

DOI: 10.37988/1811-153X\_2023\_4\_92

[В.В. Кирсанова](#)<sup>1</sup>,ассистент кафедры ортопедической  
стоматологии[Т.В. Фурцев](#)<sup>1</sup>,д.м.н., профессор кафедры ортопедической  
стоматологии, декан стоматологического  
факультета[Р.С. Лукин](#)<sup>2</sup>,старший преподаватель кафедры  
конструкторско-технологического  
обеспечения машиностроительных  
производств<sup>1</sup> КрасГМУ им. В.Ф. Войно-Ясенецкого,  
660022, Красноярск, Россия<sup>2</sup> Сибирский федеральный университет,  
660074, Красноярск, Россия**ДЛЯ ЦИТИРОВАНИЯ:**

Кирсанова В.В., Фурцев Т.В., Лукин Р.С. Микрозазор в коническом соединении с оригинальным и неоригинальным абатментом: сравнение результатов конечно-элементного моделирования. — *Клиническая стоматология*. — 2023; 26 (4): 92—100. DOI: 10.37988/1811-153X\_2023\_4\_92

[V.V. Kirsanova](#)<sup>1</sup>,

assistant at the Prosthodontics Department

[T.V. Furtsev](#)<sup>1</sup>,PhD in Medical Sciences, full professor  
of the Prosthodontics Department, dean  
of the Dental Faculty[R.S. Lukin](#)<sup>2</sup>,senior lecturer of the Department of design  
and technological provision of machinery  
production facilities<sup>1</sup> Krasnoyarsk State Medical University,  
660022, Krasnoyarsk, Russia<sup>2</sup> Siberian Federal University,  
660074, Krasnoyarsk, Russia

## Микрозазор в коническом соединении с оригинальным и неоригинальным абатментом: сравнение результатов конечно-элементного моделирования

**Реферат.** Важная клиническая роль в убыли костной ткани отводится микрозазору между установленным имплантатом и абатментом. В зависимости от размера микрозазора, его локализации и стабильности при жевательной нагрузке можно судить о прогнозе выживаемости имплантата в условиях постоянной микробной контаминации. Однако на сегодняшний день, помимо оригинальной, на стоматологическом рынке представлена и неоригинальная супраструктура с соответствующими сертификатами качества. Перспектива ее использования требует углубленного изучения. **Цель** — сравнить величины микрозазора в коническом соединении имплантатов различных систем с оригинальным и неоригинальным абатментом под действием жевательной нагрузки. **Материалы и методы.** Для исследования были выбраны имплантаты и стандартные абатменты трех имплантационных систем: Straumann BL (Швейцария), BioHorizons Tapered Internal (США), Nobel Biocare CC (Швейцария), а также неоригинальные абатменты системы ADM Dental (Россия). В ходе эксперимента с помощью метода конечных элементов моделировалась жевательная нагрузка силой 150, 300 и 450 Н, измерялась величина микрозазора и горизонтального отклонения абатмента от исходной оси. Для анализа степени различий показателей оригинальных и неоригинальных абатментов использовался пакет DTW (Dynamic Time Warping) языка программирования Python. **Результаты.** Наибольшие значения горизонтального отклонения абатмента наблюдаются у образцов системы Nobel; абатменты BioHorizons имеют наименьшее среднее отклонение при нагрузке в 150 Н; супраструктура Straumann показала наименьшее отклонение при нагрузках в 300 и 450 Н. Наибольшие значения остаточного отклонения абатмента наблюдаются у образцов системы Nobel, наименьшие — у BioHorizons. Наибольшие значения микрозазора при латеральной нагрузке выявлены в системе BioHorizons, наименьшие — в Straumann. Максимальный остаточный микрозазор после разгрузки наблюдается в системе Nobel, нулевые значения остаточных микрозазоров показала система Straumann. Только у Straumann в 100% случаев соединение имплантата с оригинальным абатментом демонстрирует меньшие значения микрозазора и горизонтального отклонения по сравнению с неоригинальным абатментом. В остальных случаях наблюдается тенденция меньших значений при использовании неоригинальной супраструктуры. **Заключение.** Применение оригинальной или неоригинальной супраструктуры коррелирует с величиной микрозазора в коническом соединении, а полученные данные говорят о возможности применения неоригинальных абатментов в клинической практике. При этом большее влияние на полученные величины оказывает не выбор в пользу оригинального или неоригинального абатмента, а особенности самой нагружаемой имплантационной системы.

**Ключевые слова:** микрозазор, коническое соединение, неоригинальный абатмент, оригинальный абатмент, метод конечных элементов, жевательная нагрузка

## Micro-gap at the conical connection with original or non-original abutment: A comparison of finite element modeling results

**Abstract.** Micro-gap between the placed implant and the abutment plays an important clinical part in the bone loss. Depending on the micro-gap width, its localization and stability under oblique load, we can predict the prognosis of the implant survival under conditions of constant microbial contamination. However, a non-original abutment with relevant quality certificates is also presented at the dental market in addition to the original one. The prospect of its using requires in-depth study. The aim of this study is to compare the micro-gap values at the conical connection of implants from different systems with the original and non-original abutment under oblique load. **Materials and methods.** Implants and standard abutments of three implant systems were selected for the study: Straumann BL (Switzerland), BioHorizons Tapered Internal (USA), Nobel Biocare CC (Switzerland),

as well as non-original abutments of the ADM Dental system (Russia). During the experiment, an oblique loading of 150, 300 and 450 N was applied by the finite element method, and the micro-gap width and the horizontal abutment deflection from the initial axis were measured. The DTW (Dynamic Time Warping) package of the Python programming language was used to analyze the degree of difference between original and non-original abutments. **Results.** The highest values of the horizontal abutment deflection were observed with Nobel system samples; BioHorizons abutments have the smallest average deflection under the load of 150 N; the Straumann abutments showed the least deflection under the load of 300 and 450 N. The highest values of residual abutment deflection were observed for the Nobel system, the smallest values were for BioHorizons. The highest values of the micro-gap under oblique loading were found for BioHorizons, the smallest ones were for Straumann. The maximum residual micro-gap after unloading was observed for Nobel system, Straumann showed zero residual micro-gap values. Only for Straumann (in 100% of cases), the connection of the implant with the original abutment showed smaller micro-gap and horizontal deflection values

## ВВЕДЕНИЕ

На сегодняшний день проблема убыли костной ткани в области ранее установленного имплантата остается открытой. Ведется активное изучение причин этого явления, среди которых важная роль отводится как ятрогенным причинам (избыточная или преждевременная окклюзионная нагрузка, неудачная костная или мягкотканая пластика, неоптимальное позиционирование имплантата, хирургическая травма, недостаточная диагностика), так и конструктивным особенностям имплантационных систем: величине микрозазора, типу соединения, микроподвижности абатмента, наличию фрезерованной шейки и эффекту переключения платформ [1–3]. Известно, что одной из причин развития периимплантитов является микробная контаминация соединения имплантат–абатмент, что делает микрозазор важным объектом исследовательского интереса [4–7].

Однако на параметры самого микрозазора может влиять множество факторов. Так, в первую очередь важно упомянуть разделение типов соединений имплантат–абатмент на две большие группы: конические и цилиндрические. Многие авторы придерживаются мнения, что конические соединения обеспечивают большую герметичность по сравнению с цилиндрическими [5, 8, 9]. Вдобавок латеральная нагрузка на имплантаты с таким типом соединения распределяется более физиологично, что снимает стресс с кортикальной кости, находящейся в зоне риска [10–13].

Помимо возможности выбора типа соединения, существует возможность выбора самих супраструктур имплантационных систем. На стоматологическом рынке представлены не только оригинальные составляющие, но и неоригинальные, которые имеют соответствующие сертификаты качества и являются конкурентоспособным продуктом, по мнению компаний, их производящих. Однако влияет ли выбор неоригинального абатмента на прогноз установленного имплантата, пока неясно, а потому перспектива их использования остается актуальным вопросом современной стоматологии.

compared to the non-original abutment. In other cases, there was a tendency for smaller values when using non-original abutments. **Conclusion.** The study found that using of original or non-original abutments correlates with the width of the micro-gap at the conical connection, and the data obtained indicate the possibility of using non-original abutments in clinical practice. At the same time, it is not the choice of the original or non-original abutment that has a greater influence on the values obtained, but the features of the most loaded implant system.

**Key words:** micro-gap, conical connection, non-original abutment, original abutment, finite element analysis, oblique loading

## FOR CITATION:

Kirsanova V.V., Furtsev T.V., Lukin R.S. Micro-gap at the conical connection with original or non-original abutment: A comparison of finite element modeling results. *Clinical Dentistry (Russia)*. 2023; 26 (4): 92—100 (In Russian). DOI: 10.37988/1811-153X\_2023\_4\_92

**Цель исследования** — сравнить величины микрозазора в коническом соединении имплантатов различных систем с оригинальным и неоригинальным абатментом под действием жевательной нагрузки.

Одним из способов оценки функционирования системы является имитационное моделирование. В его основе лежат разработка и выполнение на компьютере программы, отражающей структуру и поведение моделируемого объекта во времени. Достоверность такого метода исследования основывается на паспортах аттестации программного комплекса, используемого в ходе эксперимента, а также подтверждается множественным решением верификационных задач, которые ставятся производителем программного обеспечения и сравниваются с натурным экспериментом. К имитационному моделированию не раз обращались многие авторы научных исследований [10, 11, 13, 14, 17].

## МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

В имитационное моделирование включили имплантаты и стандартные абатменты трех имплантационных систем: Straumann BL (Швейцария), BioHorizons Tapered Internal (США), Nobel Biocare CC (Швейцария), а также неоригинальные абатменты фирмы ADM Dental (Россия). Выбор имплантационных систем основан на различиях в сплавах, используемых для их изготовления, а также на разной степени конусности соединения имплантат–абатмент (табл. 1; рис. 1).

Для расчета необходимых величин использовались геометрические параметры, замеренные на образцах вручную, известные физические характеристики материала образцов, а также костной ткани [14–17] (табл. 2).

## Условия эксперимента

Измерения проводились методом конечных элементов в трехмерной постановке с учетом симметрии через модуль Mechanical программы ANSYS Workbench (версия 17.0). Усилие затяжки винта для каждой имплантационной системы было выбрано в соответствии

Таблица 1. Технические характеристики имплантационных систем

Table 1. Technical characteristics of dental implant systems

Производитель	Составляющая	Материал	Конусность соединения
Straumann BL	Имплантат	Roxolid® (Ti-13Zr)	15°
	Абатмент	TAN-сплав (Ti-6Al-7Nb)	
BioHorizons Tapered Internal	Имплантат	Grade 5 (Ti-6Al-4V)	45°
	Абатмент	Grade 5 (Ti-6Al-4V)	
Nobel Biocare CC	Имплантат	Grade 4 (Ti)	12°
	Абатмент	Grade 5 (Ti-6Al-4V)	
ADM Dental	Абатмент (не-оригинальный)	Grade 5 (Ti-6Al-4V)	В соответствии с совместимой системой

Таблица 2. Физические характеристики материалов образцов

Table 2. Physical characteristics of sample materials

	Модуль упругости, ГПа	Коэффициент Пуассона	Предел текучести, МПа
Grade 4 (Ti)	105	0,36	483
Grade 5 (Ti-6Al-4V)	110	0,31	828
Roxolid® (Ti-13Zr)	98	0,37	772
TAN-сплав (Ti-6Al-7Nb)	105	0,35	800
Кортикальная кость	34	0,26	—
Губчатая кость	13,4	0,38	—

с рекомендациями производителя: 35 Н·см для имплантатов Straumann BL и Nobel Biocare CC, 30 Н·см для имплантатов BioHorizons Tapered Internal. В эксперименте не пострадал ни один имплантат или абатмент.

Достаточное усилие затяжки винта обеспечивает плотное прилегание в области конического соединения и, по мнению авторов, напрямую влияет на микроподвижность абатмента, величину микрозазора и распределение нагрузки на кость [18, 19]. С условным шагом в 150 Н для математических моделей была

задана нагрузка в 150, 300 и 450 Н — это условные усредненные величины жевательной нагрузки, которую испытывают разные группы зубов (резцы, премоляры, моляры) [14, 20]. Фактическая величина жевательной силы индивидуальна для каждого человека, она зависит от пола, возраста, телосложения, а по некоторым данным, даже от этнической принадлежности [21, 22]. Нагрузка была приложена под углом 30° к оси имплантата на высоте 11 мм от точки его опоры (кортикальной кости) [20, 23, 24]. Это рекоменду-

емые условия для испытания усталостной прочности имплантатов по ISO 14801, а направленный таким образом вектор силы имитирует жевательную нагрузку во рту. Для получения наглядной закономерности поведения представителей разных систем запускалось 100 циклов нагрузки с нуля. В течение процесса программой измерялись следующие величины: горизонтальное отклонение абатмента под нагрузкой, остаточное горизонтальное отклонение абатмента, микрозазор под нагрузкой и остаточный микрозазор. Горизонтальное отклонение абатмента дает представление о его микроподвижности во время жевательной нагрузки. В ходе математического эксперимента для каждой имплантационной системы измерения проводились на различных циклах нагрузки.

### Статистическая обработка данных

Для анализа степени различий показателей оригинальных и неоригинальных абатментов использовался пакет DTW (Dynamic Time Warping). DTW — это метод сравнения выборок, где наблюдается изменения определенного показателя с учетом изменения другой

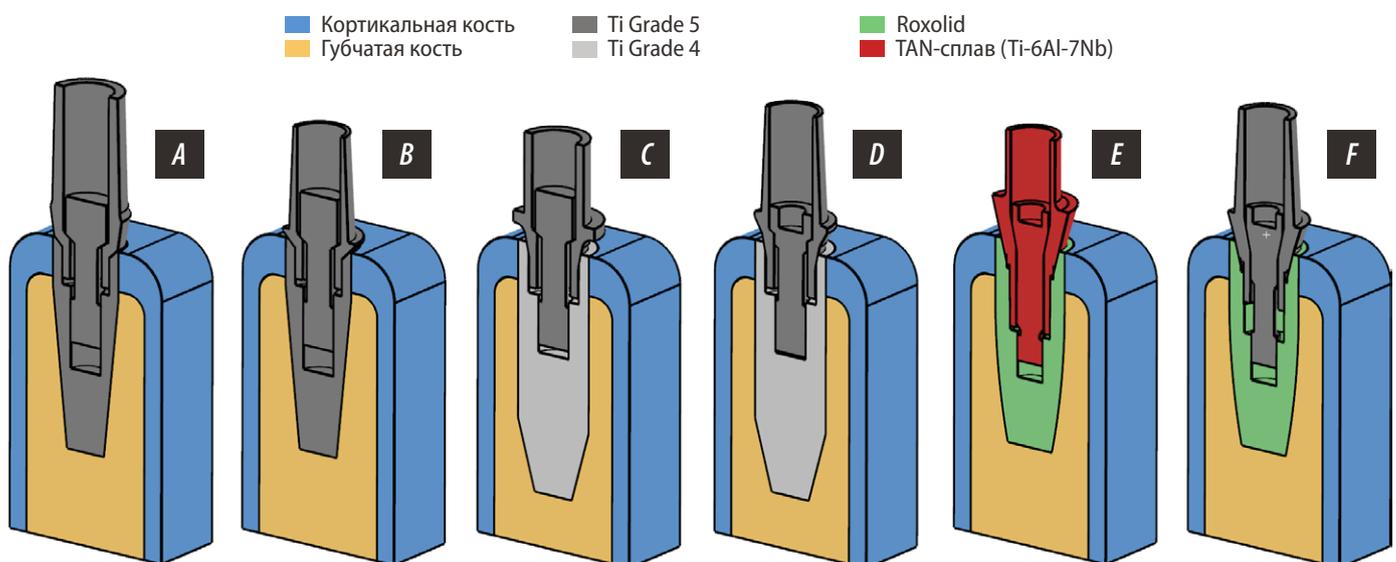


Рис. 1. Имплантационные системы: BioHorizons с оригинальным (А) и неоригинальным (В) абатментом, Nobel с оригинальным (С) и неоригинальным (D) абатментом, Straumann с оригинальным (Е) и неоригинальным (G) абатментом

Fig. 1. Dental implant system: BioHorizons with original (A), and non-original (B) abutment, Nobel with original (C), and non-original (D) abutment, Straumann with original (E), and non-original (G) abutment

переменной. DTW основан на попарном сравнении точек двух рядов с помощью динамической оптимизации, чтобы найти минимальные расстояния между ними. Метод DTW служит для определения степени близости выборок. При отсутствии сдвигов DTW находит расстояние между двумя рядами, не учитывая возможные смещения, сдвиги или искажения в данных, таким образом находится Евклидово расстояние.

Уровень значимости  $p$  рассчитывался с помощью перестановочного теста, где  $p$  — это доля перестановок, при которых расстояние между выборками больше или равно наблюдаемому расстоянию. Критический уровень принимался равным 0,05.

## РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

### Горизонтальное отклонение абатмента при латеральной нагрузке

При латеральной нагрузке в 150 Н максимальную величину горизонтального отклонения демонстрирует оригинальный абатмент Nobel в первый цикл нагрузки, оно равно 132,5 мкм. В системе Straumann горизонтальное отклонение достигает максимального значения у неоригинального абатмента и равняется 93,4 мкм. У BioHorizons максимальное горизонтальное отклонение наблюдается в случае с оригинальным абатментом, величина его равна 87,7 мкм (рис. 2А). Таким образом, в 100% случаев отклонение достигает максимальной величины во время первого цикла нагрузки.

При латеральной нагрузке в 300 Н максимальную величину горизонтального отклонения так же демонстрирует оригинальный абатмент Nobel в первый цикл,

Таблица 3. Горизонтальное отклонение абатмента при латеральной нагрузке (мкм)

Table 3. Horizontal abutment deflection under lateral load (in microns)

	Нагрузка, Н		
	150	300	450
Nobel (оригинальный абатмент)	131,14±0,61	298,46±1,44	772,73±27,12
Nobel (неоригинальный абатмент)	127,15±0,66	294,72±0,81	663,45±13,89
BioHorizons (оригинальный абатмент)	87,45±0,07	218,82±0,46	389,50±5,41
BioHorizons (неоригинальный абатмент)	77,78±0,07	199,86±0,63	371,71±5,87
Straumann (оригинальный абатмент)	88,66±0,22	184,27±0,85	289,68±1,50
Straumann (неоригинальный абатмент)	92,56±0,28	194,37±1,20	308,29±1,72

оно равно 303,1 мкм. Максимальное горизонтальное отклонение у BioHorizons образуется в случае соединения с оригинальным абатментом, величина его равна 219,7 мкм. В системе Straumann горизонтальное отклонение достигает максимального значения с неоригинальным абатментом, оно равно 197,8 мкм (рис. 2В).

При латеральной нагрузке в 450 Н максимальную величину горизонтального отклонения снова демонстрирует оригинальный абатмент Nobel, но на этот раз в 100-й цикл нагрузки; оно равно 794,3 мкм. Максимальное горизонтальное отклонение у BioHorizons показывает оригинальный абатмент аналогично в 100-й цикл нагрузки, величина его равна 398,1 мкм. У системы Straumann горизонтальное отклонение достигает максимального значения в соединении с неоригинальным абатментом, оно равно 313,3 мкм (рис. 2С).

Наибольшие значения горизонтального отклонения наблюдаются у математических моделей образцов системы Nobel, BioHorizons имеют наименьшее горизонтальное отклонение при нагрузке в 150 Н, абатменты Straumann показали наименьшее отклонение при нагрузках в 300 и 450 Н (табл. 3).

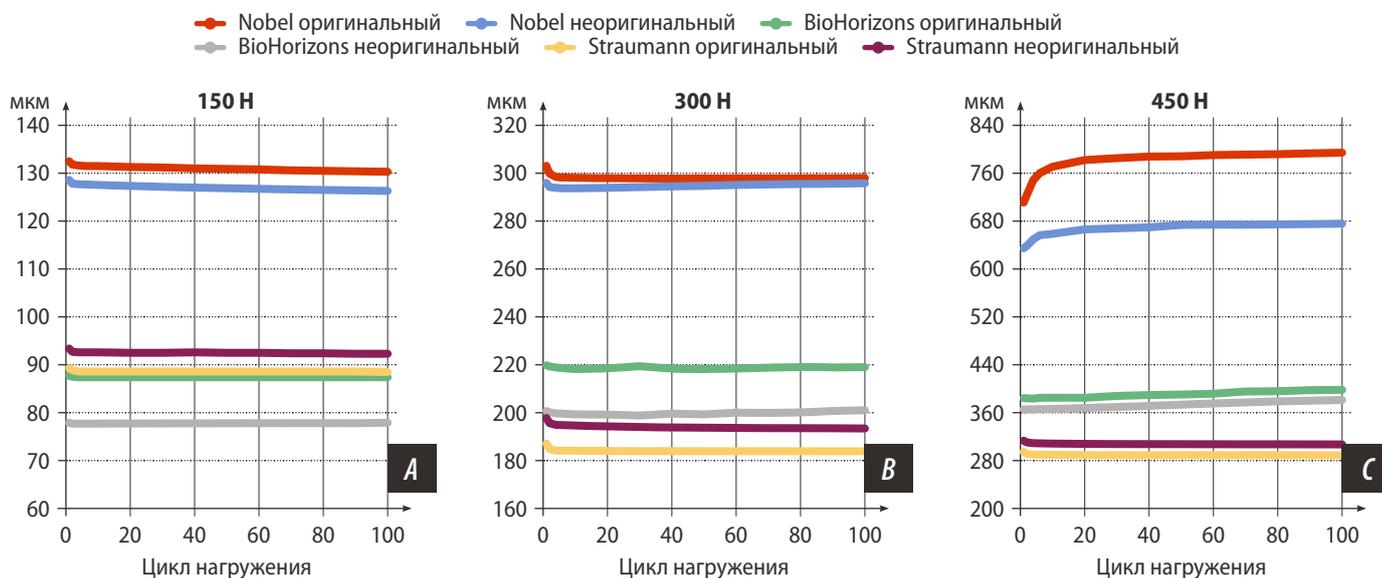


Рис. 2. Горизонтальное отклонение абатмента: А — при нагрузке 150 Н, В — при нагрузке 300 Н; С — при нагрузке 450 Н

Fig. 2. The horizontal abutment deflection under load of: A — 150 N; B — 300 N; C — 450 N

### Остаточное горизонтальное отклонение абатмента после разгрузки

После латеральной нагрузки в 150 Н максимальную величину остаточного отклонения демонстрирует оригинальный абатмент Nobel, оно равно 44,2 мкм. У системы Straumann горизонтальное отклонение достигает максимального значения в соединении с неоригинальным абатментом и равно 19,4 мкм. У BioHorizons максимальное остаточное отклонение 5,7 мкм показывает оригинальный абатмент (рис. 3А).

После латеральной нагрузки в 300 Н максимальную величину остаточного отклонения демонстрирует неоригинальный абатмент Nobel в 100-й цикл нагрузки, оно равно 81,7 мкм. При этом графики, соответствующие отклонению оригинальной и неоригинальной супраструктуры, пересекаются в области 60-го цикла нагрузки. У системы Straumann остаточное отклонение достигает максимального значения в соединении с неоригинальным абатментом и равняется 37,2 мкм. Максимальное остаточное отклонение у BioHorizons характерно для неоригинального абатмента, величина его равна 11,7 мкм (рис. 3В).

После латеральной нагрузки в 450 Н максимальную величину остаточного отклонения демонстрирует оригинальный абатмент системы Nobel в 100-й цикл нагрузки, оно равно 356 мкм. У системы Straumann остаточное отклонение достигает максимального значения в соединении с неоригинальным абатментом, оно равно 34,1 мкм. Максимальное остаточное отклонение у BioHorizons показывает неоригинальный абатмент, величина его равна 20,4 мкм (рис. 3С). Наибольшие значения остаточных отклонений наблюдаются

Таблица 4. Остаточное горизонтальное отклонение абатмента после разгрузки (мкм)  
Table 4. Residual horizontal abutment deflection after unload (in microns)

	Нагрузка, Н		
	150	300	450
Nobel (оригинальный абатмент)	40,78±11,29	74,27±20,56	312,39±90,56
Nobel (неоригинальный абатмент)	38,50±10,66	73,94±20,54	221,77±62,83
BioHorizons (оригинальный абатмент)	5,20±1,44	9,94±2,79	14,16±3,97
BioHorizons (неоригинальный абатмент)	4,78±1,33	10,30±2,92	18,66±5,17
Straumann (оригинальный абатмент)	13,60±3,77	26,23±7,28	31,6±8,76
Straumann (неоригинальный абатмент)	17,98±4,98	34,41±9,53	42,92±11,88

у математических моделей образцов системы Nobel, наименьшие — у BioHorizons (табл. 4.).

### Ширина микрозазора между абатментом и имплантатом при латеральной нагрузке

При латеральной нагрузке в 150 Н максимальный микрозазор демонстрирует соединение BioHorizons с оригинальным абатментом, величина в первый цикл нагрузки равна 4,4 мкм. У системы Nobel наибольший микрозазор образуется в соединении с оригинальным абатментом, он равен 1,3 мкм. У Straumann максимальный микрозазор появляется в первый цикл нагрузки между имплантатом и неоригинальным абатментом, величина его составляет 0,8 мкм (рис. 4А).

При латеральной нагрузке в 300 Н, как и в первом случае, максимальный микрозазор в 20,1 мкм образуется между имплантатом BioHorizons и оригинальным абатментом. У системы Nobel наибольший микрозазор образуется в соединении с оригинальным абатментом, он равен 8,8 мкм. У Straumann максимальный микрозазор появляется в первый цикл нагрузки между имплантатом и неоригинальным абатментом, величина его составляет 4,8 мкм (рис. 4В).

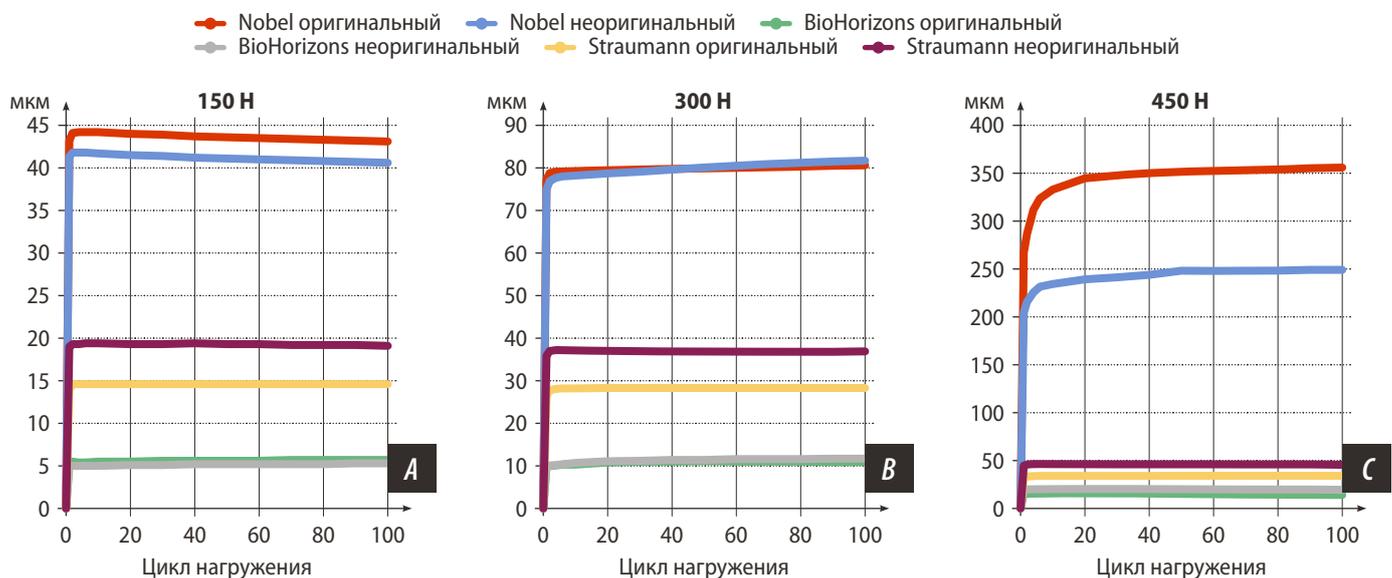


Рис. 3. Остаточное горизонтальное отклонение абатмента: А — после нагрузки 150 Н; В — после нагрузки 300 Н; С — после нагрузки 450 Н  
Fig. 3. The residual horizontal abutment deflection under load of: А — 150 N; В — 300 N; С — 450 N

При латеральной нагрузке в 450 Н максимальный микрозазор демонстрирует соединение BioHorizons с неоригинальным абатментом, величина в 100-й цикл нагрузки равна 45,3 мкм. При этом графики, соответствующие оригинальному и неоригинальному абатменту, однократно пересекаются в области 30-го цикла нагрузки. При латеральной нагрузке на систему Nobel наибольший микрозазор образуется в соединении с оригинальным абатментом, он равен 33,8 мкм. У Straumann максимальный микрозазор появляется в первый цикл нагрузки между имплантатом и неоригинальным абатментом, величина его равна 10,7 мкм (рис. 4С).

Стоит отметить, что во время первого цикла нагрузки в зонах контакта образуется значительный объем пластической деформации, и дальнейшее ее изменение незначительно по сравнению с первым циклом. Наибольшие значения микрозазоров наблюдаются у математических моделей образцов системы Biohorizons, наименьшие — у Straumann (табл. 5).

#### Ширина остаточного микрозазора между абатментом и имплантатом при разгрузке

После латеральной нагрузки в 150 Н остаточный микрозазор между имплантатом и абатментом отсутствует во всех системах.

После латеральной нагрузки в 300 Н у Straumann остаточный микрозазор между имплантатом и супраструктурой отсутствует. Система Nobel демонстрирует наибольший остаточный микрозазор в соединении с оригинальным абатментом, он равен 0,3 мкм. Максимальный остаточный микрозазор у BioHorizons в 0,01 мкм образуется между имплантатом и неоригинальным абатментом (рис. 5А).

Таблица 5. Ширина микрозазоров при нагрузке (мкм)

Table 5. Micro-gap width under load (in microns)

	Нагрузка, Н		
	150	300	450
Nobel (оригинальный абатмент)	1,23±0,03	8,27±0,18	33,25±0,52
Nobel (неоригинальный абатмент)	1,12±0,04	8,10±0,15	28,48±0,37
BioHorizons (оригинальный абатмент)	4,35±0,04	19,55±0,21	42,96±1,32
BioHorizons (неоригинальный абатмент)	4,02±0,02	18,64±0,22	43,10±1,35
Straumann (оригинальный абатмент)	0,41±0,02	3,28±0,14	7,79±0,33
Straumann (неоригинальный абатмент)	0,68±0,02	4,29±0,19	9,78±0,34

После латеральной нагрузки в 450 Н в системе Straumann остаточный микрозазор между имплантатом и супраструктурой вновь нулевой. Система Nobel демонстрирует наибольший остаточный микрозазор в соединении с оригинальным абатментом, он равен 11,6 мкм. Максимальный остаточный микрозазор у BioHorizons в 0,8 мкм образуется между имплантатом и неоригинальным абатментом (рис. 5В).

Наибольшие значения наблюдаются у математических моделей системы Nobel, нулевые значения остаточных микрозазоров показала система Straumann (табл. 6).

Таблица 6. Ширина остаточных микрозазоров после разгрузки (мкм)

Table 6. Residual micro-gap width after unload (in microns)

	Нагрузка, Н		
	150	300	450
Nobel (оригинальный абатмент)	0	0,23±0,07	10,15±2,96
Nobel (неоригинальный абатмент)	0	0,20±0,06	6,28±1,80
BioHorizons (оригинальный абатмент)	0	0	0,17±0,06
BioHorizons (неоригинальный абатмент)	0	0,01	0,39±0,11
Straumann (оригинальный абатмент)	0	0	0
Straumann (неоригинальный абатмент)	0	0	0

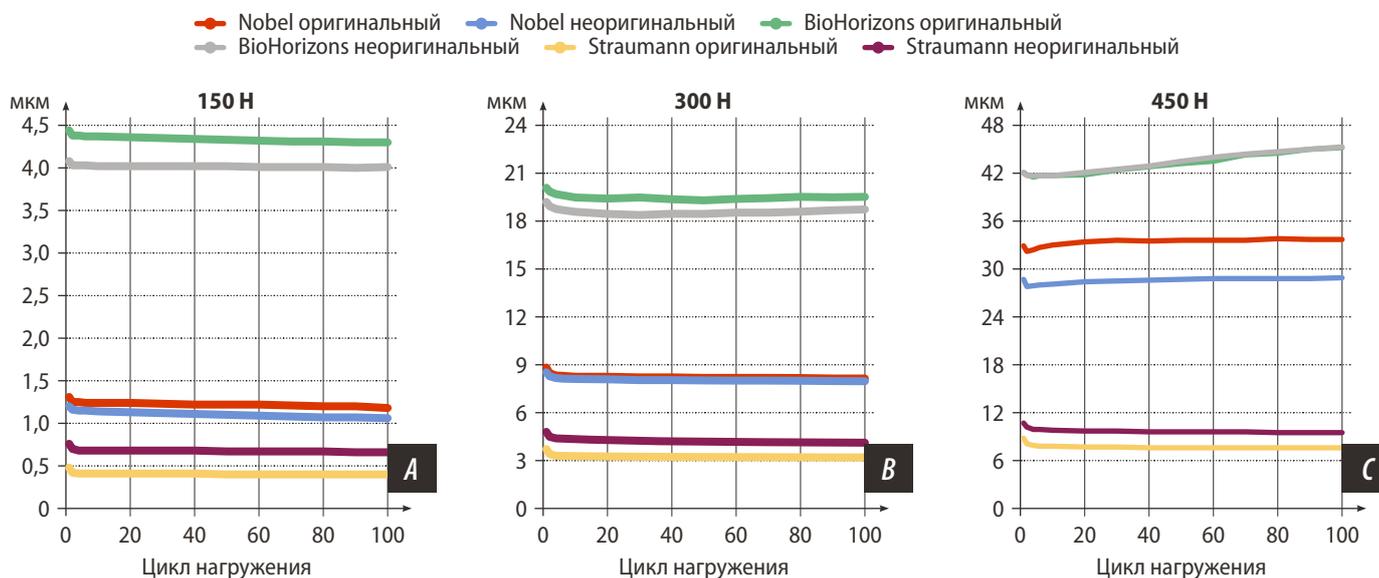


Рис. 4. Ширина микрозазора между имплантатом и абатментом: А — при нагрузке 150 Н; В — при нагрузке 300 Н; С — при нагрузке 450 Н  
Fig. 4. Width of the microgap between implant and abutment: A — at 150 N load; B — at 300 N load; C — at 450 N load.

Исходя из представленных данных можно выявить некоторые закономерности, касающиеся имплантационных систем:

- Остаточный микрозазор после приложения силы в 150 Н у всех систем можно принять за нулевой, при этом остаточный микрозазор у системы Straumann отсутствует во всех смоделированных экспериментах.
  - Наибольшую амплитуду отклонения абатмента во всех случаях демонстрирует Nobel, в этой же системе наблюдается существенный остаточный микрозазор после разгрузки силы в 300 и 450 Н.
  - В системе BioHorizons выявлен наибольший микрозазор под приложенной нагрузкой, но при этом минимальное остаточное отклонение абатмента.
  - Наименьшая величина микрозазора при нагрузке и разгрузке абатмента выявлена для системы Straumann.
- А также закономерности, связанные с выбором оригинальной/неоригинальной супраструктуры:
- Только у Straumann в 100% случаев образцы с оригинальным абатментом демонстрируют меньшие значения микрозазора и горизонтального отклонения по сравнению с неоригинальным.
  - При значительной нагрузке (>300 Н) зазор между имплантатом BioHorizons и оригинальным абатментом, а также остаточное горизонтальное отклонение меньше, чем при использовании неоригинального абатмента.

**Таблица 7. DTW-расстояние между оригинальным и неоригинальным абатментом**  
Table 7. Dynamic Time Warping between original and non-original abutments

Режим	Nobel	BioHorizons	Straumann
Отклонение при нагрузке 150 Н	14,9*	36,2*	14,6*
Отклонение при нагрузке 300 Н	14,7*	71,0*	37,9*
Отклонение при нагрузке 450 Н	406,9*	61,5*	69,7*
Остаточное отклонение после разгрузки 150 Н	9,1	1,7	17,6
Остаточное отклонение после разгрузки 300 Н	3,0	1,6	32,8*
Остаточное отклонение после разгрузки 450 Н	354,3*	18,1	45,4*
Микрозазор при нагрузке 150 Н	0,3*	1,2*	1,0*
Микрозазор при нагрузке 300 Н	0,5	3,1*	3,7*
Микрозазор при нагрузке 450 Н	17,9*	0,7	7,4*
Остаточный микрозазор после разгрузки 150 Н	0,0	0,0	0,0
Остаточный микрозазор после разгрузки 300 Н	0,1	0,015	0,0
Остаточный микрозазор после разгрузки 450 Н	15,5*	0,9*	0,0

Примечание. \* — статистически достоверно значимое отличие для неоригинального абатмента ( $p < 0,05$ ).

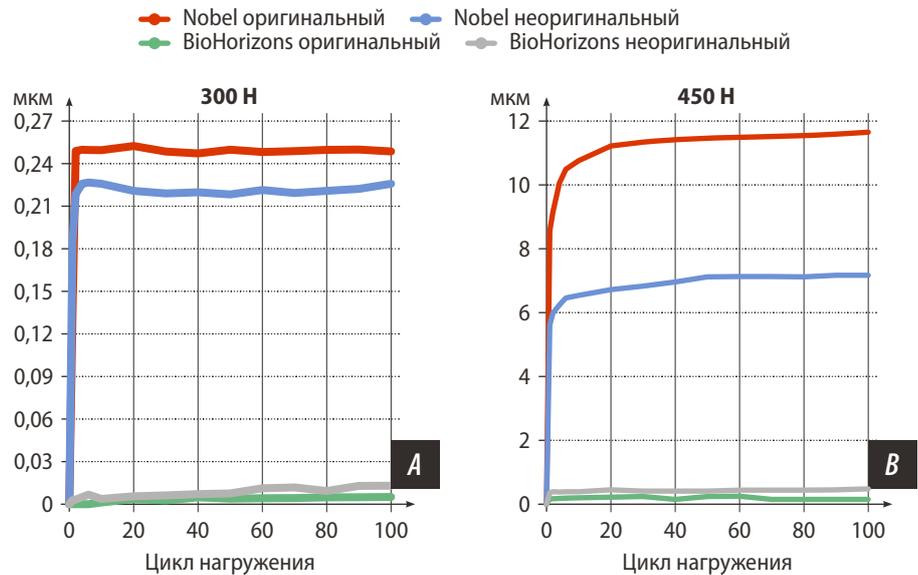


Рис. 5. Ширина остаточного микрозазора между имплантатом и абатментом: А — после нагрузки 300 Н; В — после нагрузки 450 Н

Fig. 5. The residual micro-gap at the implant-abutment interface under load of: A — 300 N; B — 450 N.

- В остальных случаях наблюдается тенденция меньших значений в отношении неоригинальной супраструктуры, при этом разница с показателями оригинальной супраструктуры может колебаться от сотых микрометра до десятков микрометров.
- Стоит также отметить, что амплитуда горизонтального отклонения супраструктуры не коррелирует с величиной микрозазора. Так, например, максимальные значения отклонения абатмента во всех трех случаях моделирования нагрузки демонстрирует система Nobel, но при этом микрозазор достигает наибольших значений у имплантационной системы BioHorizons.

По большинству показателей при различных степенях нагрузки в эксперименте обнаружены статистически значимые различия между оригинальными и неоригинальными абатментами (табл. 7, критический уровень  $\alpha=0,05$ ).

Можно предположить, что большее влияние на величины оказывает не выбор оригинальной или неоригинальной супраструктуры, а особенности самой нагружаемой имплантационной системы, так как полученные значения для каждого смоделированного соединения «имплантат—абатмент» из одной системы всегда находятся рядом и никогда не пересекаются с показателями соединений из других систем. При этом на величину микрозазора в покое и под нагрузкой могут влиять следующие факторы: непосредственно величина приложенной нагрузки, градус конусности соединения, а также материал имплантата и абатмента, т.е. разница в их физических характеристиках.

Факторы, влияющие на величину микрозазора при использовании оригинального и неоригинального абатмента в рамках одной системы, требуют дальнейшего углубленного изучения. Но уже сейчас можно предположить, что важна конфигурация абатмента (в частности площадь его прилегания к внутреннему шести- или восьмиграннику), плотность прилегания винта (т.е. его диаметр), материал винта и его длина.

Стоит отметить, что полученные в ходе математического эксперимента значения микрозазора имеют клиническое значение, так как зачастую они превышают среднестатистические размеры микроорганизмов, относящихся к биотопу рта [24, 25]. Это косвенно подтверждает, что контаминация конического соединения неизбежна.

#### ЛИТЕРАТУРА / REFERENCES :

- Schwarz F., Derks J., Monje A., Wang H.L. Peri-implantitis. — *J Periodontol.* — 2018; 89 Suppl 1: S267-S290. [PMID: 29926957](#)
- Sasada Y., Cochran D.L. Implant-abutment connections: A review of biologic consequences and peri-implantitis implications. — *Int J Oral Maxillofac Implants.* — 2017; 32 (6): 1296—1307. [PMID: 29140374](#)
- Peñarrocha-Diago M.A., Flichy-Fernández A.J., Alonso-González R., Peñarrocha-Oltra D., Balaguer-Martínez J., Peñarrocha-Diago M. Influence of implant neck design and implant-abutment connection type on peri-implant health. Radiological study. — *Clin Oral Implants Res.* — 2013; 24 (11): 1192—200. [PMID: 22925048](#)
- Assenza B., Tripodi D., Scarano A., Perrotti V., Piattelli A., Iezzi G., D'Ercole S. Bacterial leakage in implants with different implant-abutment connections: an in vitro study. — *J Periodontol.* — 2012; 83 (4): 491—7. [PMID: 21780904](#)
- do Nascimento C., Miani P.K., Pedrazzi V., Gonçalves R.B., Ribeiro R.F., Faria A.C., Macedo A.P., de Albuquerque R.F. Jr Leakage of saliva through the implant-abutment interface: in vitro evaluation of three different implant connections under unloaded and loaded conditions. — *Int J Oral Maxillofac Implants.* — 2012; 27 (3): 551—60. [PMID: 22616048](#)
- Tripodi D., Vantaggiato G., Scarano A., Perrotti V., Piattelli A., Iezzi G., D'Ercole S. An in vitro investigation concerning the bacterial leakage at implants with internal hexagon and Morse taper implant-abutment connections. — *Implant Dent.* — 2012; 21 (4): 335—9. [PMID: 22814560](#)
- Яковлев А.Т., Бадрак Е.Ю., Михальченко Д.В., Гришина М.А., Демьянова О.Б. Исследование микрофлоры в области соединения дентального имплантата с абатментом. — *Волгоградский научно-медицинский журнал.* — 2015; 1 (45): 46—49. [Yakovlev A.T., Badrak E.Y., Mihalchenko D.V., Grishina M.A., Demyanova O.B. A study of microflora at dental implant-abutment interface. — *Volgograd Scientific and Medical Journal.* — 2015; 1 (45): 46—49 (In Russian)]. [eLibrary ID: 23715307](#)
- Schmitt C.M., Nogueira-Filho G., Tenenbaum H.C., Lai J.Y., Brito C., Döring H., Nonhoff J. Performance of conical abutment (Morse Taper) connection implants: a systematic review. — *J Biomed Mater Res A.* — 2014; 102 (2): 552—74. [PMID: 23533139](#)
- Caricasulo R., Malchiodi L., Ghensi P., Fantozzi G., Cucchi A. 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. [PMID: 29761902](#)
- Yamanishi Y., Yamaguchi S., Imazato S., Nakano T., Yatani H. Influences of implant neck design and implant-abutment joint type on peri-implant bone stress and abutment micromovement: three-dimensional finite element analysis. — *Dent Mater.* — 2012; 28 (11): 1126—33. [PMID: 22920538](#)
- Quaresma S.E., Cury P.R., Sendyk W.R., Sendyk C. A finite element analysis of two different dental implants: stress distribution in the prosthesis, abutment, implant, and supporting bone. — *J Oral Implantol.* — 2008; 34 (1): 1—6. [PMID: 18390236](#)
- Мураев А.А., Иванов С.Ю., Леонов С.В., Мруэ А.Х., Мухаметшин Р.Ф., Гажва Ю.В. Сравнительный анализ биомеханики при различных узлах сопряжения имплантата и абатмента на основании данных трехмерного конечно-элементного моделирования. — *Стоматология.* — 2019; 1: 11—16. [Muraev A.A., Ivanov S.Yu., Leonov S.V., Mrue A.H., Muhametshin R.F., Gazhva Yu.V. Comparative analysis of different types of implant-abutment interface on the basis of three-dimensional finite element analysis data. — *Stomatology.* — 2019; 1: 11—16 (In Russian)]. [eLibrary ID: 37062619](#)
- Мураев А.А., Иванов С.Ю., Леонов С.В., Старостин П.В., Чугунов Н.М. Конечно-элементный математический анализ распределения нагрузки в системе «абатмент-имплантат-кость». — *Стоматология.* — 2016; 1: 18—20. [Muraev A.A., Ivanov S.Iu., Leonov S.V., Starostin P.V., Chugunov N.M. Stress final element analysis at the abatement-implant-bone interface. — *Stomatology.* — 2016; 1: 18—20 (In Russian)]. [eLibrary ID: 25675488](#)

#### ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В результате конечноэлементного моделирования жевательной нагрузки величина микрозазора в соединении имплантата с оригинальным абатментом может быть как больше, так и меньше, чем с неоригинальным абатментом, в зависимости от выбора имплантационной системы. Таким образом, неоригинальные супраструктуры, представленные на современном рынке, также можно применять в клинической практике врача-стоматолога.

**Конфликт интересов.** Авторы декларируют отсутствие конфликта интересов.

**Поступила:** 02.08.2023      **Принята в печать:** 16.10.2023

**Conflict of interests.** The authors declare no conflict of interests.

**Received:** 02.08.2023      **Accepted:** 16.10.2023

14. Geramy A., Retrouvey J.M., Sobuti F., Salehi H. Anterior Teeth Splinting After Orthodontic Treatment: 3D Analysis Using Finite Element Method. — *J Dent (Tehran)*. — 2012; 9 (2): 90—8. [PMID: 23066473](#)
15. Grandin H.M., Berner S., Dard M. A Review of Titanium Zirconium (TiZr) Alloys for Use in Endosseous Dental Implants. — *Materials (Basel)*. — 2012; 5 (8): 1348—1360. [DOI: 10.3390/ma5081348](#)
16. Sharma A., Waddell J.N., Li K.C., A Sharma L., Prior D.J., Duncan W.J. Is titanium-zirconium alloy a better alternative to pure titanium for oral implant? Composition, mechanical properties, and microstructure analysis. — *Saudi Dent J*. — 2021; 33 (7): 546—553. [PMID: 34803299](#)
17. Wu T., Liao W., Dai N., Tang C. Design of a custom angled abutment for dental implants using computer-aided design and nonlinear finite element analysis. — *J Biomech*. — 2010; 43 (10): 1941—6. [PMID: 20382389](#)
18. York R. Characterization of micro-machining of dental screws and abutments: master's thesis. — Ottawa: University of Ottawa, 2017. — 92 p. [DOI: 10.20381/ruor-20349](#)
19. Никитин С.Г., Первов Ю.Ю. Влияние физико-химических факторов, возникающих в элементах имплантационных систем, на центральные винты головок при реабилитации пациентов в клинике ортопедической стоматологии. — *Российский вестник дентальной имплантологии*. — 2019; 3-4 (45-46): 66—74. [Nikitin S.G., Pervov Yu.Yu. The effect of physical and chemical factors, arising in the elements of implantation systems, on the central screws of the heads at rehabilitation of patients in the clinic of orthopedic dentistry. — *Russian Bulletin of Dental Implantology*. — 2019; 3-4 (45-46): 66—74 (In Russian)]. [eLibrary ID: 44038837](#)
20. Gil F.J., Herrero-Climent M., Lázaro P., Rios J.V. Implant-abutment connections: influence of the design on the microgap and their fatigue and fracture behavior of dental implants. — *J Mater Sci Mater Med*. — 2014; 25 (7): 1825—30. [PMID: 24719176](#)
21. Al-Gunaid T.H. Bite force — What we should know: A literature review. — *International Journal of Orthodontic Rehabilitation*. — 2019; 10 (4): 168. [DOI: 10.4103/ijor.ijor\\_33\\_19](#)
22. Regalo S.C., Santos C.M., Vitti M., Regalo C.A., de Vasconcelos P.B., Mestriner W. jr, Semprini M., Dias F.J., Hallak J.E., Siéssere S. Evaluation of molar and incisor bite force in indigenous compared with white population in Brazil. — *Arch Oral Biol*. — 2008; 53 (3): 282—6. [PMID: 18031710](#)
23. Corrêa C.B., Margonar R., Noritomi P.Y., Vaz L.G. Mechanical behavior of dental implants in different positions in the rehabilitation of the anterior maxilla. — *J Prosthet Dent*. — 2014; 111 (4): 301—9. [PMID: 24355510](#)
24. Jorge J.R., Barao V.A., Delben J.A., Assuncao W.G. The role of implant/abutment system on torque maintenance of retention screws and vertical misfit of implant-supported crowns before and after mechanical cycling. — *Int J Oral Maxillofac Implants*. — 2013; 28 (2): 415—22. [PMID: 23527343](#)
25. Koutouzis T. Implant-abutment connection as contributing factor to peri-implant diseases. — *Periodontol 2000*. — 2019; 81 (1): 152—166. [PMID: 31407436](#)