

практике / М. В. Анисимов, Л. В. Анисимова, О. В. Деньга // Вестник стоматологии. – 2011. – № 2. – С. 108-110.

13. Пат. 86415 Україна, МПК (2007) А 61 С 13/00. Спосіб моделювання «рухомого» альвеолярного гребня безпосередньо в ротовій порожнині / Данилюк О. П. – № 2006 13047; заявл. 11.12.2006; опубл. 27.04.2009. – Бюл. № 8.

14. Кулаженко В. И. Биогельное протезирование / В. И. Кулаженко, С. С. Березовский – Киев : Здоров'я, 1975. – 16 с.

15. Пат. 73747 Україна, МПК А 61 С 13/00. Спосіб ізоляції кісткових виступів щелеп безпосередньо в ротовій порожнині спонгіозною внутрішньо кістковою анестезією ультракаїном Д-С / Данилюк О. П. – № 2002032118; заявл. 18.03.2002; опубл. 15.09.2005, – Бюл. № 9.

Поступила 25.06.12



УДК 616-089.843+616.31-089.2(48)

**Е. И. Семенов, к. мед. н., В. А. Лабунец, д. мед. н.,
Н. Г. Сурьянинов, д. тех. н.,
О. Н. Сенников, к. мед. н.**

ГУ «Институт стоматологии НАМН Украины»

БИОМЕХАНИЗМ САМОРАСКРУЧИВАНИЯ ВИНТА, СОЕДИНЯЮЩЕГО ИМПЛАНТАТ И АБАТМАН С ФИКСИРУЕМОЙ НА НЕМ НЕСЪЕМНОЙ ОРТОПЕДИЧЕСКОЙ КОНСТРУКЦИЕЙ

В ходе выполнения работы был изучен биомеханизм самораскручивания винта, соединяющего имплантат и абатман с фиксируемой на нем несъемной ортопедической конструкцией, замещающей центральный резец верхней челюсти при различных углах передачи нагрузки и заданной величине стираемости соседних зубов-антагонистов.

Ключевые слова: напряженно-деформированное состояние, касательное напряжение, угол передачи нагрузки.

**Е. И. Семенов, В. А. Лабунец, Н. Р. Сур'янінов,
О. М. Сенніков**

ДУ «Институт стоматології НАМН України»

БИОМЕХАНИЗМ САМОРОЗКРУЧУВАННЯ ГВИНТА, СПОЛУЧАЮЩОГО ІМПЛАНТАТ І АБАТМАН З НЕЗНІМНОЮ ОРТОПЕДИЧНОЮ КОНСТРУКЦІЄЮ, ЩО ФІКСУЄТЬСЯ НА НЬОМУ

В ході виконання роботи був вивчений біомеханізм саморозкручування гвинта, що сполучає імплантат і абатман з незнімною ортопедичною конструкцією, який фіксується на ньому, що заміщає центральний різець верхньої щелепи при різних кутах передачі навантаження і заданій величині стирання сусідніх зубів-антагоністів.

Ключові слова: напружено-деформований стан, дотична напруга, кут передачі навантаження.

**E. I. Semionov, V. A. Labunets, N. G. Surjaninov,
O. N. Sennikov**

SE "the Institute of Dentistry of the NAMS of Ukraine"

THE BIOMECHANISMS OF SELF-UNSCREWING OF THE SCREW, CONNECTING IMPLANT AND THE ABUTMENT UPON THE FIXED ON IT ORTHOPEDIC CONSTRUCTION

During the work execution the biomechanism of self-unscrewing of the screw, connecting implant and abutment with the fixed on it orthopedic construction, replacing central incisor of upper jaw at the different angles of load transfer and given value of the abrasion of adjacent teeth-antagonists, was studied.

Key words: deflected mode, shear stress, angle of load transfer.

В последнее время использование двухэтапных цилиндрических винтовых имплантатов, как опора несъемных ортопедических конструкций, приобретает все большее распространение [1, 2]. Однако растет и количество осложнений протезного характера при долгосрочном функционировании несъемных ортопедических конструкций, опирающихся на этот вид имплантатов [3-5]. Одним из самых грозных осложнений является раскручивание винта, соединяющего внутрикостную часть имплантата и абатман с фиксируемой на нем несъемной ортопедической конструкцией [10]. Частота данного осложнения по нашим данным составляет 6,3 % от общего количества установленных имплантатов [3]. Связано это с изменениями в зубочелюстной системе, возникающими со временем, приводящие к стираемости зубов или формированию узлов травматической окклюзии при изменениях тканей пародонта, и, как следствие этого, возрастание нагрузки на винт, соединяющий внутрикостную часть имплантата и абатман с фиксируемой на нем несъемной ортопедической конструкцией [6, 9].

Таким образом, изучение биомеханизма самораскручивания винта, соединяющего имплантат и абатман с фиксируемой на нем несъемной ортопедической конструкцией при ее длительном функционировании, является актуальной задачей.

Материалы и методы. Современные биомеханические исследования основываются на детальном компьютерном моделировании объектов, что позволяет проводить всеобъемлющие вычислительные эксперименты в мощных программных комплексах. Подавляющее большинство этих комплексов базируется на использовании численного метода расчета – метода конечных элементов (МКЭ). Такой подход позволяет с высокой точностью строить модели любой геометрической сложности и определять напряженно-деформированное состояние объекта во всех его точках, что идеально подходит для изучения биомеханики как всей зубочелюстной системы, так и ее отдельных частей. В нашем случае это фрагмент фронтального участка верхней челюсти с встроенным в него двухэтапным цилиндрическим винтовым импланта-

том, с фиксируемой на нем несъемной ортопедической конструкцией, замещающего центральный резец. Все построения осуществлялись в программном комплексе ANSYS.

Методика построения конечно-элементной модели, которая подвергалась многоплановому компьютерному анализу, была описана нами ранее [7, 8].

В процессе исследования построенной модели было изучено напряженно-деформированное состояние в области шейки центрального резца верхней челюсти, поскольку величина этих напряжений влияет на величину раскручивающего момента винта, соединяющего имплантат с абатманом.

Надо отметить, что на этапе предварительных исследований установлено, что величина напряжения в области шейки зуба центрального резца верхней челюсти и величина напряжения в области шейки искусственной коронки, фиксируемой на абатмане двухэтапного цилиндрического имплантата, замещающего центральный резец верхней челюсти, сопоставимы.

Нами были рассмотрены три варианта смыкания зубов, что соответствовало норманотическому, глу-

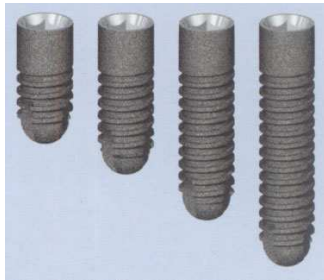


бокому и прямому прикусу при разных углах передачи нагрузки (125°, 135°, 145°).

Также в предыдущих работах нами изучено напряженно-деформированное состояние в области шейки зуба центрального резца верхней челюсти при углах передачи нагрузки (125°, 135°, 145°) при заданной величине стираемости естественных зубов и зубов-антагонистов, равной 0,5 мм; а величиной стираемости металлокерамической коронки, фиксируемой на центральном резце верхней челюсти, мы пренебрегли, поскольку она подвержена гораздо меньшему стиранию, чем естественные зубы [9].

Полученные результаты послужили основой для следующего этапа вычислительного эксперимента. Фронтальный резец верхней челюсти был удален из модели и заменен двухэтапным винтовым имплантатом системы «ЛИКО» с фиксируемой на нем искусственной коронкой. Из возможных модификаций геометрических размеров имплантатов (табл. 1) для исследований выбрали шесть: №№ 1.101, 1.102, 1.201, 1.202, 1.301, 1.302.

Таблица 1

Геометрические параметры имплантатов

№	Длина, мм	Диаметр, мм	Модификации
1.101	8	3,5	
1.102	10		
1.103	13		
1.104	16		
1.201	8	4,0	
1.202	10		
1.203	13		
1.204	16		
1.301	8	5,0	
1.302	10		
1.303	13		

Таким образом, в экспериментах варьировался диаметр имплантата (три типоразмера) при двух значениях длины каждого из них.

Результаты исследования и их обсуждение. В ходе выполнения работы определено напряженно-

деформированное состояние в области шейки коронки, замещающей центральный резец верхней челюсти, при наличии естественного истирания (0,5 мм) рядом стоящих зубов и зубов-антагонистов для каждого из шести изучаемых типоразмеров имплантатов и тех же

девяти вариантах нагрузки, что и для исходной не протезированной модели (см 191), т. е. в общей сложности проведено 54 вычислительных эксперимента.

В табл. 2 приведены результаты расчетов фрагмента модели с имплантатом № 1.202. Как и следова-

ло ожидать, напряжения и деформации в компонентах зубочелюстной системы, исключая, разумеется зоны имплантации, во всех 54-х опытах практически не отличаются друг от друга, т.е. не зависят от геометрических параметров имплантатов.

Таблица 2

Результаты расчетов фрагмента модели с имплантатом № 1.202

Тип смыкания	Угол, град.	Напряжения, МПа			Деформация	
		σ	τ_{xy}	τ_{xz}		τ_{yz}
Прямое	125	102,88	12,9	2,9	38,6	$9,247 \cdot 10^{-3}$
	135	206,6	7,5	10,5	37,0	$2,098 \cdot 10^{-2}$
	145	320,0	36,9	76,7	68,0	$5,276 \cdot 10^{-2}$
нормогнатическое	125	160,3	20,1	4,5	59,8	$1,015 \cdot 10^{-1}$
	135	154,0	5,6	7,9	26,8	$8,383 \cdot 10^{-2}$
	145	140,2	15,8	32,9	28,9	$6,365 \cdot 10^{-2}$
Глубокое перекрытие	125	122,38	15,3	3,45	41,92	$6,27 \cdot 10^{-2}$
	135	119,45	4,34	6,1	21,4	$4,872 \cdot 10^{-2}$
	145	117,12	13,5	28,1	24,9	$3,351 \cdot 10^{-2}$

Что касается напряжений в самих имплантатах, то они, конечно, существенно зависят от геометрии последних, но во всех случаях оказываются значительно меньше допускаемых напряжений, т.е. имеет место значительный запас прочности.

Так, для имплантата № 1.101 (минимальные геометрические размеры) наибольшие в серии опытов напряжения составили

$\sigma_{\max} = 202,4 \text{ МПа}$, что в 1,6 раза меньше допускаемых напряжений.

Расчеты также показали, что наличие естественной стираемости зубного ряда приводит не только к увеличению нормальных напряжений, которые, в основном, "отвечают" за прочность конструкции, но и к увеличению касательных напряжений во всех трех координатных плоскостях. Наибольший интерес представляют касательные напряжения τ_{xy} которые, возникают в плоскости, перпендикулярной фиксирующему винту и именно они создают крутящий момент, приводящий в конечном счете к его раскручиванию (табл. 2). Касательные же напряжения τ_{xz} и τ_{yz} , возникают в двух других координатных плоскостях и поэтому не имеют отношения к раскручиванию. Для максимальных касательных напряжений $\tau_{xy}^{\max} = 36,9 \text{ МПа}$, приведенных в табл. 2, соответствующий крутящий момент (диаметр фиксирующего винта $d_0 = 2,0 \text{ мм}$) составил $M_{кр} = 5,79 \text{ Н} \cdot \text{см}$, что составляет около 20 % от исходного закручивающего момента и неизбежно приводит к самораскручиванию фиксирующего винта.

Исходя из того, что крутящий момент прямо пропорционален касательным напряжениям τ_{xy} ,

можно, используя табл. 2, оценить величину крутящего момента при каждом из 3 типов смыкания и каждом угле передачи нагрузки. Очевидно, что в этих случаях крутящий момент будет меньше, но он будет, и поэтому самораскручивание винта неизбежно наступит.

На основании вышеизложенного можно сделать следующие **выводы**:

1. Зубочелюстная система не является стабильной и величины напряжений в одних и тех же ее отделах меняются в зависимости от вида смыкания зубов, угла передачи нагрузки, величины стираемости зубов-антагонистов и рядом стоящих зубов.

2. За величину раскручивающего момента винта, соединяющего внутрикостную часть имплантата с абатманом с фиксируемой на ней искусственной коронкой, отвечает касательное напряжение τ_{xy} одного из девяти видов напряжений, на которые разлагается напряжение G, которое испытывает шейка искусственной коронки, фиксируемой на абатмане двухэтапного цилиндрического имплантата при замещении им центрального резца верхней челюсти.

3. Величины крутящего момента прямопропорциональны касательным напряжениям τ_{xy} и его величину можно оценить, используя табл. 2.

4. При функционировании рассмотренной системы неизбежно произойдет раскручивание винта, соединяющего внутрикостную часть имплантата с абатманом. Раньше всего раскручивание винта произойдет при прямом прикусе и угле передачи нагрузки 145° , позже всего - при глубоком прикусе и угле передачи нагрузки 135°

Список литературы

1. **Матвеева А. И.** Стоматологическая имплантология / Матвеева А. И., Гаврюшин С. С., Борисов А. Г. – Москва : Стоматология XXI века, 2000. – 63 с.
2. **Заболотский Я. В.** Имплантация в незнімному протезуванні / Ярослав Володимирович Заболотский. – Львів : ГалДент, 2006. – 156 с.
3. **Лабунец В. А.** Анализ осложненных возникающих при протезировании несъемными конструкциями зубных протезов, фиксированных на двухэтапных остеointегрированных винтовых имплантатах, их устранение и профилактика / В. А. Лабунец, О. Н. Сенников, Е. И. Семенов // Вісник стоматології. – 2009. - № 3. – С. 82-84.
4. **Kallus T. Bessing C.** loose gold screw frequently occur in full-arch prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. Int S. Oral maxillofac Implants 1994 ; P ; 169-178.
5. **Bert M.** Complications et Echecs en implantologie. Causes. Traitement. Prevention. Paris : editions Cd P. 1994.
6. **Лабунец В. А.** Исследование напряженно - деформированного состояния в области шейки зуба центрального резца верхней челюсти при разных вариантах смыкания зубных рядов / В. А. Лабунец, Е. И. Семенов, Н. Г. Сурьянинов // Вісник стоматології. – 2011. - № 4. – С. 70-73.
7. **Семенов Є. І.** Моделювання фронтальної ділянки верхньої щелепи із зубами й штучним включенням (внутрішньо кістковий циліндричний імплантат) у програмі ANSYS / Євген Семенов, Микола Сур'янінов // Вісник стоматології. – 2011. - № 1. – С. 74-79.
8. **Семенов Є. І.** Математичне моделювання біомеханічної взаємодії кісткової тканини щелеп та внутрішньо кісткових циліндричних імплантатів за допомогою створеної математичної моделі / Євген Семенов, Микола Сур'янінов // Вісник стоматології. – 2011. - № 3. – С. 66-69.
9. **Семенов Е. И.** Исследование напряженно - деформированного состояния в области шейки зуба центрального резца верхней челюсти при разных клинических состояниях / Е. И. Семенов, В. А. Лабунец, Н. Г. Сурьянинов // Вісник стоматології. – 2012. - № 2. – С. 100-104.
10. **Широков Ю. Е.** Исследование статистической прочности винтового соединения внутрикостных и внекостных частей имплантатов ЛИКО / Ю. Е. Широков, С. Ю. Иванов, М. В. Ломакин, А. С. Черничкин // Стоматология. – 2007. - № 1. – С. 54-59.

Поступила 02.07.12



УДК 616-036.8.001.36(001.53)+616-089.23:616.379-008.64

Т. И. Димчева

ГУ «Институт стоматологии НАМН Украины»

**СРАВНИТЕЛЬНОЕ ИЗУЧЕНИЕ
ЭФФЕКТИВНОСТИ СТОМАТОЛОГИЧЕСКОГО
ОРТОПЕДИЧЕСКОГО ЛЕЧЕНИЯ БОЛЬНЫХ
ДИАБЕТОМ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ РАЗНЫХ
КОНСТРУКЦИОННЫХ МАТЕРИАЛОВ
И ВИДОВ ПРОТЕЗИРОВАНИЯ**

Цель исследования состояла в изучении влияния разных конструктивных материалов и видов протезирования на состояние полости рта больных диабетом.

Для изготовления съёмных протезов предлагались 2 вида материалов: акриловая пластмасса и нейлон; для несъёмных – металлокерамика и безметалловая керамика (оксид циркония).

Исследования показали, что наиболее индифферентными для слизистой оболочки полости рта больных диабетом являются: из несъёмных безметалловые (циркониевые) протезы, а из съёмных – нейлоновые.

Ключевые слова: больные диабетом, ортопедическое лечение, конструктивные материалы.

Т. І. Димчева

ДУ «Інститут стоматології НАМН України»

**ПОРІВНЯЛЬНЕ ВИВЧЕННЯ ЕФЕКТИВНОСТІ
СТОМАТОЛОГІЧНОГО ОРТОПЕДИЧНОГО
ЛІКУВАННЯ ХВОРИХ ДІАБЕТОМ
З ВИКОРИСТАННЯМ РІЗНИХ
КОНСТРУКЦІЙНИХ МАТЕРІАЛІВ І ВИДІВ
ПРОТЕЗУВАННЯ**

Мета дослідження полягала у вивченні впливу різних конструктивних матеріалів і видів протезування на стан порожнини рота хворих діабетом.

Для виготовлення знімних протезів пропонувалися 2 види матеріалів: акрилова пластмаса і нейлон; для незнімних – металокераміка і безметалева кераміка (оксид цирконію).

Дослідження показали, що найбільш індиферентними для слизової оболонки порожнини рота хворих діабетом є: з незнімних безметалеві (цирконієві) протези, а із знімних – нейлонові.

Ключові слова: хворі діабетом, ортопедичне лікування, конструктивні матеріали.

Т. І. Димчева

SE “the Institute of Dentistry of the NAMS of Ukraine”

**THE COMPARATIVE STUDY OF THE
EFFECTIVENESS OF DENTAL ORTHOPEDIC
TREATMENT OF PATIENTS WITH DIABETES
WITH THE USE OF DIFFERENT CONSTRUCTIVE
MATERIALS AND TYPES OF PROSTHETICS**

The aim of the study was to investigate the influence of different constructive materials and types of prosthetics upon the state of oral cavity in patients with diabetes.

Two types of materials: acrylic plastic and nylon were offered for removable dentures production and metal ceramics and nonmetallic ceramics (zirconium oxide) - for fixed dentures production.

The studies have shown, that dentures, the most indifferent for oral mucous membrane of patients with diabetes are nonmetallic (zirconium) among fixed ones, and among removable dentures – nylon ones.

Key words: patients with diabetes, orthopedic treatment, constructive materials.

Известно, что стоматологическая ортопедическая реабилитация больных диабетом составляет значительные трудности из-за ряда патологических проявлений в полости рта: снижении стойкости капиллярных сосудов полости рта, прогрессирующей атрофии альвеолярного отростка, повышенной болевой чувствительности слизистой оболочки полости рта, воспаления слизистой оболочки полости рта (СОПР), особенно при кандидозе и сухости слизистой оболочки протезного ложа [1-5].

Протезы, изготовленные по общепринятым методикам, без учета состояния слизистой протезного ложа, требуют многочисленных коррекций. Но главное, усугубляется патологическая ситуация в полости рта [6, 7].

© Димчева Т. И., 2012.