

Головко А. И.

ИЗУЧЕНИЕ СУПРАСТРУКТУРЫ СТОМАТОЛОГИЧЕСКИХ ИМПЛАНТАТОВ НА ОСНОВЕ МЕТОДА КОНЕЧНЫХ ЭЛЕМЕНТОВ

Белорусский государственный медицинский университет, Минск

Резюме. В статье приведены результаты изучения супраструктуры стоматологических имплантатов на основе метода конечных элементов. Проводится сравнительный анализ локализации напряженных областей и распределения нагрузки в модифицированной и стандартной модели имплантата при приложении различных осевых нагрузок. В результате было установлено, что преимущества имеет модифицированная модель.

Ключевые слова: стоматологический имплантат; супраструктура; осевые нагрузки; текучесть материалов.

Golovko A. I.

STUDY OF THE SUPRASTRUCTURE OF DENTAL IMPLANTS BASED ON THE FINITE ELEMENT METHOD

Belarusian State Medical University, Minsk

Summary. The article presents the results of studying dental implants suprastructure based on the finite element method. A comparative analysis of stress areas localization and load distribution in the modified and standard implant model with the application of different axial loads is carried out. As a result, it was found the advantages of a modified model.

Keywords: dental implant; suprastructure; axial loads; fluidity of materials.

Распространенность частичной вторичной адентии, по данным Всемирной организации здравоохранения, составляет до 75% населения Земли [2]. Основными ее причинами являются кариес и его осложнения, маргинальный периодонтит, а также травмы [5]. Соответственно, в структуре оказания стоматологической помощи частичная вторичная адентия составляет от 40% до 75% случаев, причем встречается во всех возрастных группах пациентов [1]. В последние десятилетия для замещения отсутствующих зубов стоматологи все чаще прибегают к методам имплантации. Дентальная имплантация прочно вошла в число рутинных хирургических и ортопедических процедур, используемых при лечении частичной адентии. Однако анализ литературных данных свидетельствует, что в сроки до 8 лет частота потери имплантатов составляет от 4% до 15% [6]. Среди факторов, обуславливающих нарушения интеграции имплантата в ближайшие сроки после протезирования, одними из основных являются биомеханические [4]. По некоторым данным, критическими местами конструкции имплантата, где в первую очередь может наступить разрушение, являются зоны в вершинах шестигранника супраструктуры и во впадинах резьбы фиксирующего винта. Однако, несмотря на очевидную потребность в детальном изучении биомеханических аспектов имплантации и функционирования внутрикостных имплантатов, сегодня они

изучены явно недостаточно. Отчасти это объясняется невозможностью измерить *in vivo* напряжения в костной ткани при нагрузке как зубов, так и имплантатов, поскольку гнатодинамометрические, тензометрические, частотно-резонансные измерения (RFA) дают относительное и локальное представление о напряженно-деформированном состоянии (НДС) в костной ткани при нагрузке имплантатов [3].

В этой связи представляют интерес исследования, проводимые с помощью конечно-элементной модели. Они основываются на определении напряжений, которые возникают в системе «имплантат – кость» и при последующем сопоставлении найденных напряжений с допустимыми значениями в системе «зуб – челюсть».

Цель исследования. Изучить супраструктуру стоматологических имплантатов на основе метода конечных элементов.

Материалы и методы. Проведен статический и динамический сравнительный анализ нагружения двухэтапных дентальных имплантатов, отличающихся способом соединения имплантата: с супраструктурой стандартного соединения и супраструктуры с компенсаторами нагрузки, которые используются при планировании мостовидного протеза.

Соответственно, для исследования размеров сборной конструкции имплантата были созданы две конечно-элементные модели имплантата диаметром 4 мм. При создании первой модели использовался существующий имплантат и супраструктура для него.

Вторая модель была создана кафедре ортопедической стоматологии УО «Белорусский государственный медицинский университет» в тесном сотрудничестве с рядом белорусских производителей. Она представляет собой имплантационную систему, которая отвечает нагрузочным требованиям стандарта ISO – 14801.

При создании этой модели были внесены следующие изменения в стандартную модель.

– Профиль контакта винта с абатментом заменен с конического на сферический, что улучшает работу при боковых нагрузках.

– Увеличена площадь конической части для повышения стабильности абатмента в имплантате, значит, растет зона распределения нагрузки.

– Доработана десневая часть (до шейки абатмента снизу) абатмента для того, чтобы убрать зоны концентрации напряжений и повысить прочность.

– Упрощена установка мостовидного протеза при разнонаправленной установке имплантатов и частично ликвидирована эксплуатационная усадка.

Расчет НДС конструкции имплантата 4,0 мм проводился на основе моделей, представленных на рисунке 1 в конечно-элементном комплексе Solidworks.

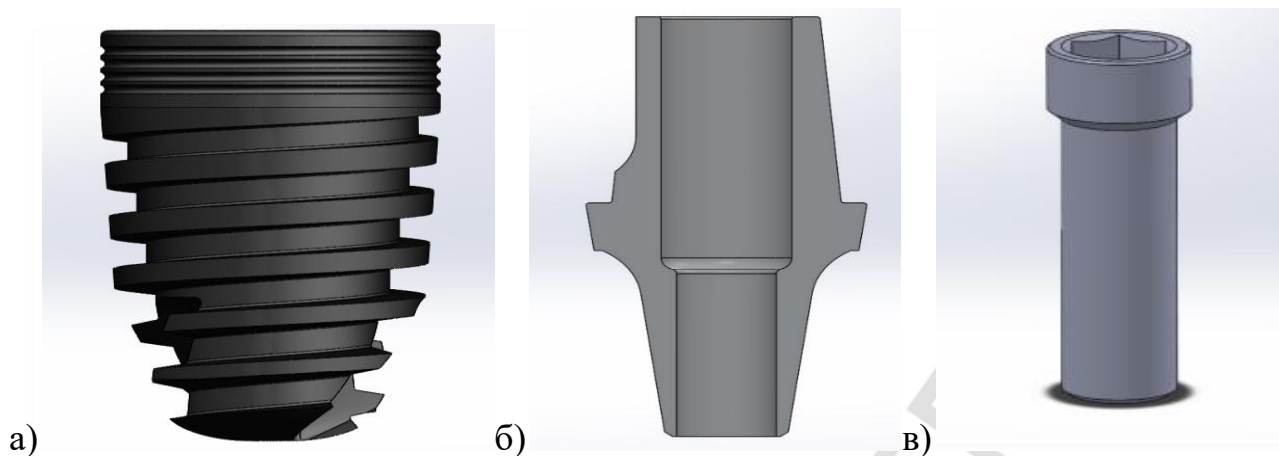


Рис. 1. Общий вид модели имплантата: а) имплант, б) абатмент, в) фиксирующий винт

Представлена конструкция дентального двухэтапного имплантата диаметра 4 мм в сборе с абатментом и фиксирующим винтом М 1,6. Имплантат имеет следующие особенности: конусный вид посадки, укорочение фиксирующего винта и антиротационная резьба. Все детали состоят из сплава Ti4Al6V.

Модели конструкции имплантата 4,0 мм созданы с некоторыми упрощениями относительно реальной конструкции: не моделируется контактное взаимодействие в резьбовом соединении фиксирующего винта и внутрикостной части, созданы модели одной из симметричных половин сборной конструкции имплантата. Данные допущения не оказывают существенного влияния на исследуемые критические зоны общей конструкции имплантата. В модели имплантата при помощи специальных контактных конечных элементов было учтено контактное взаимодействие между внутрикостной частью и супраструктурой, а также между фиксирующим винтом и супраструктурой.

Основным методом исследования был метод конечных элементов. Конечно-элементный анализ позволяет рассчитывать напряженно-деформируемое состояние, возникающие внутри механической системы под воздействием внешних сил, а также отображает участки конструкции, где происходит деформация материала и последующее разрушение. НДС, рассчитанное методом конечных элементов, может не превышать предельных значений напряжений.

Схема нагружения двухэтапного имплантата в сборе представлена на рисунке 2.

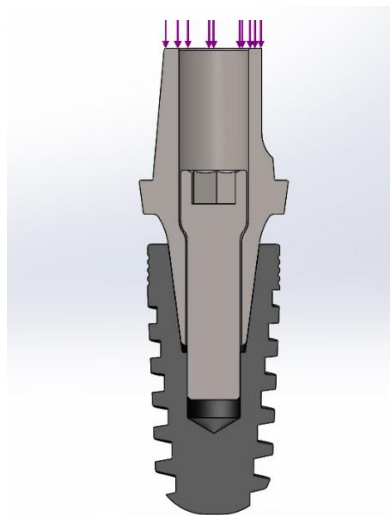


Рис. 2. Приложение осевой силы на имплантат

В исследовании к моделям были приложены осевые нагрузки $F=250$ Н, 300 Н, 350 Н, 400 Н со стороны торца абатмента для оценки возникновения эквивалентных нагрузок в импланте, а так же возможной точки разрушения при превышении предельно допустимой точки текучести материала. Поскольку по результатам оценки предела текучести i6Al4Vc помощью программного комплекса он составил 827 МПа, что практически не отличалось от теоретического предела текучести материала (~850 Мпа), что было обусловлено неоднородностью сплава, то было установлено, что приведенные расчеты имеют погрешность в районе 2%. Было допущено использование значений, полученных с помощью программного комплекса.

Условия исследования представлены на рисунке 3.

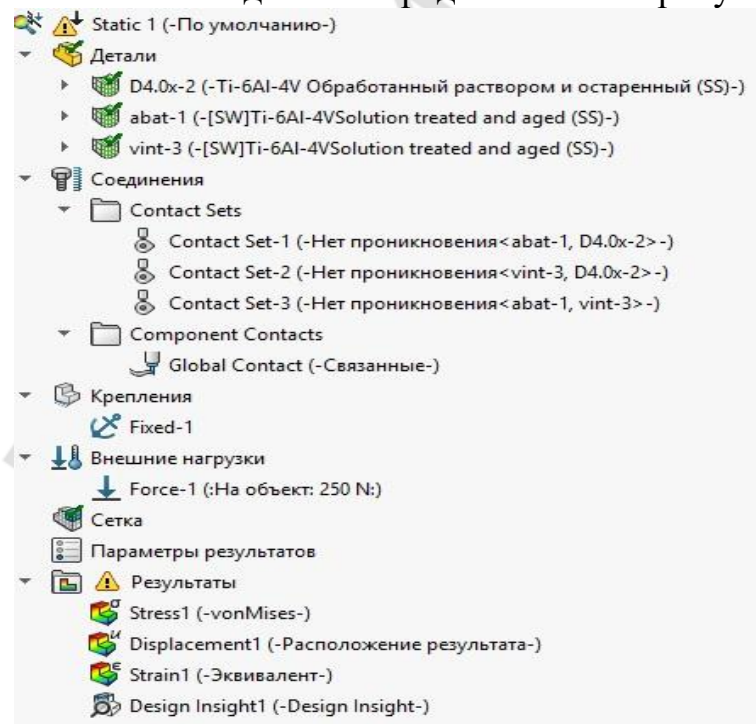


Рис. 3. Условия исследования

В разделе «Детали», представленном на рисунке 3, указаны материалы каждого компонента исследуемой конструкции. В разделе «Соединения» приведены контактные взаимодействия всех компонентов имплантата. Как видно из рисунка, в качестве исходных условий эксперимента были заданы контакты без проникновения, поскольку в исследовании были использованы жесткие материалы, которые не могут пересекать друг друга. В случае пересечения, это расценивалось как нарушение целостности компонента. В разделе «Крепления» заданы условия фиксации имплантата в челюсти – был задан вариант крепления «Фиксированный», исходя из предпосылки о том, что имплантат находится в кости в неподвижном состоянии.

Результаты и обсуждение. При приложении осевой нагрузки в 250 Н значения напряжений по Von Mises в МПа (561 Мпа), а также эквивалентной деформации ESTRN (0,0045 мм) в модифицированном варианте имплантата не превысили предела текучести материала. Полученные результаты наглядно отражены на рисунке 4.

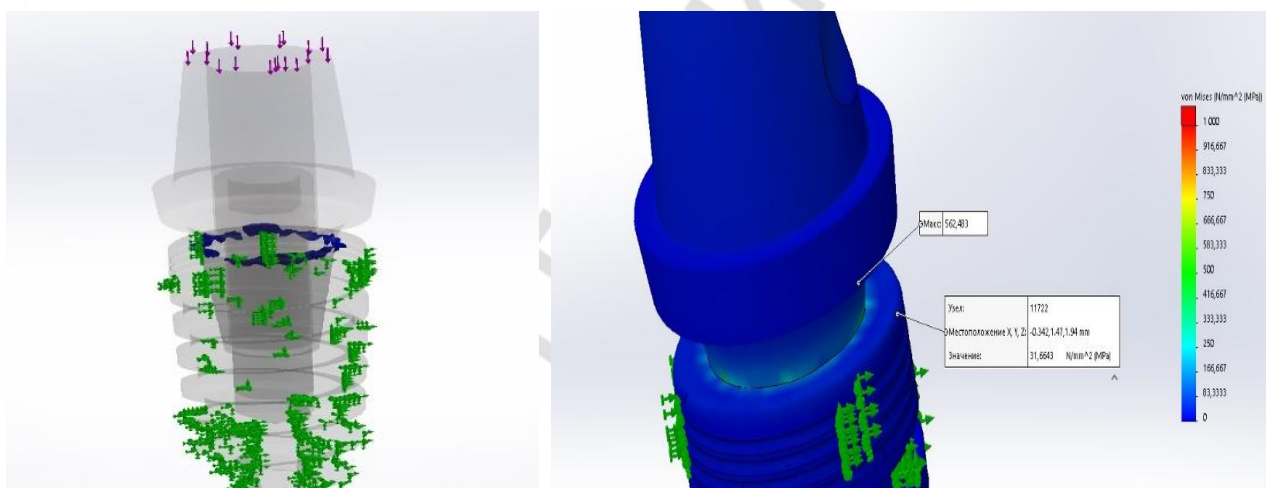


Рис. 4. Напряженные области и распределение нагрузки в разных областях модифицированной модели имплантата при $F=250$ Н

Как видно на представленном снимке, основные напряжения возникают в области перехода конца тела импланта и абатмента по конусу, а именно в зоне контакта конуса абатмента и торца имплантата. Для того, чтобы судить об устойчивости конструкции, необходимо сопоставить напряжение на торце имплантата и сравнить с пределом текучести материала (827 Н/мм^2). Из рисунка видно, что напряжение на краю имплантата составляет $31,6 \text{ Н/мм}^2$, что ниже предела текучести в 42,5 раза. Это говорит о том, что целостность имплантата сохраняется при таком нагружении и величина микроперемещений находится в районе статистической погрешности.

На рисунке 5 представлены для сравнения распределение нагрузки и напряженные области в стандартном имплантате при приложении аналогичной осевой нагрузки.

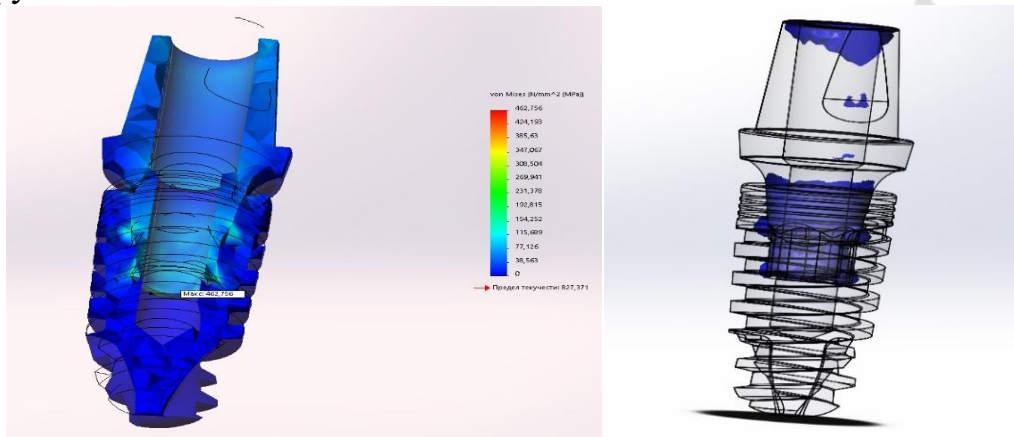


Рис. 5. Распределение нагрузки и напряженные области в стандартном имплантате при $F=250$ Н

На снимке хорошо видны различия в распределении нагрузки и локализации наиболее напряженных областей с модифицированной моделью.

При силе нагружения модифицированной модели $F=300$ Н значения напряжений по Von Mises (673 Мпа), а также эквивалентной деформации ESTRN (0,0054 мм) также не превысили предела текучести материала (рисунок 6).

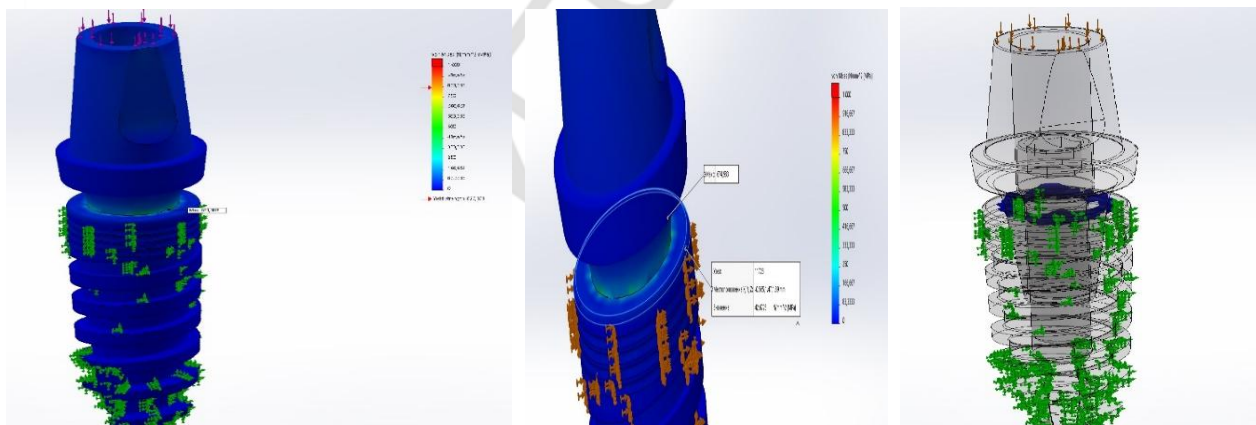


Рис. 6. Распределение нагрузки и напряженные области в модифицированной модели имплантата при $F=300$ Н

Из данных, представленных на снимке, следует, что основные напряжения при данной силе нагружения возникали также в области перехода конца тела импланта и абатмента по конусу. Напряжение на краю имплантата составило $42,7$ Н/мм², что ниже предела текучести (827 Н/мм²) в $20,3$ раза. Это говорит о том, что целостность имплантата сохраняется при таком нагружении и величина микроперемещений находится в районе статистической погрешности.

Для сравнения, ниже приведены соответствующие снимки для исходного варианта конструкции, на которых вновь очевидна разница с модифицированной моделью как в распределении нагрузки, так и в локализации напряженных областей (рисунок 7).

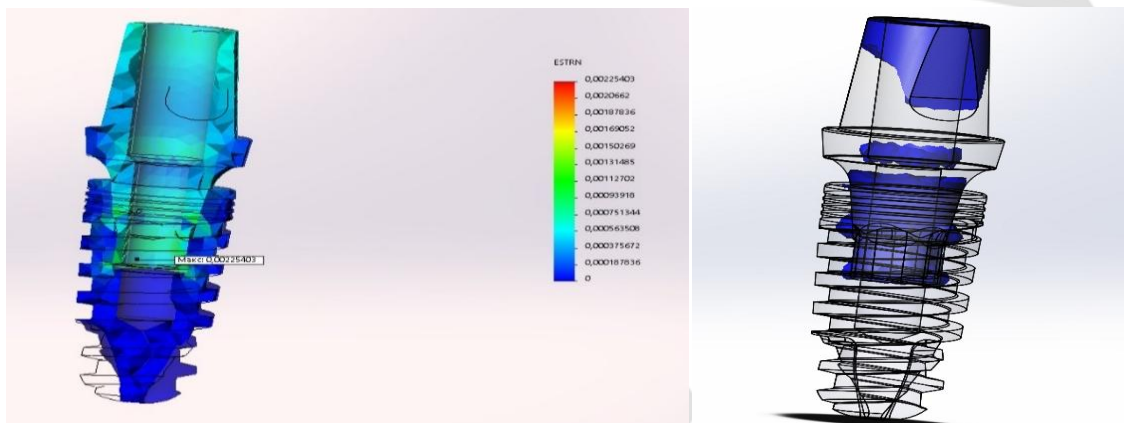


Рис. 7. Распределение нагрузки и напряженные области в стандартном имплантате при $F=300$ Н

При силе нагружения модифицированной модели $F=350$ Н значения напряжений по Von Mises составило 758 Мпа, а эквивалентной деформации ESTRN – 0,0063 мм, что не превышало предела текучести материала. Из данных, представленных на рисунке 8, следует, что при указанной силе нагружения основные напряжения в модифицированной модели возникали в области перехода конца тела импланта и абатмента по конусу, а также в торце абатмента, в области контакта абатмента с коронкой.

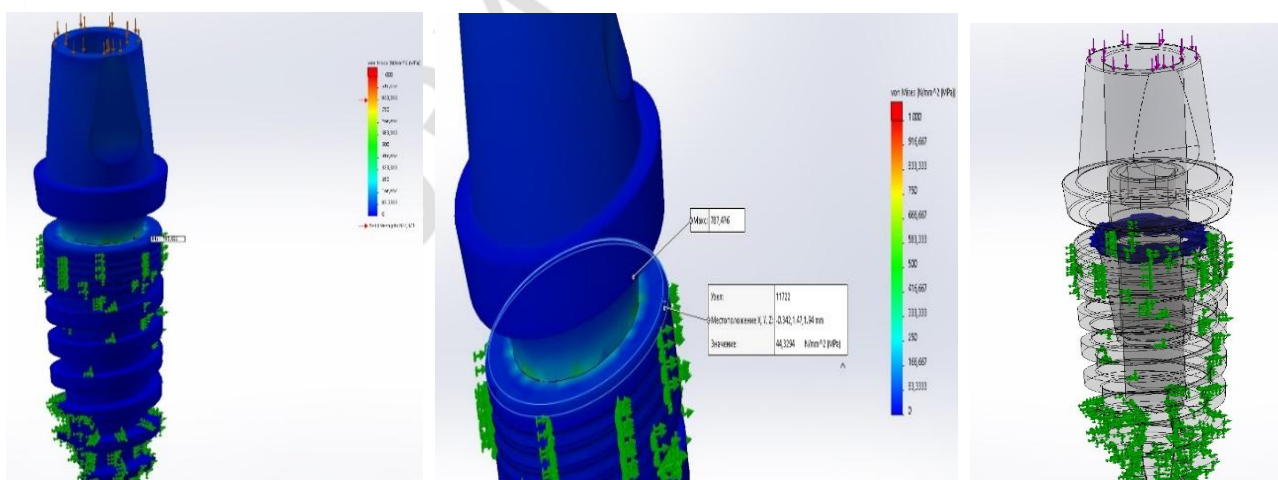


Рис. 8. Распределение нагрузки и напряженные области модифицированной модели имплантата при $F=350$ Н

Из рисунка, кроме того, видно, что напряжение на краю имплантата составило $44,32$ Н/мм², что было ниже предела текучести в 19,3 раза. Это вновь свидетельствует о том, что целостность имплантата сохраняется при таком

нагружении и величина микроперемещений находится в районе статистической погрешности.

Для сравнения, на рисунке 9 приведены соответствующие данные для исходного варианта конструкции.

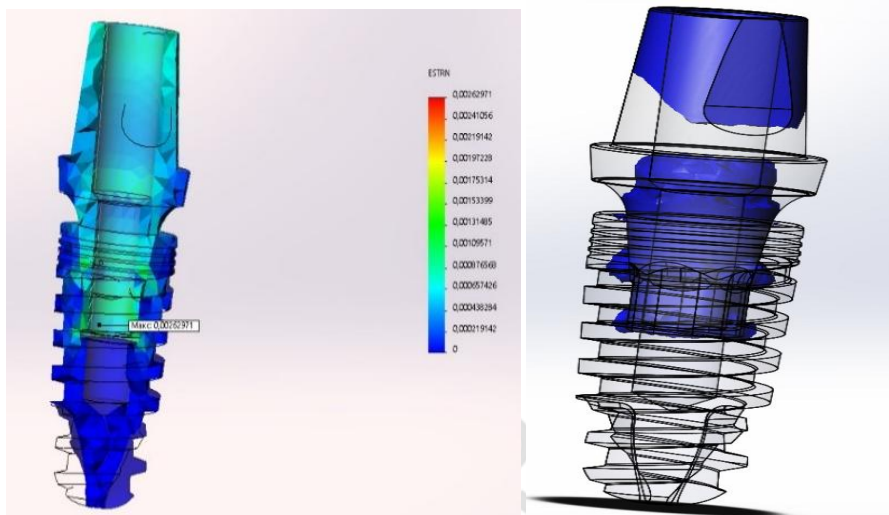


Рис. 9. Распределение нагрузки и напряженные области в исходном варианте конструкции при $F=350\text{ Н}$

Совершенно очевидны различия по обоим изучаемым параметрам с модифицированным вариантом конструкции.

При силе нагружения модифицированной модели $F=400\text{ Н}$ значения напряжений по Von Mises составили 897 Мпа , а e эквивалентной деформации ESTRN – $0,0072\text{ мм}$, что превышает предела текучести материала и, соответственно, означает разрушение детали. Из данных, представленных на рисунке 10, следует, что основные напряжения возникали в области перехода конца тела импланта и абатмента по конусу.

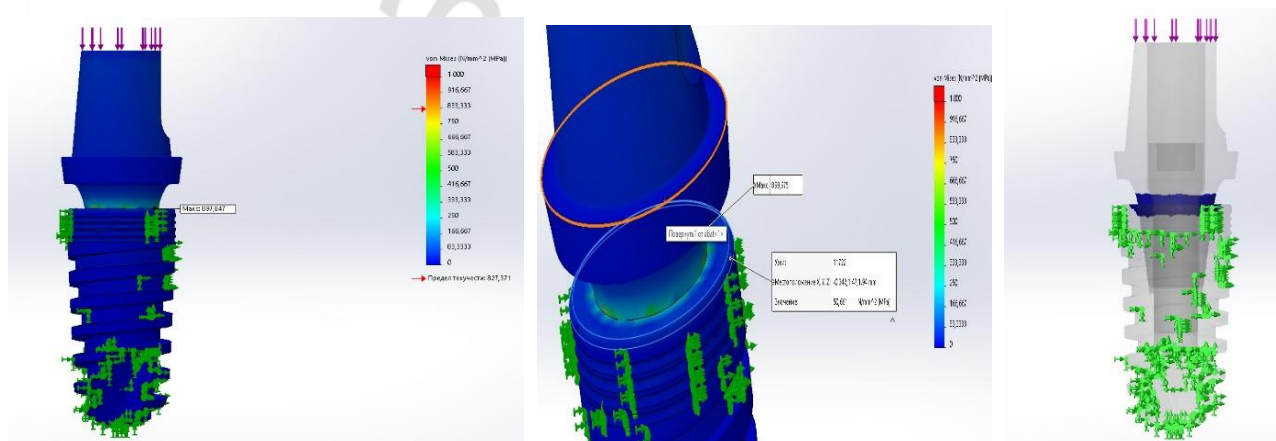


Рис. 10. Распределение нагрузки и напряженные области модифицированной модели имплантата при $F=400\text{ Н}$

Напряжение на краю имплантата оказалось ниже предела текучести в 17 раз. Это говорит о том, что целостность имплантата при таком нагружении сохраняется. Однако нагрузка на абатменте превысила предел текучести материала, соответственно, произойдет разрыв абатмента.

Выводы:

1. Предложенный вариант супраструктуры способен выдерживать гораздо большие нагрузки по сравнению со стандартным вариантом.

2. Предложенный вариант супраструктуры может быть использован в ряде имплантационных систем, в том числе применять опорные элементы при наклоненных имплантатах.

3. Предложенный вариант супраструктуры позволяет расширить показания к использованию мостовидных протезов, фиксированных на имплантатах.

ЛИТЕРАТУРА

1. *Ахмедова Н. А.* Медико-социальная характеристика пациентов с частичной вторичной адентией, осложненной и неосложненной зубочелюстными аномалиями // Исследования и практика в медицине. 2018. Т. 5, № 2. С. 114–120.

2. *Всемирная организация здравоохранения.* Здоровье полости рта. Информационный бюллетень №318. [Электронный ресурс]. Доступ: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs318/ru/>

3. *Журули Г. Н.* Биомеханические факторы эффективности внутрикостных стоматологических имплантатов (экспериментально-клиническое исследование): Автореф. дис. ... д-ра мед. наук. М., 2010. 44 с.

4. *Утюж А. С.* Концепция выбора ортопедической конструкции с опорой на дентальные имплантаты как метод профилактики периимплантита у пациентов с полной и частичной вторичной адентией: Автореф. дис. ... д-ра мед. наук. М., 2017. 45 с.

5. *Хоранова Н. А., Фомина А. В.* Медико-социальные аспекты специальной ортодонтической подготовки пациентов с зубочелюстными аномалиями при частичной вторичной адентии перед постоянным протезированием (краткий обзор литературы) // Вестник новых медицинских технологий. 2017. Вып.11 (2). С. 349–355.