

DOI: <https://doi.org/10.17816/1728-2802-2022-26-4-299-308>

ОРИГИНАЛЬНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ



# Исследование осевого смещения супраструктур при коническом интерфейсе «имплантат — абатмент»

А.В. Гуськов, Д.Н. Мишин, С.И. Калиновский, В.В. Илясов

Рязанский государственный медицинский университет имени академика И.П. Павлова, г. Рязань, Российская Федерация

## АННОТАЦИЯ

**Введение.** Несоответствие конгруэнтности поверхности интерфейса «имплантат — абатмент» приводит к возникновению различных нарушений: сообщению шахты имплантата с ротовой полостью, поломке конструкции, в том числе и имплантата, изменению окклюзионных взаимоотношений из-за осевого смещения.

**Цель** — исследовать степень осевого смещения абатментов, изготовленных различным путем, относительно имплантатов и аналогов.

**Материал и методы.** Изучение осевого смещения проводили на имплантатах компании MIS и их аналогах с коническим типом соединений. В качестве супраструктур выбрали оригинальные и неоригинальные абатменты. Оригинальный абатмент был представлен CS-CPK62. Были изготовлены абатменты для конического соединения С1 путем фрезерования, лазерного спекания и литья по выжигаемым моделям. Крепление имплантатов и аналогов выполнено в блоке из гипса 4-го класса. Исследование осуществлялось в разработанном нами имитационном комплексе, который создает циклическую нагрузку в пределах 30 кг. Исследование разделили на два этапа. Задача первого этапа — исследование осевого смещения на аналогах от силы закручивания винта. К ним крепились абатменты с различным усилием — 7 (что составляет усилие затягивания простой отверткой), 15, 30 Нсм. После каждого подтягивания винта производились вертикальные измерения микрометром. Задача второго этапа — исследование осевого смещения на имплантатах под нагрузкой в оригинальном имитационном комплексе. Винт затягивался с усилием 30 Нсм, рекомендованным производителем, моделировалась нагрузка. Измерения производили как до, так и после моделирования нагрузки.

**Результаты.** Абатменты оригинальные и изготовленные методом фрезерования показали наибольшее отклонение — 0,056 и 0,066 мм соответственно, у абатмента, полученного методом литья, отклонения составили 0,047 мм. Наименьшее отклонение было выявлено у абатмента, выполненного лазерным спеканием (0,032 мм). Абатменты оригинальные и полученные методом фрезерования показали наименьшее осевое смещение при моделировании нагрузки (0,00167 мм каждый). При этом абатменты, полученные путем литья и лазерного плавления, показали значительное смещение (0,007 и 0,004 мм соответственно).

**Выводы.** Выявлена следующая закономерность: чем ровнее поверхность конусных деталей, тем сильнее осевое смещение на аналогах имплантатов — в пределах от 7 до 30 Нсм, в то время как неровная поверхность дает наименьшее осевое смещение. При этом фиксация по протоколу обеспечила сопротивляемость жевательным нагрузкам на имплантатах у оригинальных и фрезерованных абатментов. Использование платформы с конической системой для создания высокоточных ортопедических конструкций имеет определенные ограничения. Это связано с тем, что в лабораторных условиях создается погрешность в высоте реставрации. Использование неоригинальных супраструктур приводит к накоплению погрешностей. Необходимо дальнейшее изучение конических систем от других производителей и нахождение способов повышения точности реставраций с опорой на дентальные имплантаты.

**Ключевые слова:** осевое смещение; имплантат; абатмент; винт; точность; интерфейс «имплантат — абатмент».

## Как цитировать:

Гуськов А.В., Мишин Д.Н., Калиновский С.И., Илясов В.В. Исследование осевого смещения супраструктур при коническом интерфейсе «имплантат — абатмент» // Российский стоматологический журнал. 2022. Т. 26, № 4. С. 299–308. DOI: <https://doi.org/10.17816/1728-2802-2022-26-4-299-308>

DOI: <https://doi.org/10.17816/1728-2802-2022-26-4-299-308>

ORIGINAL STUDY ARTICLE

## Axial displacement of the suprastructures at the conical implant — abutment interface

Alexander V. Guskov, Dmitry N. Mishin, Sergey I. Kalinovskiy, Vyacheslav V. Ilyasov

Ryazan State Medical University named after Academician I.P. Pavlova, Ryazan, Russian Federation

### ABSTRACT

**BACKGROUND:** The inconsistency of the congruence of the surface of the implant–abutment interface leads to the impaired communication of the implant shaft with the oral cavity, breakdown of the structure, including the implant, and changes in the occlusal relationships because of axial displacement.

**AIM:** This study aimed to investigate the degree of axial displacement of abutments made relative to implants and analogs. Specific tasks were as follows: (1) to make various abutments for implants with a conical connection obtained from MIS, (2) to study the value of axial displacement of abutments of each type relative to the implant with load modeling, and (3) to examine the value of the axial displacement of abutments of each type relative to the analog of the implant from the tightening force of the screw.

**MATERIALS AND METHODS:** Axial displacements were tested using implants and analogs of MIS implants with conical joints. Original and non-original abutments were chosen as suprastructures. The original abutment was presented by CS-CPK62. Abutments for the conical connection C1 were made by milling, laser sintering, and casting according to burned models. The fastening of implant analogs and implants was made in a block of plaster of the 4th class. The study was conducted in a simulation complex we have developed, which creates a cyclic load within 30 kg. The study was divided into two stages. In the first stage, axial displacements on analogs from the force of screw tightening were examined. Abutments were attached with various forces: 7 Ncm (tightening force with a simple screwdriver), 15 Ncm, and 30 Ncm. After each screw tightening, vertical measurements were made with a micrometer. In the second stage, axial displacements on implants under load in the original simulation complex were assessed. The screw was tightened with a force of 30 Ncm, as recommended by the manufacturer, and load simulation was performed. Measurements were made both before and after the load simulation.

**RESULTS:** The original abutments and those made by milling showed the greatest deviation (0.056 mm and 0.066 mm, respectively), and abutments obtained by casting had deviations of 0.047 mm. The smallest deviation was found in the abutment made by laser sintering (0.032 mm). The values obtained in the second stage were as follows. Original abutments and abutments obtained by milling showed the smallest axial displacement when modeling the load (0.00167 mm each). Moreover, the abutments obtained by casting and laser melting showed significant displacements (0.007 mm and 0.004 mm, respectively).

**CONCLUSIONS:** A pattern was revealed: the smoother the surface of the conical parts, the stronger the axial displacement on the analog implants in the range of 7–30 Ncm, whereas an uneven surface gives the smallest axial displacement, and fixation according to the protocol provided resistance to chewing loads on the implants in the original and milled abutments. The use of a platform with a conical system to create high-precision orthopedic structures has certain limitations because an error in the height of the restoration is created in laboratory conditions. The use of non-original suprastructures leads to the accumulation of errors. Thus, it is necessary to further evaluate conical systems from other manufacturers and improve the accuracy of restorations based on dental implants.

**Keywords:** axial displacement; implant; abutment; conical connection; simulation complex; implant — abutment interface.

### To cite this article:

Guskov AV, Mishin DN, Kalinovskiy SI, Ilyasov VV. Axial displacement of the suprastructures at the conical implant — abutment interface. *Russian Journal of Dentistry*. 2022;26(4):299–308. DOI: <https://doi.org/10.17816/1728-2802-2022-26-4-299-308>

Received: 16.07.2022

Accepted: 29.07.2022

Published: 20.09.2022

## АКТУАЛЬНОСТЬ

Отсутствие зубов в результате различных заболеваний является патологией, часто встречающейся в стоматологии [1–6]. Распространение дентальной имплантации в ходе оказания стоматологической помощи пациентам в последние годы достигло невероятных масштабов [7–9]. Успехом для этого послужило значительное количество как фундаментальных, так и прикладных исследований хирургических этапов дентальной имплантации [10]. Однако не стоит забывать, что конечным этапом имплантологического лечения является установка ортопедической конструкции [11–13].

Зачастую ежегодное совершенствование имплантологических систем, меняющее как внешнюю структуру имплантата, так и типы его соединения с ортопедической конструкцией, становится причиной возникновения ошибок ортопедического лечения [14–17]. Наиболее распространенным в данный момент является коническое соединение, в котором наружный конус представлен абатментом, внутренний — шахтой имплантата, т.е. внутренняя часть имплантата выполнена в виде конуса Морзе с определенным углом, который выбирает сам производитель. Успешность данного типа соединения обеспечивается за счет комбинации фиксации с помощью клинического винта и конусов путем натяга [17–20].

В стоматологической практике используются различные типы абатментов — как оригинальные, так и неоригинальные (индивидуальные) [21]. Стандартные решения заведомо должны обладать повышенной точностью. Их использование предполагает достижение наилучшего клинического результата. Кроме оригинальных супраструктур, используются индивидуально изготовленные абатменты, которые также могут применяться в ортопедическом лечении с опорой на дентальные имплантаты. Метод литья позволяет получить абатменты по предварительно изготовленным выжигаемым моделям. Благодаря применению и адаптации в стоматологии станков с числовым программным управлением стало возможным получение изделий стоматологического назначения путем фрезерования из заготовленных болванок. Также широкое распространение получил метод селективного лазерного спекания, который также применяется в стоматологии. Все перечисленные методы применяются для изготовления индивидуальных абатментов [22, 23].

При использовании индивидуально созданного абатмента повышается вероятность несовпадения внешнего конуса относительно внутреннего, происходящего в результате нарушения технологии изготовления [24–26]. Также существует возможность осевого смещения сопрягаемых конусных частей во время соединения [27, 28], что может приводить к изменению высоты абатмента, возвышающегося над имплантатом. Практически доказано, что мышечный орган зубочелюстной системы благодаря проприоцептивной чувствительности

способен ощущать изменения в пределах 8 мкм, что обуславливает необходимость точного создания ортопедических конструкций в целях воспроизведения окклюзионных контактов зубов-антагонистов без возникновения преждевременных контактов.

Причиной возникновения таких нарушений, как соприкосновение шахты имплантата с ротовой полостью, поломка его, ортопедической конструкции или фиксирующего винта, несоответствие окклюзионных взаимоотношений из-за осевого смещения, зачастую является несоответствие конгруэнтности поверхности интерфейса «имплантат — абатмент» [11].

**Цель** — исследовать степень осевого смещения абатментов, изготовленных различным путем, относительно имплантатов и их аналогов.

**Задачи** — изучить величину осевого смещения абатментов каждого вида:

- 1) относительно аналога имплантата от силы затягивания винта;
- 2) относительно имплантата при моделировании жевательной нагрузки.

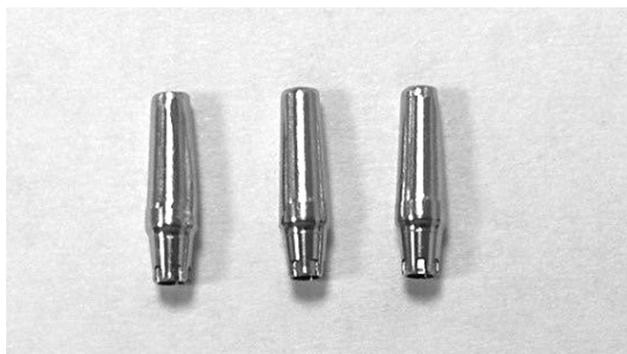
## МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ

Исследования по изучению осевого смещения абатментов проводили на стандартной ортопедической платформе имплантатов с коническим соединением системы MIS C1. Для сравнения лабораторных и клинических этапов изготовления ортопедических конструкций с опорой на дентальные имплантаты также использовались аналоги имплантатов C1.

Для изучения осевого смещения оригинального абатмента относительно имплантата в качестве реставраций были использованы титановые трансгингивальные стандартные абатменты (рис. 1), а также неоригинальные, индивидуально изготовленные способом фрезерования (рис. 2), селективного лазерного плавления (рис. 3) и литья (рис. 4).

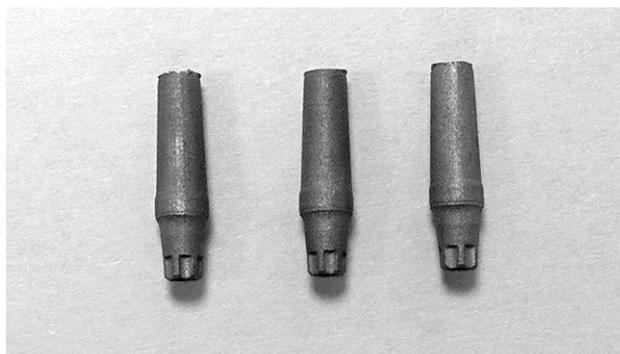


**Рис. 1.** Титановые трансгингивальные стандартные абатменты.  
**Fig. 1.** Titanium transgingival standard abutments.



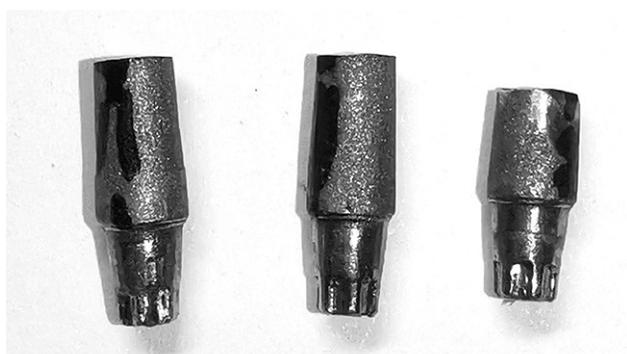
**Рис. 2.** Абатменты, выполненные методом фрезерования, с коническим интерфейсом для имплантата MIS C1.

**Fig. 2.** Abutments made by milling, with a conical interface for the MIS C1 implant.



**Рис. 3.** Абатменты, выполненные методом селективного лазерного плавления, с коническим интерфейсом для имплантата MIS C1.

**Fig. 3.** Abutments made by selective laser melting with a conical interface for the MIS C1 implant.



**Рис. 4.** Абатменты, выполненные методом литья по выжигаемым моделям, с коническим интерфейсом для имплантата MIS C1.

**Fig. 4.** Abutments made by casting according to burn-out models, with a conical interface for the MIS C1 implant.

### Методика проведения

Для дальнейшего моделирования нагрузки имплантаты и аналоги были зафиксированы в блоке из гипса 4-го класса, так как в дальнейшем имплантаты и аналоги будут испытывать нагрузки, и им необходимо иметь жесткое крепление. Особенностью расположения имплантата и аналога в гипсовом блоке является открытая верхушка. Создается это для того, чтобы микрометрический винт имел доступ к верхушке имплантата и аналога для измерения (рис. 5). Измерения проводились с помощью цифрового микрометра Inforce 06-11-44 с погрешностью 0,002 мкм (рис. 6).

Исследование проводилось в 2 этапа. На *первом этапе* исследования было изучено осевое смещение абатментов на аналогах имплантатов от силы закручивания винта. Значения усилия, с которым затягивался винт, составили 7 и 30 Нсм. Данные значения были выбраны, так как в пределах 7 Нсм возможно закрутить отверткой усилиями пальцев без динамометрического ключа, усилие в 30 Нсм — значение при затягивании винта непосредственно на имплантатах с помощью динамометрического ключа (рис. 7).

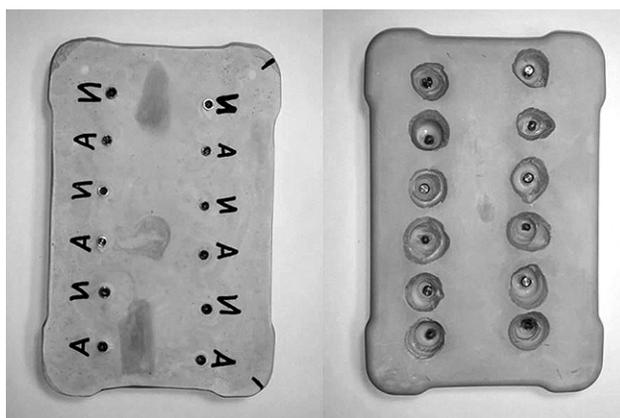
После расположения абатмента в аналоге (рис. 8) винт затягивался с усилием в 7 Нсм, измеряли получившуюся длину микрометром и получали значение длины  $La_1$  (Length at abutment), затем винт затягивался до усилия 30 Нсм, проводили измерения значение  $La_2$ . Так как высота аналогов имплантата  $H_{ia}$  (Height implant analog) заранее известна, то, получив значения  $La_1$  и  $La_2$ , можно вычислить высоту абатмента  $H_{ab_1}$  и  $H_{ab_2}$  (Height abutment), которая возвышалась над аналогом при каждой затяжке винта (1, 2):

$$H_{ab_1} \text{ (на аналогах)} = La_1 - H_{ia}, \quad (1)$$

$$H_{ab_2} \text{ (на аналогах)} = La_2 - H_{ia}. \quad (2)$$

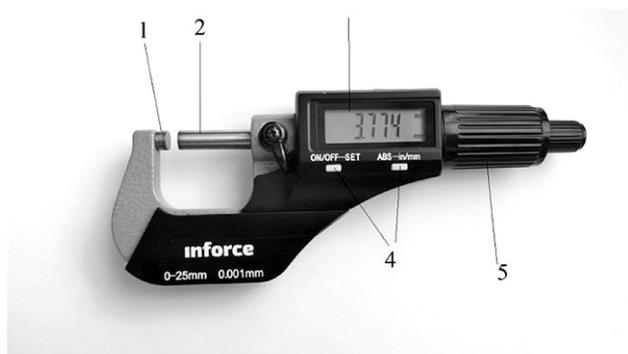
Вычисление осевого смещения AD (axial displacement) конуса абатмента в конус аналога можно вычислить по формуле (3) (рис. 9):

$$AD \text{ (на аналогах)} = H_{ab_1} \text{ (на аналогах)} - H_{ab_2} \text{ (на аналогах)}. \quad (3)$$



**Рис. 5.** Блок из гипса 4-го класса (фото двух поверхностей) с имплантатами (места расположения обозначены буквой И) и аналогами (обозначены буквой А). Верхушки имплантатов и аналогов обнажены для доступа микрометрического винта.

**Fig. 5.** A block of class 4 gypsum (photos of two surfaces) with implants (locations are indicated by the letter И) and analogues (indicated by the letter А). The tops of the implants and analogues are exposed for access by a micrometer screw.



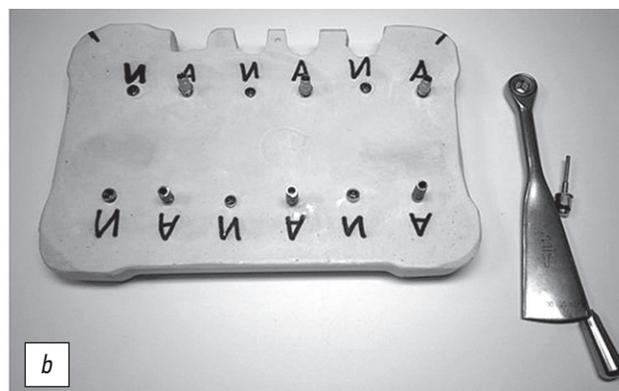
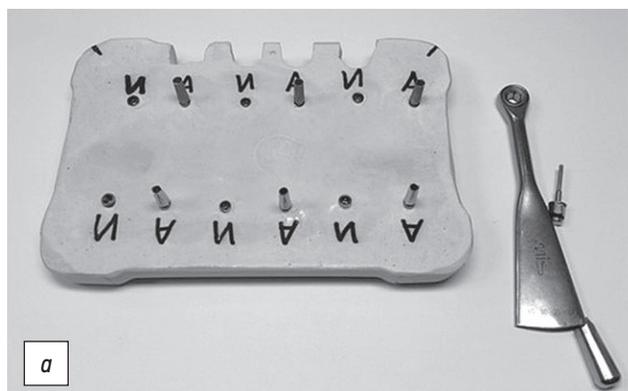
**Рис. 6.** Цифровой микрометр Inforce 06-11-44: 1 — пятка микрометра; 2 — микрометрический винт; 3 — ЖК-дисплей для отображения значения; 4 — кнопки управления; 5 — ручка хода микрометрического винта 2.

**Fig. 6.** Digital micrometer Inforce 06-11-44: 1 — micrometer heel; 2 — micrometer screw; 3 — LCD display for displaying the value; 4 — control buttons; 5 — micrometer screw stroke knob 2.



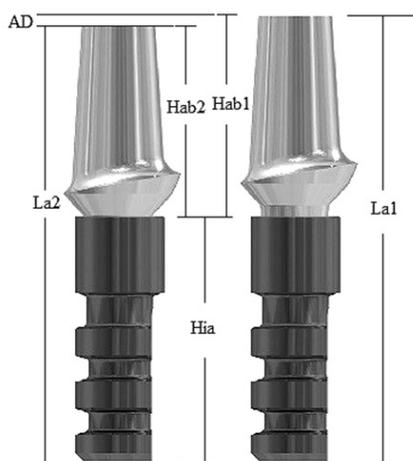
**Рис. 7.** Динамометрический ключ (a) и стандартная шестигранная отвертка (b) из ортопедического набора имплантационной системы MIS.

**Fig. 7.** A torque wrench (a) and a standard hex screwdriver (b) from the orthopedic kit of the MIS implantation system.



**Рис. 8.** В гипсовый блок на аналоги установлены абатменты, полученные путем фрезерования, лазерным спеканием (a), оригинальные и литые абатменты (b).

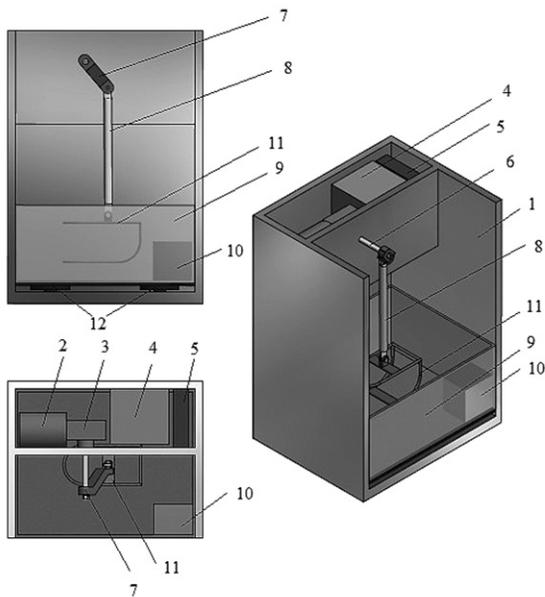
**Fig. 8.** Abutments obtained by milling, laser sintering (a), original and cast abutments (b) are installed in the gypsum block on analogues.



**Рис. 9.** Схематичное изображение 1-го этапа исследования, где аналог и абатмент справа — при слабой затяжке винта, слева — при сильной.

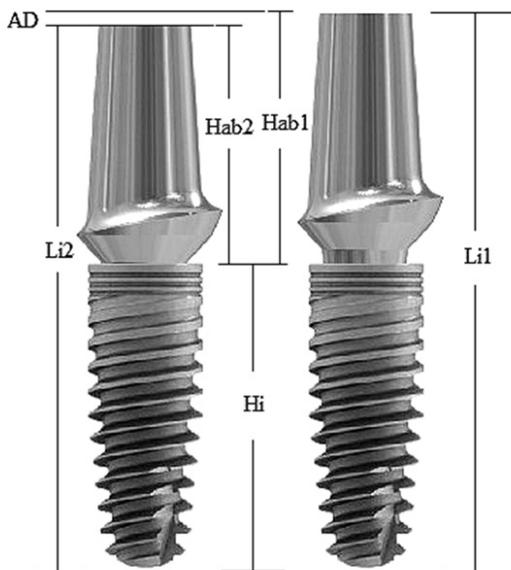
**Fig. 9.** Schematic representation of the 1st stage of the study, where the analogue and abutment on the right — with a weak tightening of the screw, on the left — with a strong.

На *втором этапе* было изучено осевое смещение абатментов на имплантатах с нагрузкой. Соблюдая ортопедический протокол установки абатментов, предписанный в руководстве по использованию ортопедических элементов с коническим соединением, винт абатмента затягивался с усилием 30 Нсм. Были произведены замеры имплантатов с зафиксированными на них абатментами  $Li_1$  (Length at implant). Гипсовый блок поместили в оригинальный имитационный комплекс [29] (рис. 10). На шатун устройства была закреплена ответная часть (рис. 11), выполненная из гипса и имеющая отпечатки абатментов таким образом, что при опускании ее на абатменты происходит их соприкосновение с поверхностью блока. Таким способом достигается равномерное давление на все абатменты одновременно. Нагрузка происходила три раза в день, имитируя утренний, обеденный и вечерний прием пищи по 10 мин в течение двух недель [30]. После окончания нагрузки производились замеры  $Li_2$ . Для выявления осевого смещения AD на имплантатах вычислялась высота супраструктуры Hab путем разницы  $Li$



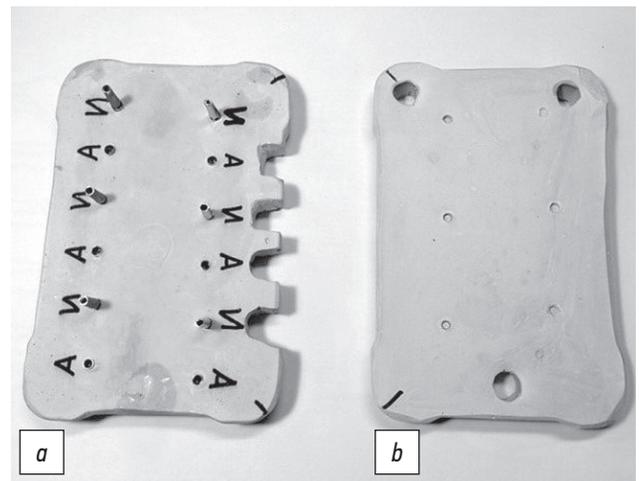
**Рис. 10.** Имитационный комплекс: 1 — корпус; 2 — электродвигатель; 3 — редуктор; 4 — блок питания; 5 — микроконтроллер; 6 — вторичный вал; 7 — кривошип; 8 — шатун; 9 — емкость с раствором; 10 — терморегулирующий блок; 11 — окклюзатор (заменен на гипсовые блоки и ответную часть); 12 — тензометрические датчики.

**Fig. 10.** Simulation complex: 1 — housing; 2 — electric motor; 3 — gearbox; 4 — power supply; 5 — microcontroller; 6 — secondary shaft; 7 — crank; 8 — connecting rod; 9 — container with solution; 10 — temperature control unit; 11 — occluder (replaced with gypsum blocks and a mate); 12 — strain gauges.



**Рис. 12.** Схематичное изображение 2-го этапа исследования: имплантат и абатмент справа — до нагрузки, слева — после нагрузки.

**Fig. 12.** Schematic representation of the 2nd stage of the study: the implant and abutment on the right — before the load, on the left — after the load.



**Рис. 11.** Гипсовые блоки с имплантатами и абатментами (а) и ответные части (b), необходимые для создания нагрузки на абатменты.

**Fig. 11.** Plaster blocks with implants and abutments (a) and the mating parts (b) necessary to create a load on the abutments.

и высоты имплантата  $H_i$  (Height implant) до и после воздействия нагрузки ( $H_{ab1}$  и  $H_{ab2}$ ), а затем находили разницу высоты абатментов (4, 5, 6) (рис. 12):

$$H_{ab1} \text{ (на имплантатах)} = L_{i1} - H_i, \quad (4)$$

$$H_{ab2} \text{ (на имплантатах)} = L_{i2} - H_i, \quad (5)$$

$$AD \text{ (на имплантатах)} =$$

$$H_{ab1} \text{ (на имплантатах)} - H_{ab2} \text{ (на имплантатах)}. \quad (6)$$

## РЕЗУЛЬТАТЫ

Осевое смещение абатментов относительно аналогов имплантатов при разнице силы затягивания фиксирующего винта (7–30 Нсм) показали следующие значения:

1) оригинальные абатменты показали максимальное осевое смещение на аналогах в пределах 92–109 мкм;

2) у абатментов, выполненных путем фрезерования, выявили осевое смещение в диапазоне 104–129 мкм;

3) абатменты, полученные методом литья, показали осевое смещение от 66 до 93 мкм;

4) минимальное осевое смещение было выявлено у абатментов, полученных лазерным спеканием, — 55–78 микрон (табл. 1).

Величины вклинения конуса абатмента и конуса имплантата от моделирования жевательной нагрузки при одинаковой силе затяжки винта (30 Нсм) показали следующие значения:

1) минимальное осевое смещение относительно имплантатов выявлено у оригинального и полученного путем фрезерования абатментов (1–2 микрона);

2) большие значения отклонения высоты прототипа реставрации, возвышающегося над имплантатом, определены у абатментов, полученных литьем (2–12 микрон) и лазерным спеканием (2–7 микрон) (табл. 2).

**Таблица 1.** Измерение осевого смещения абатментов относительно аналогов в зависимости от силы закручивания винта (мкм)**Table 1.** Measurement of the axial displacement of abutments relative to analogues, depending on the screw tightening force (microns)

| Закручивание | Оригинальные |        |        | Фрезерованные |        |        | Литые  |        |        | Спекаемые лазером |        |        |
|--------------|--------------|--------|--------|---------------|--------|--------|--------|--------|--------|-------------------|--------|--------|
|              |              |        |        |               |        |        |        |        |        |                   |        |        |
| От руки      | 20,134       | 20,177 | 20,135 | 23,517        | 22,963 | 22,973 | 19,915 | 17,8   | 19,773 | 23,202            | 23,221 | 23,186 |
| 30 Н         | 20,025       | 20,077 | 20,043 | 23,413        | 22,839 | 22,844 | 19,822 | 17,722 | 19,707 | 23,147            | 23,164 | 23,108 |
| От руки 30 Н | 0,109        | 0,1    | 0,092  | 0,104         | 0,124  | 0,129  | 0,093  | 0,078  | 0,066  | 0,055             | 0,058  | 0,078  |
| Среднее      |              | 0,1    |        |               | 0,119  |        |        | 0,079  |        |                   | 0,064  |        |

**Таблица 2.** Измерение осевого смещения абатментов относительно имплантатов до и после воздействия на них нагрузки (мкм)**Table 2.** Measurement of the axial displacement of abutments relative to implants before and after exposure to load (microns)

| Воздействие    | Оригинальные |        |        | Фрезерованные |        |        | Литые  |        |        | Спекаемые лазером |        |        |
|----------------|--------------|--------|--------|---------------|--------|--------|--------|--------|--------|-------------------|--------|--------|
|                |              |        |        |               |        |        |        |        |        |                   |        |        |
| До нагрузки    | 16,009       | 18,029 | 17,110 | 19,140        | 15,731 | 22,584 | 17,110 | 19,140 | 15,731 | 22,584            | 22,599 | 19,086 |
| После нагрузки | 16,008       | 18,027 | 17,098 | 19,138        | 15,728 | 22,582 | 17,098 | 19,138 | 15,728 | 22,582            | 22,597 | 19,079 |
| Разница        | 0,001        | 0,002  | 0,012  | 0,002         | 0,003  | 0,002  | 0,012  | 0,002  | 0,003  | 0,002             | 0,002  | 0,007  |

## ВЫВОДЫ

1. В ходе изучения осевого смещения абатментов относительно аналогов было выявлено, что от силы затягивания винта изменялась высота супраструктуры. Большое осевое смещение было выявлено у оригинальных и фрезерованных абатментов при затягивания винта с усилием 7 и 30 Нсм, в то время как абатменты, полученные методом литья и лазерным плавлением, показали меньшее осевое смещение.

2. Изучение осевого смещения абатментов относительно имплантата под действием нагрузки показало, что оригинальные и фрезерованные абатменты продемонстрировали наименьшее осевое смещение. При изучении абатментов, изготовленных методом литья и лазерным плавлением, было выявлено их значительное осевое смещение.

Выявили следующую закономерность: чем ровнее поверхность конусных деталей, тем сильнее осевое смещение на аналогах, которое непосредственно зависит от силы затягивания винта (в пределах от 7 до 30 Нсм), в то время как неровная поверхность внешнего конуса дает наименьшее осевое смещение.

Абатменты оригинальные и полученные методом фрезерования, обладающие гладкой поверхностью конуса, при затягивании винта с усилием 30 Нсм показали наименьшее осевое смещение при моделировании нагрузки. При этом абатменты, полученные путем литья и лазерного плавления и не обладающие ровной поверхностью, показали значительное смещение.

Положительный эффект конического соединения заключается во вклинивании конусных деталей, так как таким образом происходит распределение различных видов (вертикальных и горизонтальных) нагрузки, оказываемой на реставрацию, в то время как у имплантатов с плоскостным

соединением большая часть нагрузки оказывается на винте. Однако возникает значительное изменение высоты конструкции, возвышающейся над имплантатом, в результате клинико-лабораторных этапов изготовления протезов. Существует различие между фиксацией абатментов на аналогах и имплантатах. Эффективные решения, принимаемые в клинических условиях, могут иметь обратное значение на этапах лабораторного изготовления, которые играют главную роль в создании точной конструкции. Существующая проблема получения прецизионных конструкций требует дальнейшего изучения и нахождения решения для успешного лечения и реабилитации пациентов с полной или частичной адентией путем протезирования с опорой на дентальные имплантаты.

## ДОПОЛНИТЕЛЬНАЯ ИНФОРМАЦИЯ / ADDITIONAL INFO

**Источник финансирования.** Авторы заявляют об отсутствии внешнего финансирования при проведении исследования.

**Funding source.** This study was not supported by any external sources of funding.

**Конфликт интересов.** Авторы декларируют отсутствие явных и потенциальных конфликтов интересов, связанных с публикацией настоящей статьи.

**Competing interests.** The authors declare that they have no competing interests.

**Вклад авторов.** Все авторы внесли существенный вклад в разработку концепции, проведение исследования и подготовку статьи, прочли и одобрили финальную версию перед публикацией.

**Author contribution.** All authors made a substantial contribution to the conception of the work, acquisition, analysis, interpretation of data for the work, drafting and revising the work, final approval of the version to be published and agree to be accountable for all aspects of the work.

## СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Митин Н.Е., Гуйтер О.С. Применение модифицированной методики изготовления замещающих протезов пациенту с дезоморфным остеонекрозом челюстей // Наука молодых (Eruditio Juvenium). 2018. Т. 6, № 3. С. 394–399. doi: 10.23888/НМЖ201863394-399
2. Жусев А.И., Ремов А.Ю. Дентальная имплантация. Критерии успеха. Москва: Центр дентальной имплантации, 2004. 223 с.
3. Иванов С.Ю., Бизяев А.Ф., Ломакин М.В., Панин А.М. Стоматологическая имплантология: учебное пособие. Москва: ГОУ ВУНМЦ МЗ РФ, 2000. 96 с.
4. Успенская И.В., Юрина С.В. К вопросу о классификаторе основных стоматологических лечебно-диагностических мероприятий и технологий // Российский медико-биологический вестник им. академика И.П. Павлова. 2018. Т. 26; № 1. С. 36–46. doi: 10.23888/PAVLOVJ201826136-46
5. Мушеев И.У., Олесова В.Н., Фрамович О.З. Практическая дентальная имплантология: руководство. 2-е изд. Москва: Локус Стэнди, 2008. 498 с.
6. Ортопедическая стоматология: учебник / под ред. И.Ю. Лебедево, Э.С. Каливрадзяна. Москва: ГЭОТАР-Медиа, 2011. 640 с.
7. Ахмедова Н.А. Анализ зубочелюстных нарушений у пациентов с частичной вторичной адентией и пациентов без нарушения целостности зубных рядов // Наука молодых (Eruditio Juvenium). 2018. Т. 6, № 3. С. 347–353. doi: 10.23888/НМЖ201863347-353
8. Sasada Y., Cochran D.L. Implant-Abutment Connections: A Review of Biologic Consequences and Peri-implantitis Implications // Int J Oral Maxillofac Implants. 2017. Vol. 32, N 6. P. 1296–1307. doi: 10.11607/jomi.5732
9. Liu Y., Wang J. Influences of microgap and micromotion of implant-abutment interface on marginal bone loss around implant neck // Arch Oral Biol. 2017. Vol. 83. P. 153–160. doi: 10.1016/j.archoralbio.2017.07.022
10. Gherlone E.F., Capparé P., Pasciuta R., et al. Evaluation of resistance against bacterial microleakage of a new conical implant-abutment connection versus conventional connections: an in vitro study // New Microbiol. 2016. Vol. 39, N 1. P. 49–56.
11. Camós-Tena R., Escuin-Henar T., Torné-Duran S. Conical connection adjustment in prosthetic abutments obtained by different techniques // J Clin Exp Dent. 2019. Vol. 11, N 5. P. e408–e413. doi: 10.4317/jced.55592
12. Caricasulo R., Malchiodi L., Ghensi P., et al. The influence of implant-abutment connection to peri-implant bone loss: A systematic review and meta-analysis // Clin Implant Dent Relat Res. 2018. Vol. 20, N 4. P. 653–664. doi: 10.1111/cid.12620
13. Lops D., Stocchero M., Motta Jones J., et al. Five Degree Internal Conical Connection and Marginal Bone Stability around Subcrestal Implants: A Retrospective Analysis // Materials (Basel). 2020. Vol. 13, N 14. P. 3123. doi: 10.3390/ma13143123
14. Lauritano D., Moreo G., Lucchese A., et al. The Impact of Implant-Abutment Connection on Clinical Outcomes and Microbial Colonization: A Narrative Review // Materials (Basel). 2020. Vol. 13, N 5. P. 1131. doi: 10.3390/ma13051131
15. Ceruso F.M., Barnaba P., Mazzoleni S., et al. Implant-abutment connections on single crowns: a systematic review // Oral Implantol (Rome). 2017. Vol. 10, N 4. P. 349–353. doi: 10.11138/orl/2017.10.4.349
16. Flanagan D., Phillips J., Connor M., et al. Hoop stress and the conical connection // J Oral Implantol. 2015. Vol. 41, N 1. P. 37–44. doi: 10.1563/AAID-JOI-D-12-00180
17. Kofron M.D., Carstens M., Fu C., Wen H.B. In vitro assessment of connection strength and stability of internal implant-abutment connections // Clin Biomech (Bristol, Avon). 2019. Vol. 65. P. 92–99. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2019.03.007
18. Candotto V., Gabrione F., Oberti L., et al. The role of implant-abutment connection in preventing bacterial leakage: a review // J Biol Regul Homeost Agents. 2019. Vol. 33, N 3 suppl. 1. P. 129–134.
19. Carnovale F., Patini R., Peñarrocha-Oltra D., et al. Measurement of gap between abutment and fixture in dental conical connection implants. A focused ion beam SEM observation // Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2020. Vol. 25, N 4. P. e449–e454. doi: 10.4317/medoral.23281
20. Hurson S. Implant/Abutment Biomechanics and Material Selection for Predictable Results // Compend Contin Educ Dent. 2018. Vol. 39, N 6. P. 440–444.
21. Yao K.T., Chen C.S., Cheng C.K., et al. Optimization of the Conical Angle Design in Conical Implant-Abutment Connections: A Pilot Study Based on the Finite Element Method // J Oral Implantol. 2018. Vol. 44, N 1. P. 26–35. doi: 10.1563/aaid-joi-D-17-00149
22. Pozzi A., Mura P. Immediate Loading of Conical Connection Implants: Up-to-2-Year Retrospective Clinical and Radiologic Study // Int J Oral Maxillofac Implants. 2016. Vol. 31, N 1. P. 142–152. doi: 10.11607/jomi.4061
23. Mishra S.K., Chowdhary R., Kumari S. Microleakage at the Different Implant Abutment Interface: A Systematic Review // J Clin Diagn Res. 2017. Vol. 11, N 6. ZE10–ZE15. doi: 10.7860/JCDR/2017/28951.10054
24. Hsu P.F., Yao K.T., Kao H.C., Hsu M.L. Effects of Axial Loading on the Pull-out Force of Conical Connection Abutments in Ankylos Implant // Int J Oral Maxillofac Implants. 2018. Vol. 33, N 4. P. 788–794. doi: 10.11607/jomi.6016
25. Schmitt C.M., Nogueira-Filho G., Tenenbaum H.C., et al. Performance of conical abutment (Morse Taper) connection implants: a systematic review // J Biomed Mater Res A. 2014. Vol. 102, N 2. P. 552–574. doi: 10.1002/jbm.a.34709
26. ГОСТ 25307-82. Система допусков и посадок для конических соединений. Москва: Издательство стандартов, 2004.
27. Karl M., Irastorza-Landa A. In Vitro Characterization of Original and Nonoriginal Implant Abutments // Int J Oral Maxillofac Implants. 2018. Vol. 33, N 6. P. 1229–1239. doi: 10.11607/jomi.6921
28. Berberi A., Maroun D., Kanj W., et al. Micromovement Evaluation of Original and Compatible Abutments at the Implant-abutment Interface // J Contemp Dent Pract. 2016. Vol. 17, N 11. P. 907–913. doi: 10.5005/jp-journals-10024-1952
29. Патент РФ на изобретение № 193021/ 24.04.2019. Митин Н.Е., Илясов В.В., Мишин Д.Н., и др. Устройство для имитации и исследования жевательного давления на зубные ряды. Режим доступа: [https://yandex.ru/patents/doc/RU193021U1\\_20191010](https://yandex.ru/patents/doc/RU193021U1_20191010). Дата обращения: 17.08.2022
30. Ilyasov V.V., Mitin N.E., Mishin D.N., et al. Study of temporary fixation materials on single orthopedic structures by simulating chewing load // Structural integrity and life. Beograd, Serbia; 2020. P. 165–169.

## REFERENCES

1. Mitin NE, Guiter OS. The application of the modified method for the production of replacement dentures to a patient with jaw desmorphic osteonecrosis. *Science of the Young (Eruditio Juvenium)*. 2018;6(3):394–399. (In Russ). doi: 10.23888/HMJ201863394-399
2. Zhusev AI, Remov AY. *Dental implantation. Criteria for success*. Moscow: Tsentr dental'noy implantatsii; 2004. 223 p. (In Russ).
3. Ivanov SYu, Bizyaev AF, Lomakin MV, Panin AM. *Dental implantology: a textbook*. Moscow: GOU VUNMTs MZ RF; 2000. 96 p. (In Russ).
4. Uspenskaya IV, Yurina SV. Revisited the classifier of the main dental treatment-diagnostic activities and technologies. *I.P. Pavlov Russian Medical Biological Herald*. 2018;26(1):36–46. doi: 10.23888/PAVLOVJ201826136-46 (In Russ).
5. Musheev IU, Olesova VN, Framovich OZ. *Practical dental implantology: a guide*. 2nd ed. Moscow: Locus Standi; 2008. 498 p. (In Russ).
6. Lebedenko IYu, Kalivradzhiyan ES, editors. *Orthopedic dentistry: textbook*. Moscow: GEOTAR-Media, 2011. 640 p. (In Russ).
7. Akhmedova NA. Analysis of dentoalveolar disorders in patients with partial secondary adentities and patients without violation of dental integrity. *Science of the Young (Eruditio Juvenium)*. 2018;6(3):347–353. (In Russ). doi: 10.23888/HMJ201863347-353
8. Sasada Y, Cochran DL. Implant-Abutment Connections: A Review of Biologic Consequences and Peri-implantitis Implications. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2017;32(6):1296–1307. doi: 10.11607/jomi.5732
9. Liu Y, Wang J. Influences of microgap and micromotion of implant-abutment interface on marginal bone loss around implant neck. *Arch Oral Biol*. 2017;83:153–160. doi: 10.1016/j.archoralbio.2017.07.022
10. Gherlone EF, Capparé P, Pasciuta R, et al. Evaluation of resistance against bacterial microleakage of a new conical implant-abutment connection versus conventional connections: an in vitro study. *New Microbiol*. 2016;39(1):49–56.
11. Camós-Tena R, Escuin-Henar T, Torné-Duran S. Conical connection adjustment in prosthetic abutments obtained by different techniques. *J Clin Exp Dent*. 2019;11(5):e408–e413. doi: 10.4317/jced.55592
12. Caricasulo R, Malchiodi L, Ghensi P, et al. The influence of implant-abutment connection to peri-implant bone loss: A systematic review and meta-analysis. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2018;20(4):653–664. doi: 10.1111/cid.12620
13. Lops D, Stocchero M, Motta Jones J, et al. Five Degree Internal Conical Connection and Marginal Bone Stability around Subcrestal Implants: A Retrospective Analysis. *Materials (Basel)*. 2020;13(14):3123. doi: 10.3390/ma13143123
14. Lauritano D, Moreo G, Lucchese A, et al. The Impact of Implant-Abutment Connection on Clinical Outcomes and Microbial Colonization: A Narrative Review. *Materials (Basel)*. 2020;13(5):1131. doi: 10.3390/ma13051131
15. Ceruso FM, Barnaba P, Mazzoleni S, et al. Implant-abutment connections on single crowns: a systematic review. *Oral Implantol (Rome)*. 2017;10(4):349–353. doi: 10.11138/orl/2017.10.4.349
16. Flanagan D, Phillips J, Connor M, et al. Hoop stress and the conical connection. *J Oral Implantol*. 2015;41(1):37–44. doi: 10.1563/AAID-JOI-D-12-00180
17. Kofron MD, Carstens M, Fu C, Wen HB. In vitro assessment of connection strength and stability of internal implant-abutment connections. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2019;65:92–99. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2019.03.007
18. Candotto V, Gabrione F, Oberti L, et al. The role of implant-abutment connection in preventing bacterial leakage: a review. *J Biol Regul Homeost Agents*. 2019;33(3 Suppl. 1):129–134.
19. Carnovale F, Patini R, Peñarrocha-Oltra D, et al. Measurement of gap between abutment and fixture in dental conical connection implants. A focused ion beam SEM observation. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2020;25(4):e449–e454. doi: 10.4317/medoral.23281
20. Hurson S. Implant/Abutment Biomechanics and Material Selection for Predictable Results. *Compend Contin Educ Dent*. 2018;39(6):440–444.
21. Yao KT, Chen CS, Cheng CK, et al. Optimization of the Conical Angle Design in Conical Implant-Abutment Connections: A Pilot Study Based on the Finite Element Method. *J Oral Implantol*. 2018;44(1):26–35. doi: 10.1563/aaid-joi-D-17-00149
22. Pozzi A, Mura P. Immediate Loading of Conical Connection Implants: Up-to-2-Year Retrospective Clinical and Radiologic Study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2016;31(1):142–152. doi: 10.11607/jomi.4061
23. Mishra SK, Chowdhary R, Kumari S. Microleakage at the Different Implant Abutment Interface: A Systematic Review. *J Clin Diagn Res*. 2017;11(6):ZE10–ZE15. doi: 10.7860/JCDR/2017/28951.10054
24. Hsu PF, Yao KT, Kao HC, Hsu ML. Effects of Axial Loading on the Pull-out Force of Conical Connection Abutments in Ankylos Implant. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2018;33(4):788–794. doi: 10.11607/jomi.6016
25. Schmitt CM, Nogueira-Filho G, Tenenbaum HC, et al. Performance of conical abutment (Morse Taper) connection implants: a systematic review. *J Biomed Mater Res A*. 2014;102(2):552–574. doi: 10.1002/jbm.a.34709
26. State Standard 25307-82. *System of tolerances and landings for conical connections*. Moscow: Izdatel'stvo standartov; 2004. (In Russ).
27. Karl M, Irastorza-Landa A. In Vitro Characterization of Original and Nonoriginal Implant Abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2018;33(6):1229–1239. doi: 10.11607/jomi.6921
28. Berberi A, Maroun D, Kanj W, et al. Micromovement Evaluation of Original and Compatible Abutments at the Implant-abutment Interface. *J Contemp Dent Pract*. 2016;17(11):907–913. doi: 10.5005/jp-journals-10024-1952
29. Patent RUS №193021/ 24.04.2019. Mitin NE, Ilyasov VV, Mishin DN, et al. *Ustroystvo dlya imitatsii i issledovaniya zhevatel'nogo davleniya na zubnyye ryady*. Available from: [https://yandex.ru/patents/doc/RU193021U1\\_20191010](https://yandex.ru/patents/doc/RU193021U1_20191010) (In Russ).
30. Ilyasov VV, Mitin NE, Mishin DN, et al. Study of temporary fixation materials on single orthopedic structures by simulating chewing load. *Structural Integrity and Life*. Beograd, Serbia; 2020. P:165–169.

## ОБ АВТОРАХ

**\* Илясов Вячеслав Викторович;**

адрес: 390005, ул. Высоковольтная, 9, Рязань, Россия;

e-mail: ilyasov.vyacheslav2010@gmail.com

**Гуськов Александр Викторович;** канд. мед. наук, доцент

e-mail: guskov74@gmail.com

**Мишин Дмитрий Николаевич;** канд. мед. наук, ассистент

e-mail: dimnar89@ya.ru

**Калиновский Сергей Игоревич;**

e-mail: kalinovskiysi@yahoo.com

---

\* Автор, ответственный за переписку / Corresponding author

## AUTHORS INFO

**\* Vyacheslav V. Ilyasov, MD;**

address: 9, Vysokovoltnaya St., Ryazan, 390005, Russia;

e-mail: ilyasov.vyacheslav2010@gmail.com

**Alexander V. Guskov, MD, Cand. Sci. (Med.), Associate Professor;**

e-mail: guskov74@gmail.com

**Dmitry N. Mishin, MD, Cand. Sci. (Med.), Assistant;**

e-mail: dimnar89@ya.ru

**Sergey I. Kalinovskiy, MD;**

e-mail: kalinovskiysi@yahoo.com