

УДК 531/534: [57+61]

БИОМЕХАНИЧЕСКИЙ АНАЛИЗ РАЗНОТОЛЩИННОЙ КОНСТРУКЦИИ ЧЕЛЮСТНОГО ПРОТЕЗА ВЕРХНЕЙ И НИЖНЕЙ ЧЕЛЮСТЕЙ

В.Ю. Кирюхин¹, Н.Б. Асташина², Г.И. Рогожников²

¹ Кафедра естественно-научных дисциплин, Лысьвенский филиал Пермского государственного технического университета, 618900, Россия, г. Лысьва Пермского края, ул. Ленина, 2, e-mail: vkiryukhin@mail.ru

² Кафедра ортопедической стоматологии Пермской государственной медицинской академии имени академика Е.А. Вагнера, Россия, 614990, Пермь, ул. Куйбышева, 39

Аннотация. В данной статье рассматриваются предложенные авторами конструкции протезов для замещения части удаленной верхней или нижней челюсти. Предложенные конструкционные особенности оценивались с помощью метода конечных элементов. Показано, что изменение толщины каркаса протеза приводит к снижению давления на слизистую оболочку в незакрепленных местах протеза.

Ключевые слова: протезирование зубочелюстной системы, метод конечных элементов.

БИОМЕХАНИЧЕСКАЯ ПРОБЛЕМА ЭФФЕКТИВНОСТИ ПРОТЕЗА

Как известно, использование протеза для замещения удаленной части верхней или нижней челюсти связано с таким неблагоприятным проявлением, как его давление на прилежащие мягкие ткани. Схематически это показано на рис. 1.

Давление подобного рода возникает в процессе откусывания и пережевывания пищи (рис. 1, б). При этом воспринимаемые протезом жевательные нагрузки передаются через коронки искусственных зубов на металлический каркас (рис. 1, в), что влечет за собой его прогиб в тех местах, где он не крепится к зубам или иным твердым опорам. В тех областях, где прогиб вызывает излишнее давление (рис. 1, а) на прилежащие ткани, возникает избыточное сдавливание прилежащих мягких тканей, существенно отличающееся от физиологически нормального.

С течением времени этот процесс может привести к негативным проявлениям

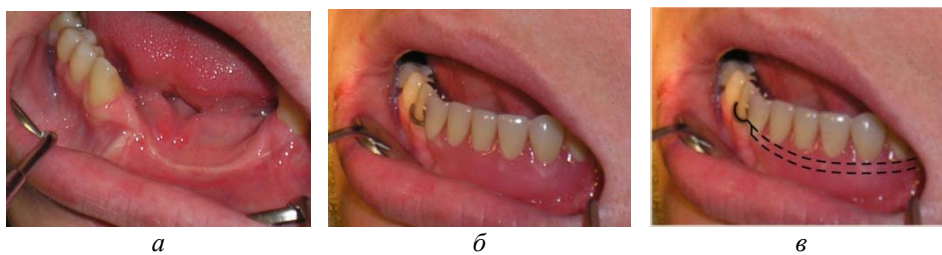


Рис. 1. Иллюстрация процесса передачи жевательной нагрузки на мягкие ткани в области резекции: а – вид области до установки протеза; б, в – вид при установленном протезе

различного рода, как то: раздражение, воспаление или атрофия мягких тканей. Иллюстрация (см. рис. 1) приведена в целях наглядности для восстановленного зубного ряда нижней челюсти, однако принципиально те же проблемы с избыточным сдавливанием возникают и на верхней челюсти.

Коллективом авторов разработана конструкция протеза верхней челюсти, призванная снизить описанный негативный эффект. Предложенное решение имеет два принципиальных отличия от традиционной схемы изготовления.

1. Для заполнения зазора между носовой и ротовой полостями на каркас лазерной сваркой крепится полый obturator¹.
2. Каркас протеза является металлической пластиной с переменной толщиной.

Первая особенность конструкции позволяет снизить ее вес по сравнению с теми вариантами, где использовался заполненный obturator. Вторая особенность усиливает сопротивляемость пластины каркаса протеза жевательным нагрузкам и позволяет разгрузить мягкие ткани.

Для того чтобы оценить эффективность предлагаемой разнотолщинной конструкции, в данной работе авторами решаются следующие задачи:

- 1) методами биомеханики оценивается прогиб в область мягких тканей, который создают при жевании пластина каркаса с постоянной толщиной и пластина с предлагаемой переменной толщиной;
- 2) сравниваются полученные прогибы и тем самым оценивается эффективность рационализаторской конструкции.

Первоначально авторами рассматривается каркас протеза верхней челюсти. Позже в данной работе будут изложены результаты анализа протеза нижней челюсти.

ОПИСАНИЕ РАССЧИТЫВАЕМОГО ОБЪЕКТА

Для расчета предлагается модель, изображенная на рис. 2 и 3. Протез состоит из пластины каркаса, которая при установке располагается вдоль верхнего неба, изолируя друг от друга ротовую и носовую полости. Пластина должна крепиться к сохранившимся зубам или к подготовленным точкам крепления (штифтам, имплантатам и т.д.). Кроме того, со стороны полости носа к пластине крепится полый obturator, заполняющий своим объемом расщелину между ротовой и носовой полостями.

Согласно теории математического моделирования [1] особо следует обосновать, какие компоненты протеза включаются в рассчитываемую модель. Прогиб протеза и его давление на прилежащие мягкие ткани по свободному краю осуществляется за счет деформации пластины и obturatorа, так как они являются основными несущими элементами конструкции. Следовательно, в модель для расчета не были включены зубы, крепления, искусственные коронки и пластмассовые компоненты. Все указанные компоненты, безусловно, прямо или косвенно играют важную роль в восстановлении жевательной функции верхней челюсти, но прогиб, очевидно, определяется лишь металлическими (титановыми) компонентами.

РАЗМЕРЫ И СВОЙСТВА

Форма и размеры небной поверхности, расположение и протяженность дефекта для расчета были взяты из конкретной клинической ситуации. Создание компьютерного образа рассчитываемых каркасов протезов проходило в такой последовательности:

¹ Obturator – конструкционный элемент каркаса протеза, предназначенный для заполнения пустого пространства расщелины между полостями рта и носа, образовавшегося в результате оперирования по частичной резекции верхней челюсти.



Рис. 2. Общий вид рассчитываемой модели. Поскольку различия в толщине малы на фоне общих размеров, здесь не изображаются отдельно виды разнотолщинной и однотолщинной конструкций

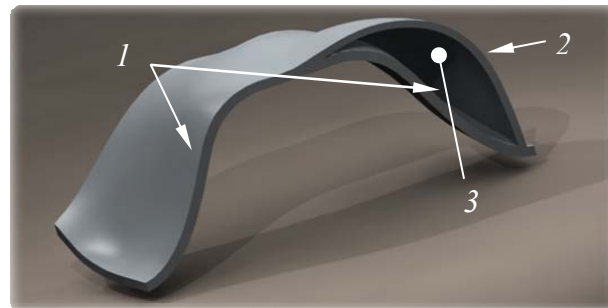


Рис. 3. Иллюстрация сечения протеза: 1 – основная пластина (однотолщинная), 2 – оболочка обтуратора, 3 – полость обтуратора

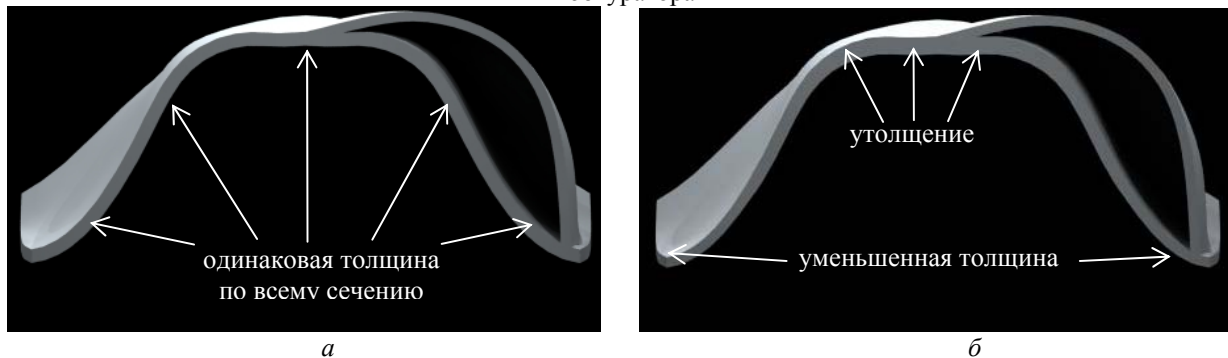


Рис. 4. Иллюстрация размеров предлагаемой конструкции: а – однотолщинная конструкция, б – разнотолщинная конструкция. На рисунках (а) и (б) для наглядности показана преувеличенная толщина основной пластины

1. Снимался слепок с верхней челюсти пациента, при этом использовался супергипс, свойства которого необходимы на втором этапе.
2. С шагом 2–4 мм модель была распилена на сечения, и полученные срезы переносились на миллиметровую бумагу.
3. По миллиметровой бумаге координаты точек поверхности заносились в компьютерную модель.
4. Средствами компьютерного моделирования *SolidWorks* 2006 [2] создавались модели каркаса.

Основной отличительной характеристикой двух рассматриваемых конструкций является толщина пластины. Этот параметр выбирается так: для однотолщинной конструкции она равняется 0,5 мм (рис. 4, а), а для разнотолщинной - от 0,4 мм в

периферической области до $0,6\div 0,9$ мм в области утолщения (рис. 4, б). Толщина стенки obturatora у обеих конструкций выбирается одинаковой и равной 0,8 мм. В остальном размеры и форма рассчитываемых протезов одинаковы.

Важным обстоятельством, которого удалось достигнуть, в том числе и подбором переменной толщины, является то, что объемы (а значит, и массы) у обеих конструкций практически одинаковы: $V_{\text{одн}} = 2378,08 \text{ мм}^3$ (однотолщинная конструкция) и $V_{\text{разн}} = 2451,83 \text{ мм}^3$ (разнотолщинная конструкция).

Для изготовления предлагаемого челюстного протеза в качестве конструкционного материала используется титан. Его механические характеристики приведены ниже:

Параметр	Значение
Модуль упругости	110 ГПа
Коэффициент Пуассона	0,3
Модуль сдвига	43 ГПа
Массовая плотность	4600 кг/м ³

МЕТОДЫ РАСЧЕТА

В силу того, что к каркасу протеза прикладываются нагрузки, незначительные по сравнению с прочностными свойствами материала, а возникающие изменения формы невелики по сравнению с ненагруженной конфигурацией протеза, уместно при расчетах опираться на классическую теорию упругости, которая хорошо зарекомендовала себя для решения биомеханических задач в стоматологии [3].

Из-за сложности формы расчеты даже в рамках теории упругости проводятся методом конечных элементов с помощью средств компьютерного моделирования в специализированном пакете программ *SolidWorks/COSMOSWorks 2006*². Данный программный комплекс позволяет создавать сложные геометрические объекты, указывать материалы, из которых должны изготавливаться компоненты, прикладывать различного рода нагрузки и методом конечных элементов определять напряжения и деформации [2].

УСЛОВИЯ ОПОРЫ И НАГРУЗКА

Для расчета прогиба по свободному краю протеза требуется определить те области на объекте, где он считается закрепленным, а также указать расположение и величину нагрузки, которая в данном случае должна имитировать жевательные усилия, воспринимаемые зубами. Поверхность протеза, которая соприкасается с сохранившейся частью неба, была выбрана как неподвижная, а по кромке свободного края протеза была приложена сила, соответствующая суммарному усилию³ сжатия зубами в 10 кгс.

РЕЗУЛЬТАТЫ

Расчеты были произведены методом конечных элементов с описанными выше структурой каркаса протеза, нагрузками и свойствами. Было выбрано максимально возможное разбиение рассчитываемого объекта на конечные элементы согласно

² Была использована лицензионная копия, имеющаяся в Пермском государственном техническом университете.

³ Часто в медицинской литературе применяются для обозначения сил килограммы, однако это неверно. Более корректно обозначать силы через килограмм-силу или Ньютоны. Связь очень простая: 10 кгс – сила, соответствующая силе тяжести, действующей на массу 10 кг.

методу, поскольку протез представляет собой конструкцию, состоящую из оболочек (рис. 5).

Проведенные расчеты показали следующее поведение каркаса под нагрузкой. Левый край каркаса (область закрепления согласно рис. 5 и 7) под нагрузкой, во-первых, остается неподвижным, во-вторых, там возникают незначительные напряжения. Вместе с тем срединная область опирается на слизистую и костную ткани, и прогиб здесь также минимален. Однако в этой области наблюдается значительное давление, переданное от жевательной нагрузки конструкцией через пластину и obturator. В самом же obturatore и правой части пластины не образуется больших напряжений. Но они и создают наиболее значимое давление на мягкие ткани, что будет проиллюстрировано ниже. Приложенные жевательные усилия (см. рис. 7) вызывают наибольший прогиб в месте их приложения.

Основные иллюстрации результатов расчетов представлены на рис. 6–8, где в подрисовочных подписях даются необходимые комментарии.

На рис. 6 показан прогиб однотолщинного каркаса верхней челюсти. Форма прогиба для разнотолщинной конструкции выглядела бы так же, и разница была бы не заметна. Однако она становится существенной, если обратиться к значениям перемещений, полученным при вычислении. Наибольшее значение прогиба для однотолщинной конструкции равно $7,006 \cdot 10^{-2}$ мм, а для разнотолщинной – $6,049 \cdot 10^{-2}$ мм, что на 16% меньше по сравнению с разнотолщинной конструкцией.

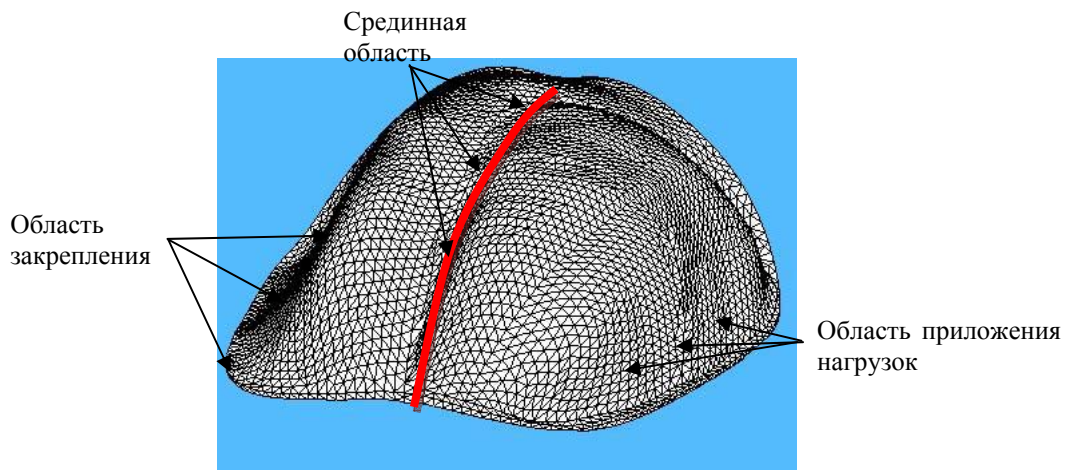


Рис. 5. Изображение набора конечных элементов, на которые разбивается рассчитываемое тело для реализации метода конечных элементов

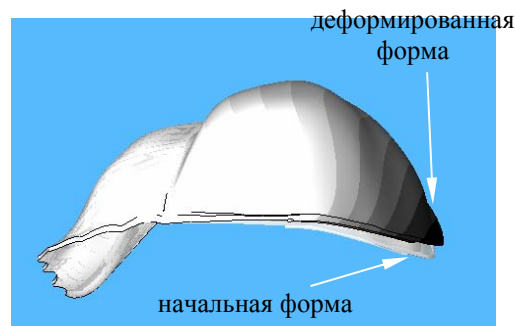


Рис. 6. Иллюстрации прогибов однотолщинной и разнотолщинной конструкций. Серая светлая область иллюстрирует начальную, ненагруженную форму, а более темная – деформированную форму. Шкала полутонов соответствует в белой области значению модуля перемещений, равному 0,000 мм, а в черной – от 0,064 до 0,070 мм

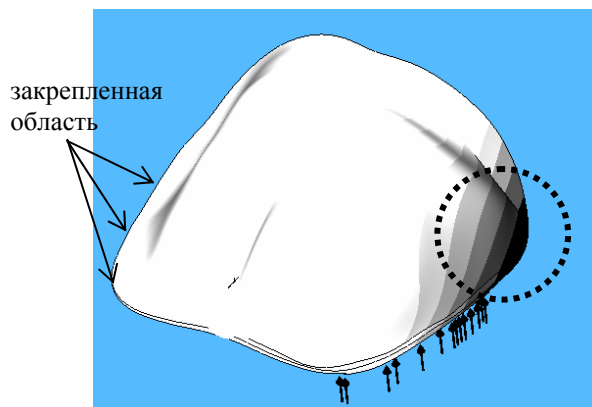


Рис. 7. Иллюстрация прогиба на примере разнотолщинной конструкции. Кругом показана область, в которой возникает наибольшее продавливание. Пояснения к полутонам даны в подписи к рис. 6. Черные стрелки показывают область, где прикладывается жевательная нагрузка и ее направление

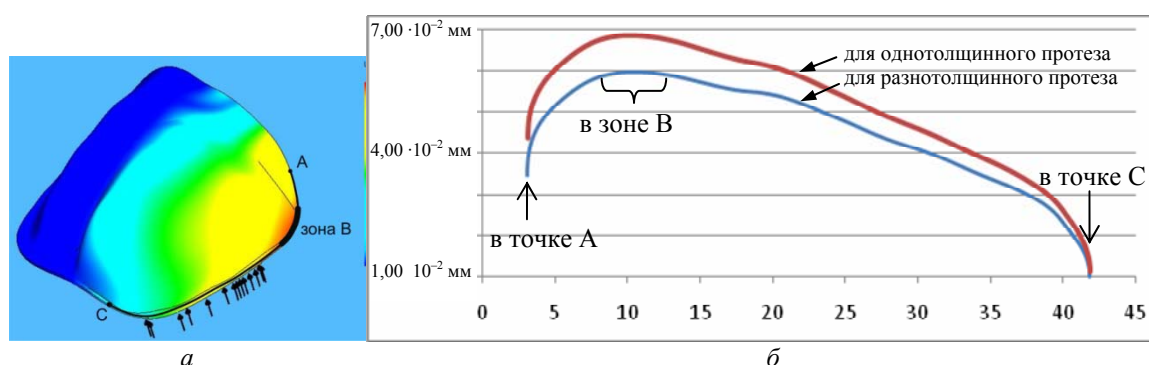


Рис. 8. Иллюстрация на диаграмме (б) разницы в прогибе у одно- и разнотолщинных каркасов. Прогиб показан для точек кромки ABC (а). По горизонтальной оси откладывается положение точек вдоль кривой ABC, а по вертикальной оси – соответствующий прогиб, измеренный в миллиметрах

Более отчетливо наиболее опасная область (в смысле прогиба) видна на рис. 7. На этом рисунке изображена только разнотолщинная конструкция, поскольку уже говорилось, что визуально общий вид однотолщинной конструкции практически эквивалентен.

Для более наглядной иллюстрации различий в прогибе между однотолщинной и разнотолщинной конструкциями предлагается диаграмма на рис. 8. На рис. 8, а изображена кривая ABC, проходящая вдоль свободной кромки каркасов протезов. На рис. 8, б изображен уровень прогиба вдоль кривой ABC. Видно, что наибольший прогиб возникает в зоне В.

БИОМЕХАНИЧЕСКИЙ АНАЛИЗ ПРОТЕЗА НИЖНЕЙ ЧЕЛЮСТИ

Аналогично уже проделанному биомеханическому анализу было решено произвести расчет эффективности возможной разнотолщинной конструкции протеза нижней челюсти. Поскольку значительная часть сказанного имеет место и для нижней челюсти, можно более кратко изложить следующую часть, избегая ненужных повторений.

В качестве расчетной модели была выбрана конструкция, изображенная на рис. 9. Область 1, обозначенная на рис. 9, а, представляет собой прогибаемую часть каркаса протеза (см. рис. 1, в). Точки 2 (рис. 9, б) являются местами, в которых протез переходит в замки для крепления к сохранившимся зубам.

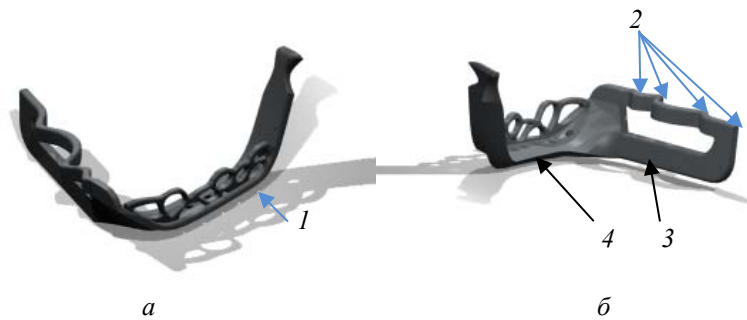


Рис. 9. Вид модели каркаса нижней челюсти: *а* – вид снаружи ротовой полости, *б* – вид изнутри

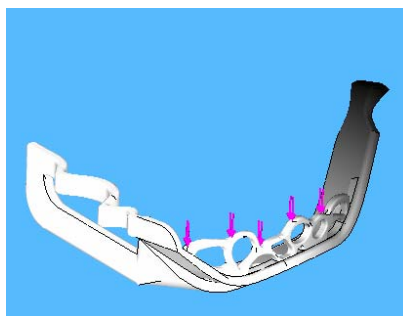


Рис. 10. Иллюстрация прогибов, возникших в каркасе протеза под действием жевательной нагрузки (для разнотолщинной конструкции). Черный цвет соответствует значению модуля перемещений 0,053 мм, а белый – 0,000 мм

Благодаря более сложной форме каркаса возникает несколько вариантов применения разнотолщинной конструкции. В данной работе для нижней челюсти их предложено два, описанных далее. В обоих случаях при биомеханическом анализе эффективности ставились те же задачи:

- 1) методами биомеханики оценить прогиб в области *1*;
- 2) сравнить полученные прогибы.

РАСЧЕТЫ ИСХОДНОЙ МОДЕЛИ КАРКАСА ПРОТЕЗА НИЖНЕЙ ЧЕЛЮСТИ

Для начала показаны результаты анализа исходной модели.

Теория расчета, материал и метод вычислений полностью идентичны приведенным выше. Поэтому в этой части авторы ограничиваются указанием способа закрепления и нагружения. Фиксация модели происходит в точках *2*, указанных на рис. 9. Нагрузка показана на рис. 10, иллюстрирующем полученные прогибы конструкции.

ФОРМА РАССМОТРЕННЫХ РАЗНОТОЛЩИННЫХ КОНСТРУКЦИЙ

Первое из двух изменений исходной конструкции было произведено в третьем фрагменте (см. рис. 9, *б*). А именно, его поперечное сечение было изменено так, как это показано на рис. 11. Изначально размеры поперечного сечения составляли 3,8 мм×1,5 мм вдоль всего фрагмента. В измененной разнотолщинной конструкции они изменялись от 4,80 мм×1,5 мм у края А до 2,8 мм×1,5 мм у края В.

Второе изменение было предложено для фрагмента четвертого каркаса, обозначенного на рис. 9, *б*. На рис. 12 проиллюстрированы исходные и предлагаемые

размеры четвертого фрагмента. Постоянные по всей длине фрагмента размеры (6,00 мм; 1,00 мм; 1,20 мм), рис. 12, б, изменены на переменные (6,00 мм; 1,50 мм; 0,70 мм) у края А до (6,00 мм; 0,70 мм; 1,50 мм) у края В, рис. 12, в.

В обоих рассмотренных случаях общий объем каркаса протеза практически не изменялся, т.е. соответствовал одинаковому расходу материала и равному весу конструкций. К тому же общие габариты каркаса также не изменялись.

РЕЗУЛЬТАТЫ АНАЛИЗА ЭФФЕКТИВНОСТИ

Расчет, проведенный описанным выше способом, привел к различным результатам для предлагаемых вариантов модификации каркаса.

Первый вариант не дает значимой разницы в давлении на мягкие ткани. Разница между исходной моделью и предлагаемыми решениями не составляет даже 0,5%, что меньше расчетной погрешности. Вероятно, это связано с расположением измененной зоны (третья область, рис. 9, б) под местом крепления каркаса к зубам (вторая область, рис. 9, б). Таким образом, разнотолщинная область оказалась отдаленной от зоны наибольшей деформации каркаса.

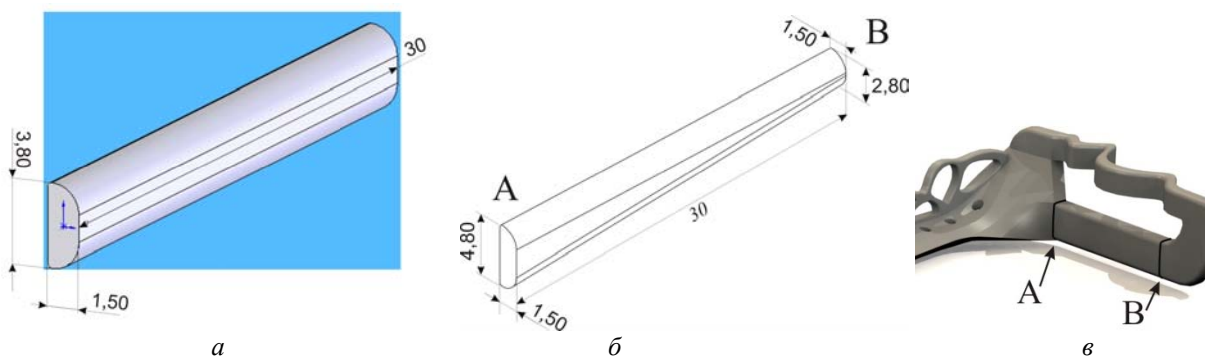


Рис. 11. Иллюстрация первого предложенного варианта разнотолщинной конструкции каркаса нижней челюсти: а – форма исходного фрагмента, б – предлагаемая форма, в – общий вид каркаса протеза (на примере исходной модели)

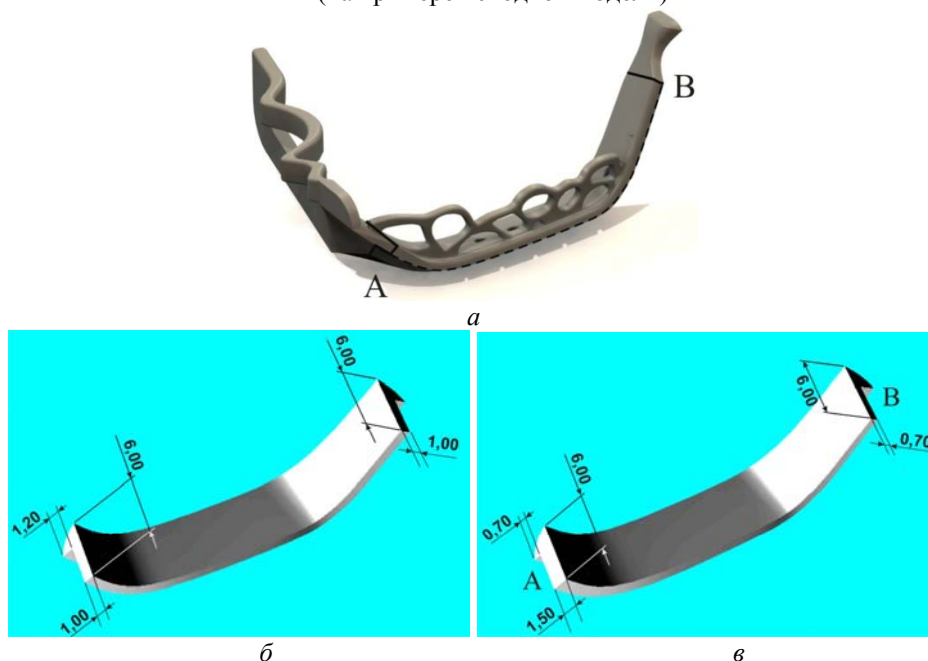


Рис. 12. Иллюстрация 2-го предложенного варианта разнотолщинной конструкции каркаса нижней челюсти: а – общий вид каркаса протеза (на примере исходной модели), б – форма исходного фрагмента, в – предлагаемая форма

Однако второй вариант разнотолщинной конструкции дал ощутимый эффект. Для сравнения рассматривались величины прогибов вдоль края каркаса от сечения А до сечения В (см. рис. 12, *a*), край каркаса показан пунктирной линией. Сравнение производилось аналогично тому, как и на рис. 8, вдоль линии АВ. Для однотолщинной конструкции величина прогиба составила от 0,0003 мм (в точке А) до 0,0513 мм (в точке В), в то время как для разнотолщинной конструкции значения прогиба в этих же точках составили от 0,0003 мм (в точке А) до 0,0466 мм (в точке В). Максимальное значение прогиба (в сечении В, рис. 12, *a*) снизилось на 13% из-за разнотолщинной конструкции.

Выводы

- 1) Авторами данной работы реализована и представлена процедура компьютерного трехмерного моделирования геометрически сложного объекта – каркаса протеза, применяемого после частичной резекции верхней челюсти. С одной стороны, удалось получить реалистичное подобие компьютерной и реальной моделей, с другой – ограничить рассмотрение лишь металлическими компонентами протеза, что существенно облегчило процедуру моделирования и, следовательно, расчета.
- 2) Числовая оценка эффективности предлагаемой конструкции. Поскольку основная цель расчетов заключается в расчете эффективности предлагаемой конструкции, то сравнивались числовые значения прогибов конструкции в той области протеза, где наиболее вероятно появление осложнений, вызванных излишним давлением на мягкие ткани. Несмотря на обилие возможных иллюстраций, которое позволяют получить современные компьютерные технологии, авторы сосредоточились на тех из них, которые имеют непосредственное отношение к заявленной цели расчета, а именно: прогиб кромки каркаса протеза.

Так, основное сравнение производилось по прогибу, полученному на кромке АВС (см. рис. 8, *a*). В результате расчетов оказалось, что предлагаемая разнотолщинная конструкция снижает эффективное продавливание вдоль края от 10,18 до 15,8%. Особенно значительный эффект возникает как раз в той области, которая имеет самый большой прогиб, то есть вдоль зоны В кривой на рис. 8, *a*.

- 3) Рассчитанная эффективность получена для конструкции, которая по своим весовым и объемным характеристикам близка к традиционной на уровне допустимой погрешности. Если применить решение, предложенное авторами, то для изготовления протеза будет эффективно использован тот же объем материала, что и в обычном случае для снижения прогиба. Однако в этом случае данное решение является очевидным, но нерациональным решением клинической проблемы.
- 4) Разнотолщинные варианты для каркаса нижней челюсти дают различные эффекты. Применение переменной толщины в области, которая будет расположена над областью прогиба, эффективно снижает величину прогиба до 13%.

Итак, в данной работе на основании компьютерного моделирования, расчета и анализа его результатов однозначно показано, что предлагаемые авторами каркасы протезов верхней и нижней челюстей обладают большей жесткостью под действием жевательных нагрузок. Тем самым снижается воздействие в виде давления на прилежащие мягкие ткани. При этом каркас требует того же количества материала и, следовательно, наиболее эффективен для клинической практики.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Введение в математическое моделирование: учеб. пособие / под ред. П.В. Трусова. - М.: Логос, 2004.
2. Алямовский, А.А. *SolidWorks/COSMOSWorks*. Инженерный анализ методом конечных элементов. - М.: ДМК Пресс, 2004.

3. *Кирюхин, В.Ю.* Конечно-элементный анализ способов пломбирования при реставрации дефекта первого моляра / В.Ю. Кирюхин, И.В. Еремин, А.А. Киченко // Российский журнал биомеханики. – 2007. – Т. 11, № 3. – С. 84–103.

BIOMECHANICAL ANALYSIS OF THE VARIABLE THICKNESS OF THE PROSTHETIC DEVICE OF THE LOWER AND UPPER JAWS

V.Y. Kiryukhin, N.B. Astashina, G.I. Rogozhnikov (Lysva, Perm; Russia)

In this paper, the proposed structures of the prosthesis that are utilized for the restoring the deleted parts of the lower and upper jaws are considered. The discussed structural features are examined by finite element method. It is shown that the changing thickness of the prosthesis carcass yields the decreasing the pressure on the gum at nonsupported places of the prosthesis.

Key words: prosthesis of the dentofacial system, finite element method.

Получено 25 августа 2009