Согласно методу Пуансо [7] действие силы P_z можно заменить статически эквивалентной системой, включающей силу $P'_z = P_z$, вектор которой проходит параллельно P_z через центр сопротивления корня, и крутящий момент M_y , определяемый по следующей формуле:

$$M_y = P_z(h+l/2), \quad (4)$$

Где h – высота коронки зуба, l – длина корня. Так как сила P'_z приложена к центру сопротивления корня, то она вызывает поступательное смещение зуба в направлении оси Z [3] и появление нормальных напряжений σ_p в тканях периодонта. Напряжения σ_p от действия силы P'_z в направлении оси корня изменяться не будут (рис. 3 а), но будут распределены неравномерно в окружном направлении [8]. Допустим, что нормальные напряжения в окружном направлении изменяются согласно зависимости [3]:

$$\sigma_p = \sigma_{p0} \cos \varphi, \quad (5)$$

где φ – угол ориентации элемента поверхности корня относительно оси Z , σ_{p0} – максимальное значение напряжения при $\varphi = 0$.

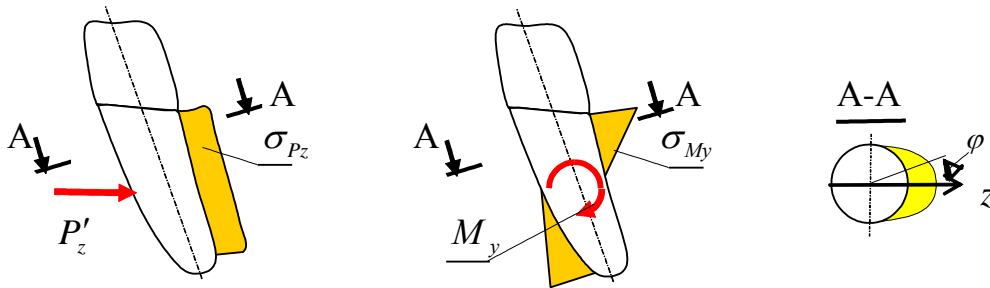


Рис. 3. Распределение напряжений от действия силы P'_z (а), момента M_y (б) в осевом направлении; распределение напряжений от действия P'_z (а) и M_y в окружном направлении (в).

На рис. 3 в дана схема распределения напряжений в окружном направлении от действия силы P'_z . Проинтегрировав напряжения σ_p по поверхности корня зуба получим следующее выражение для усилия P'_z :

$$P'_z = \iint_S \sigma_p dS = \int_{-\pi/2}^{\pi/2} \sigma_{p0} \cos \varphi d\varphi \int_{-l/2}^{l/2} z(x) dx, \quad (6)$$

где $dS = z(x) d\varphi dx$ – элемент поверхности корня с координатами $(x; \varphi)$, $z(x)$ – зависимость, описывающая форму меридиана поверхности корня. В силу сделанного нами выше предположения о том, что корень зуба имеет форму цилиндра диаметром D , получим:

$$z(x) = D/2. \quad (7)$$

Выражение (6) после интегрирования с учетом (7) будет иметь вид:

$$P'_z = \sigma_{p0} l D. \quad (8)$$

Крутящий момент M_y поворачивает зуб относительно оси γ и вызывает появление нормальных напряжений σ_M в тканях периодонта, которые изменяются как в осевом, так и в окружном направлениях. При этом зависимость нормальных напряжений σ_M в силу нашего предположения о идеальной упругости тканей периодонта будет иметь вид:

$$\sigma_M = \sigma_{M0} \cos \varphi = kx \cos \varphi, \quad (9)$$

где $\sigma_{M0} = kx$ – напряжения, возникающие от действия крутящего момента M_y в точке с координатами $\varphi = 0$, k – постоянный коэффициент. Проинтегрировав напряжения σ_M по поверхности корня с учетом (7) получим:

$$M_y = \iint_S \sigma_M dS = \int_{-\pi/2}^{\pi/2} k \cos \varphi d\varphi \int_{-l/2}^{l/2} D x^2 dx = k l D^3 / 12 \quad (10)$$

Суммарные максимальные напряжения от действия жевательной нагрузки. Из (9) можно видеть,

что максимальные напряжения в тканях периодонта от действия функциональной жевательной нагрузки возникают в шейке и апикальной области корня зуба. Так как на идеально упругие материалы можно распространить принцип независимости действия сил [6], максимальные нормальные напряжения σ_{MAX} в тканях периодонта будут равны сумме максимальных напряжений от действия P'_z и M'_y :

$$\sigma_{MAX} = \sigma_{P0} + \sigma_{M0} \tag{11}$$

Выразив напряжения σ_{P0} , σ_{M0} через P_z и после преобразования полученного выражения с учетом равенств (4)-(10) получим:

$$\sigma_{MAX} = \frac{P_z}{Dl} \left(4 + \frac{6h}{l} \right) \tag{12}$$

Таким образом, мы можем видеть, что величина максимальных нормальных напряжений зависит от усилия P_z , высоты коронки зуба h , а также длины l и диаметра D его корня.

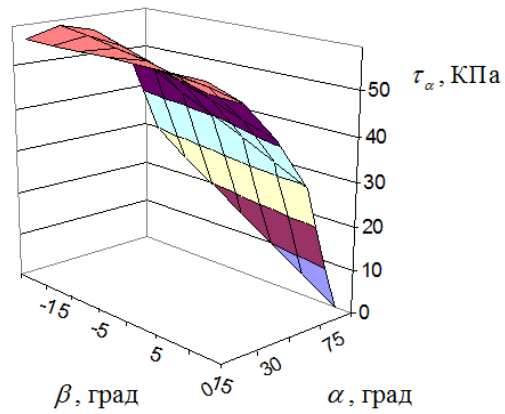


Рис. 4. Касательные напряжения τ_α , при разных углах β наклона корня и углах наклона α вектора жевательного усилия P .

Таблица 1

Касательные напряжения τ_α , КПа при $P = 10$ Н и разных углах наклона корня β и вектора жевательного усилия α

		α , град				
		0	15	30	45	75
β , град	-15	56,8	58,8	56,8	51	29,4
	-10	56,8	57,5	54,2	47,3	24,4
	-5	56,8	56,2	51,7	43,7	19,5
	0	56,8	54,9	49,2	40,2	14,7
	5	56,8	53,6	46,7	36,7	9,9
	10	56,8	52,3	44,2	33,1	5
	15	56,8	51	41,6	29,4	0

Таблица 2

Максимальные нормальные напряжения σ_{MAX} , КПа при разных углах наклона корня β и углах наклона α вектора жевательного усилия $P = 10$ Н

		α , град				
		0	15	30	45	75
β , град	-15	0	334,9	647	915,1	1250
	-10	0	328,5	634,6	897,5	1226
	-5	0	324,8	627,4	887,3	1212
	0	0	323,5	625	883,9	1207,4
	5	0	324,8	627,4	887,3	1212
	10	0	328,5	634,6	897,5	1226
	15	0	334,9	647	915,1	1250

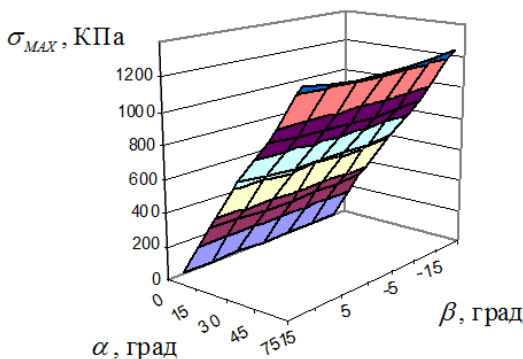


Рис. 5. Максимальные нормальные напряжения σ_{MAX} , при разных углах β наклона корня и углах наклона α вектора жевательного усилия P

Рассчитаем величину максимальных касательных и нормальных напряжений по формулам (3), (12) при различных углах наклона жевательного усилия α и наклона корня β , при величине жевательного усилия $P = 10$ Н. Так как мы пренебрегали действием усилия P_y , что в силу (2) эквивалентно равенствам $\Psi = 0$ и $P_o = P_z$. В расчете согласно [9] полагали, что $h = 7$ мм, $l = 14$ мм, $D = 4$ мм. В таблице 1 и на рис. 4 представлены результаты расчета касательных напряжения τ_α , а в таблице 2 и на рис. 5 – результаты расчета максимальных нормальных напряжений σ_{MAX} при $P = 10$ Н, разных углах наклона корня β и вектора жевательного усилия α .

Результаты расчета, представленные в таблице 1 показали, что касательные напряжения τ_α убывают с увеличением углов наклона α вектора жевательного усилия α и наклона корня β .

Из данных таблицы 2 можно видеть, что максимальные нормальные напряжения растут с увеличением угла наклона α вектора жевательного усилия P , а минимум нормальных напряжений наблюдается, когда корень зуба расположен вертикально ($\beta = 0$ град).

Расчеты также показали, что максимальные нормальные напряжения σ_{MAX} значительно превышают по своей величине касательные напряжения τ_α , и это явление особенно ощутимо при больших углах наклона жевательного усилия относительно оси корня зуба. Указанное явление особенно проявляется в случае, если отдельно стоящие зубы имеют укороченный корень или периодонт ослаблен заболеваниями. Зубы с укороченным или ослабленным заболеваниями корня желателен блокировать с соседними зубами, чтобы распределить на них жевательную нагрузку.

Выводы. Проведенные исследования показали, что в процессе пережевывания пищи вектор жевательной нагрузки меняет свою величину и направление. Жевательное усилие при этом можно разложить на составляющие, действующие вдоль оси зуба, в мезиально-дистальном и в вестибулярно-лингвальном направлениях.

Составляющая усилия жевания, направленная вдоль оси зуба, вызывает появление касательных напряжений, равномерно распределенных по поверхности корня зуба. Касательные напряжения убывают с увеличением углов наклона вектора жевательного усилия и наклона корня зуба.

Усилие жевания, ориентированное в мезиально-дистальном направлении, прижимает зуб к соседним в зубном ряду зубам, расположенным в направлении действия этой силы. При анализе напряженно-деформированного состояния тканей периодонта этой нагрузкой пренебрегали.

Усилие жевания, приложенное к коронке зуба в вестибулярно-лингвальном направлении, вызывает поступательное смещение, поворот зуба и нормальные напряжения в тканях периодонта. Максимальные нормальные напряжения в тканях периодонта возникают при этом в шейке и апикальной области корня зуба. Величина этих напряжений зависит от величины жевательного усилия, высоты коронки зуба и размеров его корня. Нормальные напряжения растут с увеличе-

нием угла наклона вектора жевательного усилия и наклона корня зуба.

Расчеты показали, что при углах наклона жевательного усилия больше 15 град. максимальные нормальные напряжения значительно превышают по своей величине касательные напряжения

Список литературы

1. Терапевтична стоматологія. Т.2: Карієс. Пульпіт. Періодонтит. Ротовий сепсис / [Данилевський М. Ф., Борисенко А. В., Політун А. М., Сідельникова Л.Ф.] – Київ: Здоров'я, 2010. – 451 с.
2. Патент на корисну модель, Україна 101796, МПК А61С 9/00, А61С 5/10. Спосіб компенсації дефекту коронки зуба при зруйнованій біфуркації / Ірха С.В., Черепинський О.А., Стороженко А.В.; заявл. 29.04.2015; опубл. 25.09.2015, Бюл. №18.
3. Неспрядько В.П. Напружений стан тканин періодонта опорних зубів / В. П. Неспрядько, В. А. Орлов, Н. Н. Тормахов // Современная стоматология. – 2005. – № 3. – С. 137-140.
4. Биомеханика и компьютерные технологии в челюстно-лицевой ортопедии и дентальной имплантологии / [А.Н. Чуйко, М.М. Угрин, Левандовский Р. А. и др.]. – Львов: ГалДент, 2014. – 350 с.
5. Чуйко А.Н. Биомеханика в стоматологии. X. / А. Н. Чуйко, И. А. Шинчуковский. – Харьков: Форт, 2010. – 468 с.
6. Беляев Н.М. Сопrotivление материалов / Беляев Н. М. – М.: Физматгиз, 1968. – 855 с.
7. Кильчевский Н.А. Теоретическая механика. / Кильчевский Н.А. – М: Наука, 1977. – 480 с.
8. Проффит У.Р. Современная ортодонтия / Проффит У.Р. – М: МЕДпресс-информ, 2006. – 560 с.
9. Гайворонский И.В. Анатомия зубов человека / И. В. Гайворонский, Т. Б. Петрова. - СПб: ЭлбисПб, 2005. – 56 с.

REFERENCES

1. Danilevskiy M.F., Borisenko A.V., Polıtun A.M., Sidelnikova L.F. *Terapevtichna stomatologiya. T.2: Karies. Pulpit. Periodontit. Rotoviy sepsis.* [Therapeutic dentistry. Vol.2: Caries. Pulpit. Periodontitis. Oral sepsis]. Kyiv: Zdorov'ya, 2010: 451.
2. Irkha S. V., Cherepinskiy O.A., Storozhenko A. V. Patent na korysnu model', Ukrain'a 101796, MPK A61C 9/00, A61C 5/10. Sposib kompensacii' defektu koronky zuba pry zruynovaniy bifurkacii' [The method of compensation defect crown at the shattered bifurcation. Patent of Ukraine 101796. IPC (2015) A61C 9/00, A61C 5/10. Application number u 201504189]. Date of filling: 29.04.2015. Publ.: 25.09.2015. Bul. №18.
3. Nespryadko V.P., Orlov V.A., Tormakhov N.N. Stressed state of periodontal tissues supporting the teeth. Kyiv. *Sovremennaya stomatologiya*, 2005; 3: 137-140.
4. Chuyko A. N., Ugrin M. M., Levandovskiy R. A., Kalinovskiy D. K., Alymbaev R. S. *Biomekhanika i kompyuternye tekhnologii v chelyustno-litsevoy ortopedii i dentalnoy implantologii* [Biomechanics and computer technology in maxillofacial orthopedics and dental implantology]. Lviv, GalDent, 2014: 350.
5. Chuyko A.N., Shinchukovskiy I.A. *Biomekhanika v stomatologii* [Biomechanics in dentistry]. Kharkiv: Fort, 2010: 468.
6. Belyaev N.M. *Soprotivlenie materialov* [Strength of materials]. Moskva: Fizmatgiz, 1969: 855.
7. Kilchevskiy N.A. *Teoreticheskaya mekhanika* [Theoretical mechanics]. Moskva: Nauka, 1977: 480.
8. Proffit U.R. *Sovremennaya ortodontiya* [Modern orthodontics]. Moskva: MedPress-inform, 2006: 560.
9. Gayvoronskiy I.V., Petrova T.B. *Anatomiya zubov cheloveka* [Anatomy of human teeth]. Saint Petersburg: ElbiSPb, 2005: 56.

Поступила 27.05.16

