

БИОМЕХАНИЧЕСКИЙ РАСЧЕТ КОНСТРУКЦИИ АРМИРУЮЩЕГО ЭЛЕМЕНТА ПОЛНОГО СЪЕМНОГО ПРОТЕЗА ВЕРХНЕЙ ЧЕЛЮСТИ

Е.А. Фастовец¹, О.В. Громов¹, Р.Э. Василенко¹, В.С. Дехтярев²

¹ГУ «Днепропетровская медицинская академия МЗ Украины», кафедра ортопедической стоматологии

²Национальная Металлургическая академия Украины, кафедра обработки металлов давлением

Цель: рассчитать конструкцию армирующего элемента для базиса полного съемного пластиночного протеза (ПСПП) верхней челюсти в зависимости от состояния альвеолярного отростка по классификации Шредера.

Материалы и методы. Определение оптимальной формы армирующего элемента базиса ПСПП проводилось с использованием стандартного пакета программ, основанных на методе конечных элементов. При определении граничных условий модели принимались следующие допущения: армирующий элемент и пластмасса зубного протеза находятся в жестком зацеплении без возможности взаимного проникновения, пластмасса зубного протеза и небная дуга находятся во взаимодействии, определенном через коэффициент между ними. Анализ проводился для трех различных типов беззубой верхней челюсти (1-й, 2-й и 3-й класс по Шредеру) с различными типами нагружения.

Результаты. В результате проведенного биомеханического анализа была предложена модель зубного протеза с новой формой армирующего элемента, которая позволяет значительно снизить интенсивность распределения напряжений по гребню альвеолярной дуги, а также уменьшить на 15–20 % величину максимальных напряжений в областях межзубных промежутков.

Выводы. Предлагаемая форма армирующего элемента для базиса ПСПП позволяет уменьшить габариты и вес армированной конструкции, увеличив при этом ее прочностные качества.

Ключевые слова: конструкция армирующего элемента, полный съемный пластиночный протез верхней челюсти, альвеолярный отросток, биомеханический анализ.

ВВЕДЕНИЕ

Полные съемные пластиночные протезы (ПСПП) являются традиционно используемой конструкцией для восстановления жизненно важных функций зубочелюстного аппарата стоматологических больных с полной вторичной адентией [1]. По данным проведенных автором исследований [2], перелом базиса ПСПП верхней челюсти в течение первых трех лет эксплуатации отмечается в 59,8 % случаев, что приводит к перерасходу материалов и рабочего времени зубного техника на починку протезов, а также неудовлетворенности пациента качеством работы и возникновением конфликтной ситуации с врачом.

Предлагаемые различными авторами варианты конструкций армирующих элементов ПСПП имеют ряд существенных недостатков: нарушается рельеф протезного ложа [3], не обеспечивается необходимая прочность базиса [4], повышается вес протеза и увеличивается его толщина [5].

Цель исследования: рассчитать конструкцию армирующего элемента для базиса ПСПП верхней челюсти в зависимости от состояния альвеолярного отростка по классификации Шредера.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Задача по определению оптимальной формы армирующего элемента базиса ПСПП решалась с использованием стандартного пакета программ, основанных на методе конечных элементов. В основе метода лежит дискретизация объекта с целью решения уравнений механики сплошной среды в предположении, что эти соотношения выполняются в пределах каждой конечной области. Задача математического описания конечного элемента сводится к тому, чтобы связать действующие в узлах факторы. В механике сплошной среды этими факторами являются перемещения и силы. Прямой метод построения уравне-

ний, связывающих указанные факторы в пределах конечного элемента, имеет следующую последовательность:

1. Поле перемещений Δ в пределах элемента (для поставленной задачи $U = (u_x, u_y, u_z)$) посредством интерполяционных функций, собранных в матрицу $[N]$, выражается через узловое перемещение $\{U\}$. Зная величины перемещений в узлах, можно получить их значения в любой точке элемента в зависимости от координат. В матричном виде выражение имеет вид:
$$U = [N] \times \{U\}.$$

Полное перемещение в модели определяется следующим образом:

$$U = \sqrt{u_x^2 + u_y^2 + u_z^2}.$$

2. Поле деформаций ε выражается через степени свободы $\{U\}$ посредством дифференцирования поля перемещения согласно соотношениям, собранным в матрицу $[D]$ и связывающим деформации и перемещения: $\varepsilon = [D] \times \{U\}$.

В общем виде перемещения и деформации связываются через дифференциальные уравнения Коши:

$$\begin{cases} \varepsilon_x = \frac{\partial u_x}{\partial x}; \gamma_{xy} = \frac{\partial u_x}{\partial y} + \frac{\partial u_y}{\partial x}; \\ \varepsilon_y = \frac{\partial u_y}{\partial y}; \gamma_{yz} = \frac{\partial u_y}{\partial z} + \frac{\partial u_z}{\partial y}; \\ \varepsilon_z = \frac{\partial u_z}{\partial z}; \gamma_{zx} = \frac{\partial u_z}{\partial x} + \frac{\partial u_x}{\partial z}. \end{cases}$$

Интенсивность деформаций для модели определяется исходя из следующего выражения:

$$\varepsilon_i = \frac{\sqrt{2}}{2(1 + \mu)} \sqrt{(\varepsilon_x - \varepsilon_y)^2 + (\varepsilon_y - \varepsilon_z)^2 + (\varepsilon_z - \varepsilon_x)^2 + \frac{3}{2}(\gamma_{xy}^2 + \gamma_{yz}^2 + \gamma_{zx}^2)}$$

3. С учетом уравнений состояния, в основе которых лежит закон Гука и коэффициенты которых образуют матрицу [E], устанавливается связь сначала между полем напряжений и полем деформаций: $\sigma = [E] \times \varepsilon$, а затем между напряжениями и степенями свободы в узлах:

$$\sigma = [E] \times [D] \times \{U\}.$$

В общем виде перемещения и деформации связываются через обобщенный закон Гука:

$$\begin{cases} \varepsilon_x = \frac{1}{E}(\sigma_x - \mu(\sigma_y + \sigma_z)); \gamma_{xy} = \frac{\tau_{xy}}{G}; \\ \varepsilon_y = \frac{1}{E}(\sigma_y - \mu(\sigma_x + \sigma_z)); \gamma_{yz} = \frac{\tau_{yz}}{G}; \\ \varepsilon_z = \frac{1}{E}(\sigma_z - \mu(\sigma_x + \sigma_y)); \gamma_{zx} = \frac{\tau_{zx}}{G}. \end{cases}$$

Интенсивность напряжений рассчитывается по выражению Губера–Мизеса:

$$\sigma_i = \frac{1}{\sqrt{2}} \sqrt{(\sigma_x - \sigma_y)^2 + (\sigma_y - \sigma_z)^2 + (\sigma_z - \sigma_x)^2 + 6(\tau_{xy}^2 + \tau_{yz}^2 + \tau_{zx}^2)}$$

4. Формируются выражения для сил {F}, действующих в вершинах элемента, в зависимости от поля напряжений σ , для чего используется матрица преобразования напряжений в узловые силы [A]: $\{F\} = [A] \times \{\sigma\}$.
5. Связываются выражения для узловых сил и перемещений в узлах:
- $$\{F\} = [k] \times \{U\},$$
- где $[k] = [A] \times [E] \times [D]$ – матрица жесткости конечного элемента.
6. Для придания матрице [k] свойства симметрии для матрицы преобразования жесткости она заменяется матрицей, транспонированной к матрице преобразования перемещений и деформаций [D]. Тогда:
- $$[k] = [D]^T \times [E] \times [D].$$

Приведенные зависимости позволяют, зная перемещения в узлах, получить величины сил, а также решить обратную задачу: по силам найти перемещения, затем деформации и напряжения в пределах конечного элемента.

Для получения матрицы жесткости пространственных элементов наиболее часто используют вариационные принципы. Тогда матрица жесткости рассчитывается следующим образом:

$$[k] = \left[\int_V [D]^T \times [E] \times [D] \times dx dy dz \right].$$

При определении граничных условий модели принимались следующие допущения: армирующий элемент и пластмасса зубного протеза находятся в жестком зацеплении без возможности взаимного проникновения, пластмасса зубного протеза и небная дуга находятся во

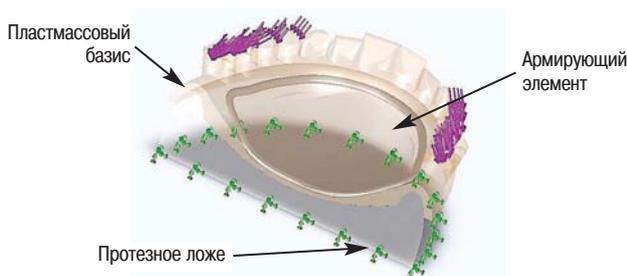


Рис. 1. Общий вид трехмерной компьютерной модели с традиционной формой армирующего элемента.

взаимодействии, определенном через коэффициент между ними. Характерный вид модели с граничными условиями представлен на рис. 1.

Серым цветом на трехмерной компьютерной конечно-элементной модели изображены ткани протезного ложа, бежевым цветом – базис ПСПП, а темно-коричневым – армирующий элемент базиса. Направление прилагаемой к протезу нагрузки указано фиолетовыми стрелками, направленными перпендикулярно к небным скатам щечных бугров премоляров и моляров. В компьютерных исследованиях на протез воздействовали усилием 108 Н.

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ

Анализ проводился для трех различных типов беззубой верхней челюсти (1-й, 2-й и 3-й класс по Шредеру) с различными типами нагружения. Результаты исследования показали, что для всех трех типов протезного ложа характерны значительные величины напряжений в областях межзубных промежутков, а также на внешней стороне базиса протеза. Кроме того, было определено, что для 1-го и 2-го типов беззубой верхней челюсти характерны значительные смещения протеза. Это может приводить к развитию усталостных напряжений, как в армирующем элементе, так и в пластмассе базиса протеза. В результате развития остаточных напряжений риск излома протеза значительно возрастает.

Также анализ напряженно-деформированных состояний (НДС) показал, что распределение результирующих напряжений (по выражению Губера–Мизеса) наиболее интенсивно на вершине гребня альвеолярного отростка. Такое распределение напряжений делает неэффективным расположение армирующего элемента в других участках базиса с точки зрения компенсации НДС. Из вышеизложенного следует, что для минимизации уровня напряжений, а также для снижения смещений зубного протеза, необходимо изменить форму и расположение армирующего элемента в теле протеза.

Наиболее эффективно армирующий элемент будет работать в месте возникновения максимальных напряжений, т.е. на вершине альвеолярного гребня. Так как напряжения распределяются по всей вершине альвеолярного гребня, то форма армирующего элемента должна совпадать с ее формой. В результате проведенного биомеханического анализа была предложена модель зубного протеза с новой формой армирующего элемента (рис. 2). Армирующий элемент имеет форму арки, изогнутой по плоскости соответственно форме гребня альвеолярного отростка. В поперечном соединении в области дистальной границы базиса (по линии «А») нет необходимости, так как на прочностные свойства армирующего элемента это не оказывает влияния.

Анализ предложенной модели показал, что для новой формы армирующего элемента интенсивность распределения напряжений по гребню альвеолярной дуги значительно снижается, а величина максимальных напряжений в областях межзубных промежутков уменьшается на

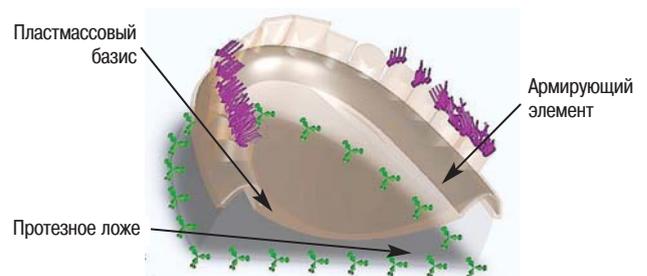


Рис. 2. Трехмерная компьютерная модель зубного протеза с предлагаемой формой армирующего элемента.

15–20 %. Это позволит повысить устойчивость армированного базиса к знакопеременным нагрузкам и срок службы ПСПП. Кроме того, для новой формы армирующего элемента величина смещения протеза вследствие воздействия знакопеременных окклюзионных нагрузок для всех типов альвеолярного отростка снижается в 1,5–2 раза.

Для снижения массы зубного протеза возможна перфорация армирующего элемента с сохранением перемычек в межзубных промежутках. Перфорация армирующего

элемента не должна прерывать целостности нижнего края дуги. Необходимо учитывать, что увеличение диаметра отверстий в армирующем элементе снижает его жесткость.

ВЫВОДЫ

Предлагаемая форма армирующего элемента для базиса ПСПП позволяет уменьшить габариты и вес армированной конструкции, увеличив при этом ее прочностные качества.

ЛИТЕРАТУРА

1. Воронов А.П. Ортопедическое лечение больных с полным отсутствием зубов / А.П. Воронов, И.Ю. Лебедеко, И.А. Воронов. – М.: МЕДпресс-информ, 2006. – 320 с.
2. Василенко Р.Э. Статистический анализ эксплуатационного периода пользования полными съемными протезами в промышленном регионе / Р.Э. Василенко // Вісн. стоматол. – 2012. – № 1. – С. 92.
3. Острооголов Д.Ф. Математическое обоснование метода армирования с помощью пространственной модели полного съемного протеза // Укр. стоматол. альм. –

2009. – № 3. – С. 15–19.

4. Грязева Н.А. Клиническая оценка эффективности метода армирования базисов съемных пластиночных протезов сеткой из арамидных нитей / Н.А. Грязева, А.Н. Раховский // ЦНИИ стоматологии – 40 лет: История развития и перспективы. – М., 2002. – С. 151–152.
5. Брагин Е.А. Клинические аспекты реабилитации пациентов с полной потерей зубов съемными протезами с металлическим базисом / Е.А. Брагин // Совр. ортопедич. стоматол. – 2005. – № 3. – С. 28–32.

БІОМЕХАНІЧНЕ ОБЧИСЛЕННЯ КОНСТРУКЦІЇ АРМУВАЛЬНОГО ЕЛЕМЕНТА ПОВНОГО ЗНІМНОГО ПРОТЕЗА ВЕРХНЬОЇ ЩЕЛЕПИ

О.О. Фастовець, О.В. Громов, Р.Е. Василенко, В.С. Дехтярьов

Мета: обчислити конструкцію армувального елемента для базису повного знімного пластинкового протеза (ПЗПП) верхньої щелепи залежно від стану альвеолярного відростка за класифікацією Шредера.

Матеріали і методи. Визначення оптимальної форми армувального елемента базису ПЗПП проводилось із застосуванням стандартного пакету програм, заснованих на методі кінцевих елементів. При визначенні граничних умов моделі робилися наступні припущення: армувальний елемент і пластмаса зубного протеза знаходяться у жорсткому зчепленні без можливості взаємного проникнення, пластмаса зубного протеза і піднебінна дуга знаходяться у взаємодії, що визначається через коефіцієнт між ними. Аналіз проводився для трьох різних типів беззубої верхньої щелепи (1-й, 2-й і 3-й клас за Шредером) з різними типами навантажування.

Результати. У результаті проведеного біомеханічного аналізу запропоновано модель зубного протеза з новою формою армувального елемента, яка дозволяє значно знизити інтенсивність розподілу напруг по ребеню альвеолярної дуги, а також зменшити на 15–20 % величину максимальних напруг у ділянках міжзубних проміжків.

Висновки. Запропонована форма армувального елемента для базису ПЗПП дозволяє зменшити габарити і вагу армованої конструкції, збільшивши при цьому її міцнісні якості.

Ключові слова: конструкція армувального елемента, повний знімний пластинковий протез верхньої щелепи, альвеолярний відросток, біомеханічний аналіз.

BIOMECHANICAL CALCULATION OF REINFORCING ELEMENT DESIGN OF COMPLETE DENTURE OF THE UPPER JAW

E. Fastovets, O. Gromov, R. Vasilenko, V. Dekhtyaryev

Purpose: to calculate the design of the reinforcing element for the basis of complete laminar denture (CLD) of the upper jaw depending on the state of the alveolar process by Schroeder classification.

Materials and methods. Determination of the optimal form of a reinforcing element of the basis of CLD was carried out with the use of standard software package based on the finite element method. During the determination of the boundary conditions of the model the following assumptions were made: a reinforcing element and the plastic of the denture are engaged in a hard interlocking without the possibility of mutual penetration, plastic denture and palatal arch are in the cooperation as defined by the ratio between the two. The analysis was performed for three different types of edentulous upper jaw (1st, 2nd and 3rd class by Schroeder) with different types of loading.

Results. As a result of biomechanical analysis a model of the denture with a new form of reinforcing element that can significantly reduce the intensity of the stress distribution along the crest of the alveolar arch and also reduce the amount of maximum stress in the areas between the teeth on 15–20 % is presented.

Conclusions. The proposed form of reinforcing element for basis of CLD can reduce the size and weight of the reinforced structure, increasing at the same time its durability qualities.

Key words: reinforcing element design, complete laminar denture of the upper jaw, alveolar process, biomechanical analysis.

Фастовець Елена Александровна – д.мед.н., доц., зав. кафедрой ортопедической стоматологии ГУ «ДМА МЗ Украины».

Адрес: 49094, Украина, г. Днепрпетровск, просп. Карла Маркса, д. 24, кв. 35.

Тел.: 097-992-11-24

Громов Олег Владиславович – к.мед.н., доц. кафедры ортопедической стоматологии ГУ «ДМА МЗ Украины».

Адрес: 49101, Украина, г. Днепрпетровск, просп. Кирова, д. 42, кв. 194.

Тел.: (056)-778-21-74 (дом.); 050-937-15-75 (моб.).

Василенко Руслан Эдуардович – асист. кафедры ортопедической стоматологии ГУ «ДМА МЗ Украины».

Адрес: 49006, Украина, г. Днепрпетровск, ул. Юрия Савченко, д. 4, кв. 25.

Тел.: (0562)-42-43-98 (дом.); 067-562-24-90 (моб.).

Дехтярьов Владимир Сергеевич – доц. кафедры обработки металлов под давлением НМетАУ.

Адрес: 49026, Украина, г. Днепрпетровск, ул. Решетиловская, д. 16, кв. 21.

Тел.: (моб.): 066-366-16-68