

DOI: 10.37988/1811-153X\_2025\_1\_72

[Д.С. Саркисов](#)<sup>1</sup>,аспирант Института цифровой  
стоматологии[А.Г. Степанов](#)<sup>1</sup>,д.м.н., профессор Института цифровой  
стоматологии[М.В. Джалалова](#)<sup>2</sup>,

к.ф.-м.н., с.н.с. Института механики

[С.В. Апресян](#)<sup>1</sup>,д.м.н., профессор, директор Института  
цифровой стоматологии[О.П. Королькова](#)<sup>2</sup>,

н.с. Института механики

<sup>1</sup> РУДН, 117198, Москва, Россия<sup>2</sup> МГУ им. М.В. Ломоносова,  
119991, Москва, Россия

## Численное исследование напряженно-деформированного состояния хирургических шаблонов

**Аннотация.** В работе рассмотрены конструкции хирургических шаблонов для дентальной имплантации при отсутствии двух зубов (включенный дефект). Были выбраны виртуальные модели двух вариантов шаблонов: универсальный шаблон, моделируемый программным обеспечением в автоматическом режиме (вариант 1), и шаблон, модифицированный в ручном режиме (вариант 2). В расчетах во всех вариантах сила, оказываемая на шаблон при сверлении в указанных точках приложения, составляла 30 Н. В численных исследованиях использовались физико-механические значения материалов, применяемых в технологии аддитивного производства навигационных хирургических шаблонов, после стерилизации. Задача решалась в линейно-упругой постановке методом конечных элементов. Сравнение результатов численного расчета по перемещениям и напряжениям для разных конструкций шаблонов (варианты 1 и 2) из материалов FormLabs Dental SG Resin (Formlabs, США) и HARZLabs Yellow Clear PRO (Россия) показало явное преимущество варианта 2 (упрочненный шаблон), причем значения напряжений оказались одинаковыми для обоих вариантов шаблонов из зарубежного и отечественного материала, по перемещениям отличие составило 7–8%.

**Ключевые слова:** хирургический шаблон, численное исследование, дентальная имплантация, математическое моделирование, перемещения, напряжения

### ДЛЯ ЦИТИРОВАНИЯ:

Саркисов Д.С., Степанов А.Г., Джалалова М.В., Апресян С.В., Королькова О.П. Численное исследование напряженно-деформированного состояния хирургических шаблонов. — *Клиническая стоматология*. — 2025; 28 (1): 72—77. DOI: 10.37988/1811-153X\_2025\_1\_72

[D.S. Sarkisov](#)<sup>1</sup>,postgraduate at the Institute of Digital  
Dentistry[A.G. Stepanov](#)<sup>1</sup>,Doctor of Science in Medicine, professor  
of the Institute of Digital Dentistry[M.V. Dzhahalova](#)<sup>2</sup>,PhD in Physics and Mathematics, senior  
researcher of the Institute of Mechanics[S.V. Apresyan](#)<sup>1</sup>,Doctor of Science in Medicine, professor,  
director of the Institute of Digital Dentistry[O.P. Korolkova](#)<sup>2</sup>,

researcher at the Institute of Mechanics

<sup>1</sup> RUDN University,

117198, Moscow, Russia

<sup>2</sup> Lomonosov Moscow State University,

119991, Moscow, Russia

## Numerical study of the stress-strain state of surgical templates

**Annotation.** The paper considers the designs of surgical templates for dental implantation in the absence of two teeth (included defect). Virtual models of 2 template variants were selected: a universal template modeled by software in automatic mode (option 1) and a template modified in manual mode (option 2). In calculations in all variants, the force exerted on the template when drilling at the specified application points was 30 N. The numerical studies used the physico-mechanical values of materials used in the technology of additive manufacturing of navigational surgical templates after sterilization. The problem was solved in a linear elastic formulation by the finite element method. Comparison of the numerical calculations for displacements and stresses for different designs of templates (option 1 and option 2) from the materials FormLabs Dental SG Resin (Formlabs, USA) and HARZLabs Yellow Clear PRO (Russia) showed a clear advantage of option 2 (reinforced template), and the stresses values turned out to be the same for both versions of templates made from foreign and domestic materials; the difference in displacements was 7–8%.

**Key words:** surgical template, numerical study, dental implantation, mathematical modeling, finite element method

### FOR CITATION:

Sarkisov D.S., Stepanov A.G., Dzhahalova M.V., Apresyan S.V., Korolkova O.P. Numerical study of the stress-strain state of surgical templates. *Clinical Dentistry (Russia)*. 2025; 28 (1): 72—77 (In Russian). DOI: 10.37988/1811-153X\_2025\_1\_72

## ВВЕДЕНИЕ

В настоящее время дентальная имплантация является наиболее активно развивающимся направлением стоматологии и челюстно-лицевой хирургии, поскольку частота патологии, требующей комплексной ортопедической реабилитации, остается на высоком уровне и в перспективе не будет иметь тенденции к уменьшению [1].

Дентальная имплантация — это оптимальный способ для восстановления функции и эстетики зубочелюстной системы, повышения качества жизни пациента [2]. В настоящее время цифровые технологии охватили практически все аспекты стоматологии, в том числе дентальную имплантацию [3, 4].

Предварительное виртуальное планирование ортопедического лечения с применением дентальных имплантатов широко востребовано среди стоматологов. Выбор ортопедической конструкции с учетом индивидуальных анатомических параметров, полученных путем совмещения рентгенологических и оптических изображений, позволяет продемонстрировать пациенту результат лечения до его начала, спланировать оптимальное положение имплантатов [5].

В хирургической стоматологии наиболее востребованы навигационные хирургические шаблоны, позволяющие сократить время операции и минимизировать послеоперационные осложнения [6]. Как правило, указанный вид изделий медицинского назначения изготавливается методами компьютерного моделирования и производства, а именно посредством аддитивной технологии — 3D-печати [7, 8].

Однако технологии аддитивного производства в стоматологии все еще нуждаются в исследовании, поскольку нерешенными остаются вопросы об оптимальной конструкции хирургического шаблона. В ходе операции дентальной имплантации хирургические шаблоны испытывают разнонаправленные нагрузки, что нередко приводит к механическим поломкам шаблона во время операции.

Все конструкционные материалы медицинского назначения должны соответствовать жестким требованиям: токсикологическим, технологическим, физико-механическим, эстетическим, медико-биологическим, а в случае материалов для изготовления навигационных хирургических шаблонов — высокими прочностными характеристиками, не меняющими свои показатели после стерилизации [9, 10].

Однако не все конструкционные материалы для производства хирургических шаблонов допускают стерилизацию готовых изделий с помощью автоклавирования. В хирургической практике не все специалисты подвергают хирургические шаблоны стерилизации перед операцией, чаще всего ограничиваясь дезинфекцией в растворах антисептиков. Проведенная стерилизация путем автоклавирования и последующие испытания выявили отличия в прочности и трещиностойкости в сравнении с образцами, не прошедшими данную процедуру [11].

Обоснование конструкционных особенностей навигационных шаблонов высокоточными методами математического моделирования является перспективным и актуальным направлением в стоматологии.

Цель исследования — обоснование конструкционных особенностей навигационных шаблонов высокоточными методами математического моделирования, учитывающими физико-механические свойства конструкционного материала после стерилизационной обработки.

## МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

В работе рассмотрены конструкции навигационных хирургических шаблонов для дентальной имплантации при отсутствии двух зубов (включенный дефект, рис. 1) в двух исполнениях:

- 1) универсальный шаблон, моделируемый программным обеспечением в автоматическом режиме;
- 2) шаблон, модифицированный в ручном режиме.

Модель шаблона во II исполнении усилили в местах, испытывающих наибольшие нагрузки при давлении: в сочленениях колец с базисом шаблона. Поскольку это индивидуальная модель, боковая часть левой опоры и часть самого кольца были вырезаны (рис. 1 и 2).



Рис. 1. Вид моделей хирургических шаблонов  
Fig. 1. View of surgical template models

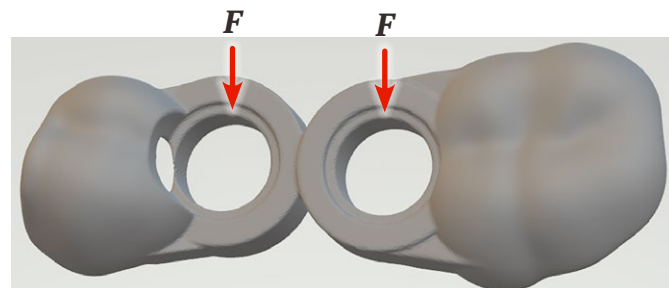


Рис. 2. Нагрузка 30 Н на каждое кольцо  
Fig. 2. Load 30 N on each ring (sequentially)

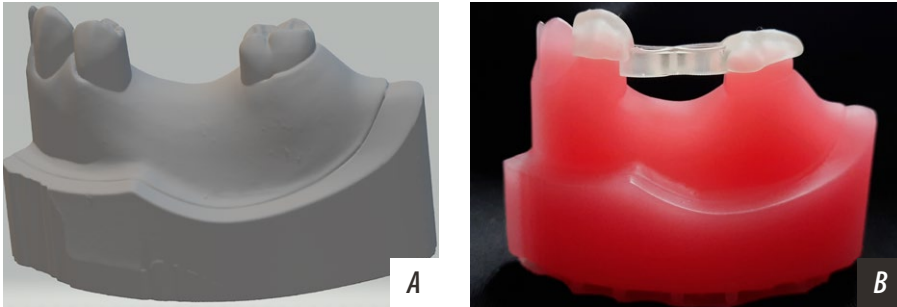


Рис. 3. А — модель части челюсти, В — та же модель с фиксированным на зубы шаблоном  
Fig. 3. А — model of the jaw part, В — the same model with a template fixed to the teeth

При формировании костного ложа под дентальный имплантат основное давление приходится на внутреннее кольцо шаблона. В расчетах во всех вариантах сила, оказываемая на шаблон при сверлении в указанных точках приложения, задавалась одна и та же — 30 Н, сначала на одно кольцо, потом на другое.

На рис. 3А показан зубочелюстной сегмент пациента с включенным дефектом зубного ряда протяженностью в два зуба, рис. 3В — та же часть челюсти с фиксированным на зубы шаблоном. Для плотного прилегания внутренние поверхности левой и правой опор шаблона повторяют рельеф поверхности зубов.



Рис. 4. А — фасетная модель из порядка 200 тыс. элементов, В — твердотельная модель варианта 1, С — конечноэлементная модель варианта 2

хирургических шаблонов был выше, чем у изделий, не прошедших стерилизацию, поэтому в численных исследованиях рассматривались модели с материалами FormLabs Dental SG Resin (Formlabs, США) и HARZLabs Yellow Clear PRO (HARZLabs, Россия) после стерилизации со значениями модуля упругости 2,4 и 2,6 ГПа соответственно. Также деформация при разрушении зарубежного материала соответствовала значению 8,53%, а прочность при изгибе — 92,3 МПа, тогда как аналогичные показатели у отечественного материала составили 4,13% и 80,6 МПа [11].

При помощи внутриротового сканера Primescan (Dentsply Sirona, Германия) в программе для моделирования навигационных шаблонов RealGUIDE (3DIEMME, Италия) были получены пространственные геометрические модели из нескольких сот тысяч элементов в формате STL (рис. 4А). В программе Ansys SpaceClaim (США) фасетные модели шаблонов были переведены

Fig. 4. А — facet model, В — solid model, С — finite element model of variant 2

Задача решалась в линейно-упругой постановке методом конечных элементов. Математическая модель включала систему уравнений теории упругости: дифференциальные уравнения равновесия, уравнения Коши для малых деформаций и закон Гука, согласно которому компоненты деформации являются линейными функциями компонент напряжения. Ввиду сложной геометрии моделей для построения сетки конечных элементов использовался объемный элемент — тетраэдр с линейной функцией формы с 4 узлами и 3 степенями свободы в каждом узле (перемещение в каждом узле в направлениях  $X$ ,  $Y$ ,  $Z$ ). Как было отмечено выше, внутренние поверхности опор шаблона точно повторяют рельеф поверхности зубов, поэтому в качестве граничных условий было выбрано закрепление по таким поверхностям опор шаблонов, где были запрещены перемещения по всем направлениям ( $U_x = U_y = U_z = 0$ ). Во всех вариантах задавалась одинаковая сила 30 Н на внутренние поверхности левых и правых колец.

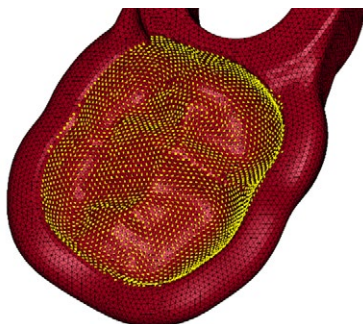
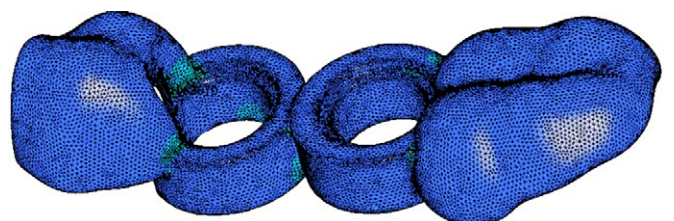


Рис. 5. Вид закрепления внутренней поверхности правой опоры шаблона  
Fig. 5. View of the inner surface fastening of the right support of the template

На рис. 5 показано закрепление по элементам внутренней поверхности правой опоры шаблона. Аналогичное закрепление сделано и для левой опоры.

## РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

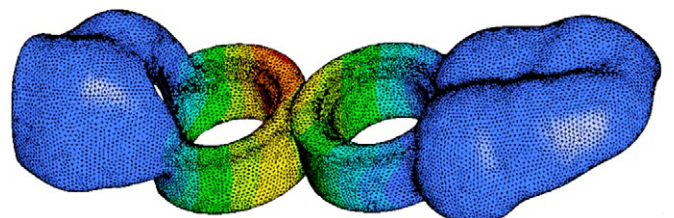
На рис. 6–9 показаны результаты численных расчетов по перемещениям и напряжениям для варианта 1 с нагрузкой на внутренние левые и правые кольца шаблонов (последовательно) с зарубежным материалом.



0 2,95 5,91 8,87 11,83 14,78 17,74 20,7 23,65 26,61 29,57

Рис. 6. Вариант 1. Материал Formlabs. Нагрузка 30 Н на левое кольцо,  $\sigma_{\max} = 29,57$  МПа

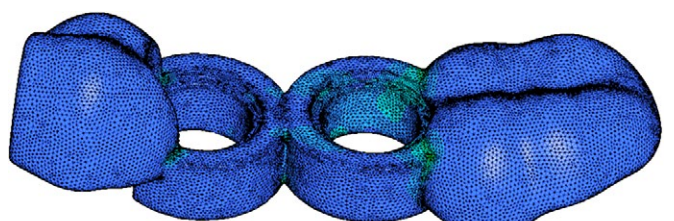
Fig. 6. Variant 1. Formlabs material. Load 30 N on the left ring,  $\sigma_{\max} = 29.57$  MPa



0 0,0025 0,0049 0,0074 0,0123 0,0148 0,0173 0,0197 0,0222 0,0247 0,0986

Рис. 7. Вариант 1. Материал Formlabs. Нагрузка 30 Н на левое кольцо,  $\Delta_{\max} = 0,0247$  мм

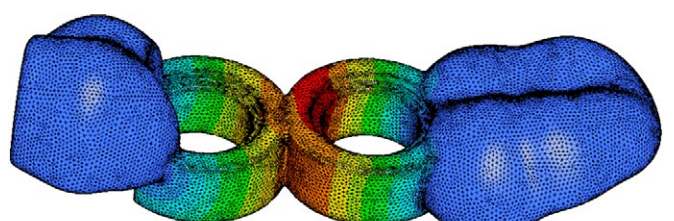
Fig. 7. Variant 1. Formlabs material. Load 30 N on the left ring,  $\Delta_{\max} = 0.0247$  mm



0 1,44 2,89 4,33 5,77 7,22 8,66 10,11 11,55 12,99 14,44

Рис. 8. Вариант 1. Материал Formlabs. Нагрузка 30 Н на правое кольцо,  $\sigma_{\max} = 14,44$  МПа

Fig. 8. Variant 1. Formlabs material. Load 30 N on the right ring,  $\sigma_{\max} = 14.44$  MPa



0 0,0018 0,0035 0,0053 0,0071 0,0089 0,0106 0,0124 0,0142 0,0159 0,0177

Рис. 9. Вариант 1. Материал Formlabs. Нагрузка 30 Н на правое кольцо,  $\Delta_{\max} = 0,0178$  мм

Fig. 9. Variant 1. Formlabs material. Load 30 N on the right ring,  $\Delta_{\max} = 0.0178$  mm

Аналогичные исследования проведены для варианта 2 — упрочненного шаблона (рис. 10–13).

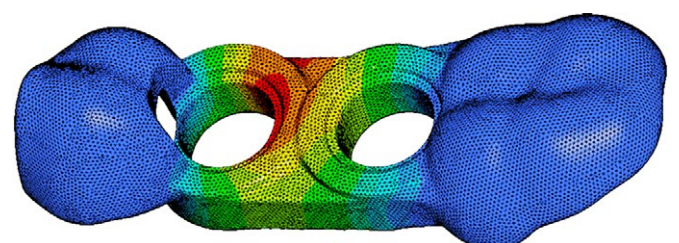
Так, на рис. 6 показано распределение напряжений на левое кольцо, а на рис. 8 — на правое с одинаковой



0 1,63 3,26 4,88 6,51 8,14 9,76 11,39 13,02 14,65 16,27

Рис. 10. Вариант 2. Материал Formlabs. Нагрузка 30 Н на левое кольцо,  $\sigma_{\max} = 16,27$  МПа

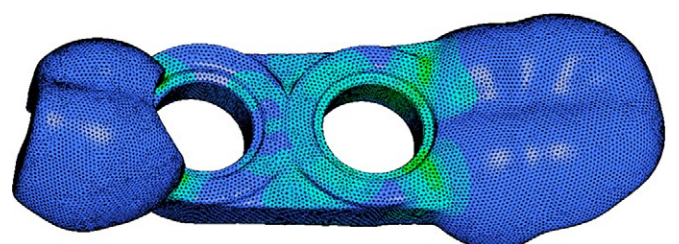
Fig. 10. Variant 2. Formlabs material. Load 30 N on the left ring,  $\sigma_{\max} = 16.27$  MPa



0 0,0017 0,0035 0,0052 0,0069 0,0087 0,0104 0,0122 0,0139 0,0156 0,0174

Рис. 11. Вариант 2. Материал Formlabs. Нагрузка 30 Н на левое кольцо,  $\Delta_{\max} = 0,0174$  мм

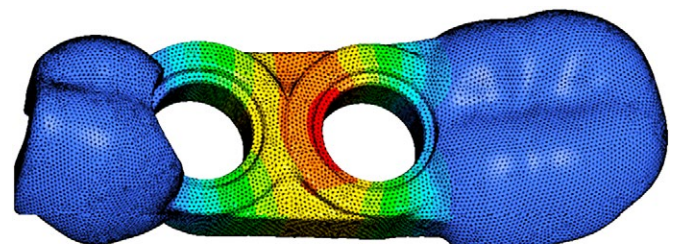
Fig. 11. Variant 2. Formlabs material. Load 30 N on the left ring,  $\Delta_{\max} = 0.0174$  mm



0 0,92 1,84 2,76 3,69 4,61 5,53 6,45 7,37 8,29 9,21

Рис. 12. Вариант 2. Материал Formlabs. Нагрузка 30 Н на правое кольцо,  $\sigma_{\max} = 9,22$  МПа

Fig. 12. Variant 2. Formlabs material. Load 30 N on the right ring,  $\sigma_{\max} = 9.22$  MPa



0 0,0018 0,0036 0,0054 0,0072 0,009 0,0108 0,0126 0,0145 0,0163 0,0181

Рис. 13. Вариант 2. Материал Formlabs. Нагрузка 30 Н на правое кольцо,  $\Delta_{\max} = 0,0180$  мм

Fig. 13. Variant 2. Formlabs material. Load 30 N on the right ring,  $\Delta_{\max} = 0.0180$  mm

## Сводные результаты исследований

## Test results

Показатель	Вариант 1				Вариант 2 (упрочненный)			
	левое кольцо		правое кольцо		левое кольцо		правое кольцо	
	Formlabs	HARZ	Formlabs	HARZ	Formlabs	HARZ	Formlabs	HARZ
Перемещение, мм	0,0247	0,0228	0,0178	0,0164	0,0174	0,0160	0,0180	0,0167
Напряжение, МПа	29,57	29,57	14,44	14,43	16,27	16,28	9,22	9,22

нагрузкой 30 Н: максимальное значение напряжения 29,57 МПа находится в месте соединения кольца с левой опорой (часть самого кольца и опоры вырезаны), поэтому оно ослаблено по сравнению с правым кольцом, где максимальное значение напряжения в 2 раза меньше — 14,44 МПа. Аналогично по перемещениям: красным цветом показаны максимальные значения перемещений, которые соответствуют 0,0247 мм при нагрузке на левое кольцо (рис. 7) и 0,0178 мм на правое кольцо (рис. 9), т.е. почти в 1,4 раза меньше.

Для шаблонов с российским материалом результаты представлены в сводной таблице и на рис. 14, 15.

Похожая картина по перемещениям и напряжениям наблюдается для варианта 2 (упрочненного), но в противоположность варианту 1 отличие по перемещениям левого и правого колец (рис. 11 и 13) составляет всего

3% ( $\Delta_{\max} = 0,0174$  и  $0,0180$  мм соответственно); максимальные значения напряжений — 9,22 МПа при нагрузке на правое кольцо (рис. 12) и  $\sigma_{\max} = 16,27$  МПа на левое кольцо (рис. 10) — отличаются примерно в 1,7 раза.

Значения перемещений и напряжений всех вариантов представлены в сводной таблице.

Для сравнительного анализа по перемещениям построена гистограмма (см. рис. 14). Максимальные значения перемещений были у варианта 1 с нагрузкой 30 Н на левое кольцо (ослабленное кольцо из-за выреза части поверхности левой опоры и небольшой части самого кольца). При нагрузке варианта 1 на правое кольцо, а также на левое и правое кольца варианта 2 значения перемещений отличаются незначительно, причем для материала 2 значения перемещений даже меньше по сравнению с материалом 1 примерно на 8%.

Интересный результат показывает гистограмма на рис. 15. Здесь хорошо видно, что значения напряжений при одной и той же нагрузке 30 Н на поверхности колец для обоих материалов 1 и 2 одинаковые. Максимальные значения напряжений соответствуют варианту 1. Упрочненная модель шаблона (вариант 2) оказалась существенно лучше варианта 1.

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В результате проведенных исследований отличие значений напряжений между вариантами 1 и 2 при нагрузке на левое кольцо составляет 45%; при нагрузке на правое кольцо — 36%. Эти значения соответствуют для шаблонов с обоими материалами.

По перемещениям для материала FormLabs Dental SG Resin (Formlabs, США): 30% составляет отличие между вариантами 1 и 2 при нагрузке на левое кольцо и менее 11% при нагрузке на правое. Таким образом, однозначно вариант 2 (упрочненный) существенно лучше варианта 1.

Сравнение шаблонов из разных материалов показало одинаковые результаты по напряжениям, а по перемещениям отличие составило 7–8%.

Как показали результаты численного исследования, для более надежного использования на практике можно рекомендовать упрочненный шаблон-вариант 2, изготовленный из двух рассмотренных материалов.

Моделируя навигационный шаблон для дентальной имплантации, необходимо учитывать физико-механические свойства выбранного конструкционного материала. Как показали наши исследования, механические характеристики отечественного материала HARZLabs Yellow Clear PRO (HARZLabs, Россия) практически

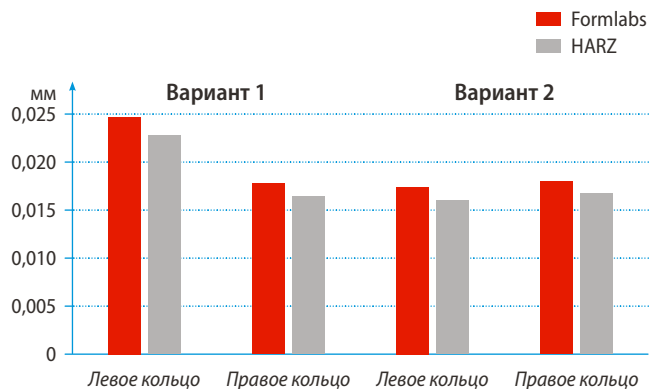


Рис. 14. Распределение перемещений для вариантов 1 и 2 по обоим кольцам

Fig. 14. Displacements distribution for variants 1 and 2 on both rings

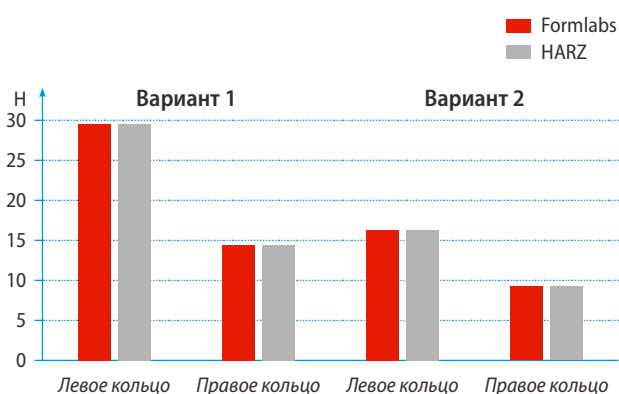


Рис. 15. Распределение напряжений для вариантов 1 и 2 по обоим кольцам

Fig. 15. Stress distribution for variants 1 and 2 on both rings

не уступают зарубежному FormLabs Dental SG Resin (Formlabs, США), а упрочнение конструкции позволяет использовать отечественный материал в ежедневной хирургической практике и снизить риск осложнений (что очень важно), учитывая недоступность зарубежных аналогов в связи со сложившейся геополитической ситуацией. Также важно понимать, что чрезмерные нагрузки

на шаблон во время формирования имплантационного ложа являются ошибкой, связанной с неправильным моделированием конструкции и могут повлечь ее непригодность, осложняя оперативное вмешательство.

Поступила/Received: 22.07.2024

Принята в печать/Accepted: 28.02.2025

#### ЛИТЕРАТУРА:

1. Апресян С.В., Степанов А.Г., Антоник М.М., Дегтярев Н.Е., Кравец П.Л., Лихненко М.Н., Малазония Т.Т., Саркисян Б.А. Комплексное цифровое планирование стоматологического лечения. — М.: Мозартика, 2020 — 396 с.
2. Степанов А.Г., Апресян С.В. Цифровое планирование в хирургической стоматологии: практическое пособие. — М.: Мозартика, 2021 — 128 с.
3. Поляков Д.И., Муслев С.А., Степанов А.Г., Арутюнов С.Д. Механические свойства тканей уха и биосовместимых силиконов для протезирования ушной раковины. — В: сб. матер. VIII международной научной интернет-конф. «Физико-химическая биология». — Ставрополь: СтГМУ, 2020. — С. 135—141. [eLibrary ID: 44587001](#)
4. Апресян С.В., Степанов А.Г., Деев М.С., Гаджиев М.А., Бородин И.Д. Исследование поверхности образцов конструкционных материалов для изготовления окклюзионных шин с помощью CAD/CAM технологий. — *Институт стоматологии*. — 2022; 3 (96): 93—95. [eLibrary ID: 49483819](#)
5. Гаджиев М.А., Апресян С.В., Степанов А.Г. Оценка физико-механических свойств конструкционного материала, используемого в технологии изготовления стоматологических ортопедических конструкций методом 3D-печати, в условиях искусственного старения. — *Институт стоматологии*. — 2022; 1 (94): 104—106. [eLibrary ID: 48213694](#)
6. Левченко И.М., Степанов А.Г., Киракосян Л.Г. Изучение физико-механических свойств полимерных материалов, используемых в аддитивной технологии изготовления зубных протезов методом 3D-печати. — *Российская стоматология*. — 2020; 2: 66—68. [eLibrary ID: 48220166](#)
7. Арутюнов С.Д., Степанов А.Г., Апресян С.В., Абакарова Д.С., Зязиков М.Д., Арутюнов С.Д. Фрезерованный трансдентальный имплантат. — Патент RU №2529392, действ. с 14.00.2013. [eLibrary ID: 37453431](#)
8. Муслев С.А., Поляков Д.И., Лотков А.И., Степанов А.Г., Арутюнов С.Д. Измерение и расчет параметров механических свойств силиконового каучука. — *Известия вузов. Физика*. — 2020; 9 (753): 68—71. [eLibrary ID: 44004043](#)
9. Hettinghouse A., Liu C.J. Brain-penetrant heat shock protein amplifier arimoclomol enhances GCase activity in in vitro Gaucher disease models. — *EBioMedicine*. — 2018; 38: 7—8. [PMID: 30522930](#)
10. Wettasinghe A.H., Dissanayake D.W.N., Allet L., Katulanda P., Lord S.R. Falls in older people with diabetes: Identification of simple screening measures and explanatory risk factors. — *Prim Care Diabetes*. — 2020; 14 (6): 723—728. [PMID: 32473990](#)
11. Саркисов Д.С., Степанов А.Г., Апресян С.В. Физико-механические свойства материалов, используемых в технологии компьютерного производства хирургических шаблонов. — *Стоматология*. — 2024; 1: 8—11. [eLibrary ID: 60410005](#)

#### REFERENCES:

1. Apresyan S.V., Stepanov A.G., Antonik M.M., Degtyarev N.E., Kravets P.L., Likhnenko M.N., Malazonia T.T., Sarkisyan B.A. Comprehensive digital dental treatment planning. Moscow: Mosartica, 2020. 396 p. (In Russian).
2. Stepanov A.G., Apresyan S.V. Digital planning in surgical dentistry: A practical guide. Moscow: Mosartica, 2021. 128 p. (In Russian).
3. Polyakov D.I., Muslov S.A., Stepanov A.G., Arutyunov S.D. Mechanical properties of ear tissues and biocompatible silicones for ear prosthetics. In: proceedings of VIII international scientific internet conference "Physico-chemical biology". Stavropol: Stavropol State Medical University, 2020. Pp. 135—141 (In Russian). [eLibrary ID: 44587001](#)
4. Apresyan S.V., Stepanov A.G., Deev M.S., Gadzhiev M.A., Borodina I.D. Examination of the surface of samples of structural materials for the manufacture of occlusal tires using CAD/CAM technologies. *The Dental Institute*. 2022; 3 (96): 93—95 (In Russian). [eLibrary ID: 49483819](#)
5. Gadzhiev M.A., Apresyan S.V., Stepanov A.G. Evaluation of the physical and mechanical properties of the structural material used in the technology of manufacturing dental orthopedic structures by 3D-printing under conditions of artificial aging. *The Dental Institute*. 2022; 1 (94): 104—106 (In Russian). [eLibrary ID: 48213694](#)
6. Levchenko I.M., Stepanov A.G., Kirakosyan L.G. The study of the physical and mechanical properties of polymeric materials used in the additive technology for the manufacture of dental prostheses by 3D printing. *Russian Stomatology*. 2020; 2: 66—68 (In Russian). [eLibrary ID: 48220166](#)
7. Arutyunov S.D., Stepanov A.G., Apresyan S.V., Abakarova D.S., Zjazikov M.D., Arutyunov S.D. Machined transdental implant. Patent RU #2529392, effective from 14.00.2013 (In Russian). [eLibrary ID: 37453431](#)
8. Lotkov A.I., Muslov S.A., Polyakov D.I., Stepanov A.G., Arutyunov S.D. Measurement and Calculation of Mechanical Properties of Silicone Rubber. *Russian Physics Journal*. 2021; 9: 1525—1529. [eLibrary ID: 44980621](#)
9. Hettinghouse A., Liu C.J. Brain-penetrant heat shock protein amplifier arimoclomol enhances GCase activity in in vitro Gaucher disease models. *EBioMedicine*. 2018; 38: 7—8. [PMID: 30522930](#)
10. Wettasinghe A.H., Dissanayake D.W.N., Allet L., Katulanda P., Lord S.R. Falls in older people with diabetes: Identification of simple screening measures and explanatory risk factors. *Prim Care Diabetes*. 2020; 14 (6): 723—728. [PMID: 32473990](#)
11. Sarkisov D.S., Stepanov A.G., Apresyan S.V. Physical and mechanical properties of materials used in the technology of computer production of surgical templates. *Stomatology*. 2024; 1: 8—11 (In Russian). [eLibrary ID: 60410005](#)