

УДК 616.724-089.28:612.76

Биомеханическое обоснование фиксации эндопротеза височно-нижнечелюстного сустава к нижней челюсти

А.В. Любченко

Харьковский национальный медицинский университет. Украина

The article deals with biomechanical grounds for using a new Ukrainian total endoprosthesis of the temporomandibular joint in bilateral ankylosis of the temporomandibular joints. With help of the finite-element method, a stress-deformed state of the bone tissue was studied in the region, where the mandibular part of the endoprosthesis was fixed. It was proved that though the above stress significantly increased, its value did not exceed any permissible bone tissue stresses.

У статті наведено біомеханічне обґрунтування застосування нового вітчизняного повного ендопротеза скронево-нижньощелепного суглоба у випадку двобічних анкілозів скронево-нижньощелепного суглоба. Вивчено стан кісткової тканини під напруженням у місці фіксації нижньощелепної частини ендопротеза та в місці кріплення жувальних м'язів у разі двобічного ендопротезування. Доведено, що напруження значно збільшується, проте його значення не перевищує допустимих значень для кісткової тканини.

Ключевые слова: височно-нижнечелюстной сустав, напряженно-деформированное состояние, метод конечных элементов, эндопротез, анкилоз

Введение

Лечение костно-деструктивных заболеваний височно-нижнечелюстного сустава — одна из актуальных проблем в реконструктивной хирургии челюстно-лицевой области. К костно-деструктивным заболеваниям височно-нижнечелюстного сустава относят вторичный деформирующий остеоартроз, фиброзный и костный анкилоз. На современном этапе представления об этиологии и патогенезе вторичного деформирующего артроза и анкилоза височно-нижнечелюстного сустава в основном формируются в результате клинико-рентгенологических исследований изменений костных структур сустава [1]. Известно, что для пропорционального развития черепа необходимо нормальное течение всех процессов остеогенеза, в том числе в ростковых зонах синхондрозов и надкостницы, что, в свою очередь, обеспечивается уравновешенностью эндокринных и обменных процессов в организме. Описанные патологические состояния, несмотря на различные этиологические факторы, приводят к ограничению движения нижней челюсти, нарушению роста нижней челюсти, развитию односторонней или двусторонней микрогении. Вторичный деформирующий

остеоартроз, фиброзный и костный анкилоз вызывают необходимость хирургического вмешательства на суставе с удалением пораженных тканей и восстановлением функции в суставе, ликвидацией деформации лицевого скелета.

Существует множество различных реконструктивных операций на височно-нижнечелюстном суставе, на наш взгляд, наиболее перспективным направлением является эндопротезирование сустава. На данный момент предложено большое количество эндопротезов, которые, как правило, решают основную проблему функции сустава, но ни один из них не решает косметическую проблему — удлинение ветви нижней челюсти [5]. Таким образом, перспективным направлением является разработка нового эндопротеза, позволяющего решить эту сложную проблему. Нами был разработан полный эндопротез височно-нижнечелюстного сустава с дистракционным устройством, который позволяет удлинять ветвь нижней челюсти с большой стороны адаптивно росту ветви со здоровой стороны. Фиксируют данный протез при помощи винтов саморезов в области скуловой дуги — височная часть и в области угла нижней челюсти — нижнечелюстная

часть. Перед применением эндопротеза в клинике возникла необходимость оценить напряженно-деформированное состояние костной ткани, то есть провести биомеханическое обоснование и оценить возможность фиксации эндопротеза к углу нижней челюсти у пациентов с двусторонним поражением височно-нижнечелюстного сустава путем применения метода конечных элементов как наиболее точного метода, используемого в биомеханике.

Метод конечных элементов (МКЭ) — один из основных методов решения задач механики деформируемого твердого тела. Этот числовой метод основан на разделении зоны интереса со сложной геометрией, которую невозможно изучить простыми математическими методами, на более простые. МКЭ во всех его различных формулировках предусматривает следующие основные этапы расчета: разделение рассматриваемой области (тела) на конечные элементы; аппроксимацию зависимых переменных кусочно-полиномиальными функциями с неизвестными параметрами для каждого конечного элемента; подстановку аппроксимирующих функций в определяющие уравнения и их решение. Полученные таким образом значения параметров полностью определяют искомые функции внутри элемента через их значения в узловых точках [3, 4, 7–10]. В данном случае рассматривается сложный геометрический комплекс нижнечелюстной части эндопротеза и тканей, несущих нагрузку, область угла нижней челюсти при двустороннем патологическом процессе, когда существует необходимость фиксации эндопротезов с обеих сторон.

Цель исследования — методом конечных элементов изучить напряженно-деформированное состояние костной ткани в области угла и ветви нижней челюсти, где проводится фиксация нижнечелюстной части эндопротеза, при двустороннем поражении височно-нижнечелюстного сустава.

Материал и методы

Для исследования напряженно-деформированного состояния (НДС) костной ткани в области угла

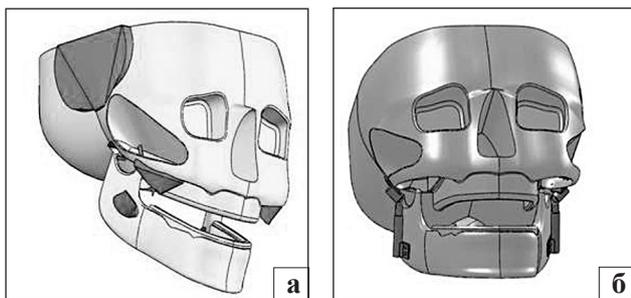


Рисунок 1. Модель черепа; а) без дефектов; б) с фиксированными эндопротезами.

нижней челюсти нами была разработана математическая биомеханическая модель.

Первая модель — это модель черепа без патологии (рис. 1 а), вторая — модель эндопротеза ВНЧС (рис. 2), третья — модель черепа с удаленными костными конгломератами и фиксированными на это место эндопротезами (рис. 1 б). Для исследования были выбраны наиболее характерные варианты нагружения: смыкание в области резцов, одностороннее смыкание в области моляров, типичное жевательное движение, смыкание в межбугорковом положении. В каждую модель были введены дополнительные фиксирующие элементы в зонах контакта нижней и верхней челюстей. Величину усилия, прикладываемого к элементам нагружения, определяли исходя из поперечного сечения мышц и удельного усилия, развиваемого мышцами данной группы ($F_{уд} = 10\text{--}12 \text{ кг/см}^2$, $1 \text{ кг} = 9,81 \text{ Н}$). Таким образом, усилие, развиваемое височной мышцей, было принято равным 750 Н, латеральной крыловидной мышцей — 200 Н, медиальной крыловидной мышцей — 350 Н, жевательной мышцей — 700 Н. Характеристики материалов, использованных при расчетах моделей, приведены в таблице [2, 6]. На данном этапе исследования мы сравнивали напряженно-деформированное состояние в элементах моделей при установке устройств с двух сторон и без него. Учитывая невозможность установить устройства с двух сторон полностью идентично (из-за анатомических особенностей), попытались проанализировать изменения НДС при различной установке устройств. В данном исследовании устройство, расположенное справа, имеет на 3° больший угол между вертикалью и осью устройства (проходящей через ось регулируемой штанги).

Результаты и их обсуждение

Сначала исследовали НДС при смыкании в области резцов. Полученные в результате исследования

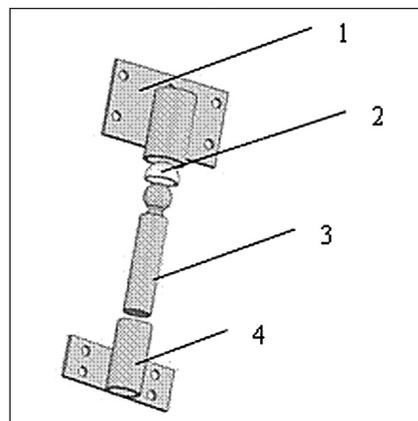


Рисунок 2. Модель эндопротеза ВНЧС: 1) фиксирующий элемент височной части, 2) вкладыш, 3) регулируемая штанга, 4) фиксирующий элемент нижней челюстной части

Таблица. Характеристики материалов

Название элемента	Материал	Модуль упругости, МПа	Коэффициент Пуассона	Предел прочности на сжатие, МПа
Череп	Кортикальная кость	2000	0,29	145
Челюсть	Кортикальная кость	2000	0,29	145
Демпфирующий элемент	Хрящевая ткань	900	0,34	4,3
Элемент нагружения	Мышечная ткань	0,932	0,32	–
Детали устройства	Титан	110000	0,3	235
Фиксирующие элементы	Эмаль зубов	5000	0,3	20

данные распределения напряжений представлены на рис. 3 а, б (вид справа) и рис. 3 в, г (вид слева). Анализ напряженно-деформированного состояния костной ткани челюсти показал: использование устройства снижает напряжение в области крепления латеральной крыловидной мышцы с 6,4 МПа до 0,01 МПа, как с правой, так и с левой стороны. В области прикрепления жевательных мышц происходит снижение напряжения с 3,2 МПа до 2,9 МПа справа, слева происходит снижение напряжения с 3,2 МПа до 1,6 МПа. Наиболее существенные изменения происходят в зоне расположения нижней фиксирующей части устройства — напряжение увеличивается с 0,2 МПа до 20,0 МПа справа и с 0,2 МПа до 22,1 МПа слева. При данной схеме нагружения и расчетной модели использование устройства снижает напряжение в некоторых зонах челюсти, кроме зон расположения нижних крепежных элементов. Величина напряжения в зоне расположения фиксирующего элемента изменяется со 190 МПа (без устройства) до 17,8 МПа с устройством, что говорит о снижении основного усилия сжатия в области резцов (примерно в 10 раз). Большой наклон устройства на правой стороне модели увеличивает напряжения в челюстном элементе по сравнению с левой стороной.

Исследование НДС при одностороннем смыкании в области моляров (фиксирующий элемент находится справа) показало: использование устройства увеличивает напряжение в области крепления височной мышцы с 4,5 МПа до 4,6 МПа справа, слева изменений не происходит. В области расположения жевательной мышцы справа также происходит увеличение нагрузки с 0,5 МПа до 1,2 МПа, слева происходит снижение нагрузки с 1,8 МПа до 0,75 МПа. Наиболее существенные изменения происходят в

зоне расположения нижней фиксирующей части устройства, напряжение увеличивается с 0,03 МПа до 17,4 МПа справа и с 0,03 МПа до 30,1 МПа слева. При данной схеме нагружения и расчетной модели использование устройства снижает напряжение в некоторых зонах челюсти слева, однако увеличивает напряжения в челюсти справа и в области расположения элементов крепления устройства. Кроме того, снижается напряжение в зоне расположения фиксирующего элемента с 58,3 МПа до 16,0 МПа, что говорит о снижении основного усилия сжатия в области моляров в 4 раза.

Исследование НДС при одностороннем смыкании в области моляров (фиксирующий элемент находится слева) показало, что использование устройства увеличивает напряжение в области крепления медиальной крыловидной мышцы с 1,5 МПа до 1,6 МПа, а в области крепления височной — с 0,004 МПа до 0,01 МПа справа. Слева напряжение уменьшается в области расположения медиальной крыловидной мышцы с 0,5 МПа до 0,2 МПа, а в области крепления височной мышцы напряжения снизились с 4,1 МПа до 3,7 МПа, в области прикрепления жевательных мышц изменений напряжений не происходило. Наиболее существенные изменения происходят в зоне расположения нижней фиксирующей части устройства, где напряжение увеличивается с 0,08 МПа до 10,0 МПа справа и с 0,08 МПа до 2,8 МПа слева. При данной схеме нагружения и расчетной модели использование устройства снижает напряжение в некоторых зонах челюсти и увеличивает напряжение в области расположения элементов крепления устройства. Величина напряжения в зоне расположения фиксирующего элемента изменяется с 11,6 МПа до 3,0 МПа, следовательно, основное усилие при

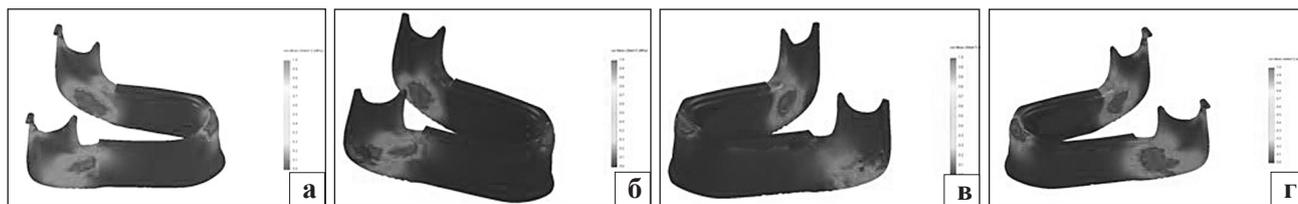


Рисунок 3. Топограммы распределения вид справа: а) нижняя челюсть без патологии; б) нижняя челюсть с фиксированным эндопротезом; вид слева: в) нижняя челюсть без патологии; г) нижняя челюсть с фиксированным эндопротезом

сжатии в области моляров снижается примерно в 4 раза.

Исследование НДС при типичном жевательном движении (фиксирующий элемент находится справа) установило, что использование устройства снижает напряжение в области крепления височной мышцы с 7,5 МПа до 7,3 МПа справа, но увеличивает напряжение с 7,3 МПа до 7,5 МПа слева. В области расположения жевательной мышцы справа снижается напряжение с 2,0 МПа до 1,7 МПа, слева изменений не происходит. Наиболее существенные изменения происходят в зоне расположения нижней фиксирующей части устройства, где напряжение увеличивается с 0,2 МПа до 12,0 МПа справа и с 0,2 МПа до 5,5 МПа слева. При данной схеме нагружения и расчетной модели использование устройства снижает напряжения в челюсти справа, но увеличивает в области расположения элементов крепления устройства. Кроме того, снижается напряжение в зоне расположения фиксирующего элемента с 75,0 МПа до 5,8 МПа, что говорит о снижении основного усилия сжатия в области моляров в 12 раз.

Исследование НДС при типичном жевательном движении (фиксирующий элемент находится слева) установило, что использование устройства снижает напряжение в области крепления височной мышцы как справа, так и слева, с 11,25 МПа до 8,3 МПа. В области расположения жевательной мышцы напряжение уменьшилось с 2,5 МПа до 1,7 МПа справа, а слева увеличилось с 3,5 МПа до 4,2 МПа. Также происходит уменьшение напряжения в области крепления медиальной крыловидной мышцы слева с 3,3 МПа до 1,1 МПа, справа изменений не происходит. Достаточно существенные изменения происходят в зоне крепления нижней фиксирующей части устройства, где напряжение увеличилось с 0,03 МПа до 22,5 МПа справа, слева увеличилось с 0,3 МПа до 24,0 МПа. Также при данной схеме нагружения снижается напряжение в зоне расположения фиксирующего элемента с 116,6 МПа до 50 МПа.

Исследование НДС при смыкании в межбугорковом положении показало, что использование устройства снижает напряжение в области крепления височной мышцы с 12,5 МПа до 9,3 МПа одинаково с обеих сторон. В области жевательной мышцы напряжение снижается с 2,5 МПа до 2,1 МПа справа и с 2,5 МПа до 1,0 МПа слева. В области расположения медиальной крыловидной мышцы справа уменьшается с 3,7 МПа до 2,5 МПа, а слева увеличивается с 3,7 МПа до 3,8 МПа. В области крепления нижней части фиксирующего устройства напряжение увеличивается с 0,16 МПа до 16,0 МПа справа и с 0,16 МПа до 17,0 МПа слева. Снижается напряжение в зоне расположения фиксирующих элементов слева

— с 120,0 МПа до 62 МПа, справа — с 120,0 МПа до 70,0 МПа, что говорит о снижении основного усилия сжатия в области моляров практически в 2 раза.

Выводы

1. Проведенное биомеханическое исследование напряженно-деформированного состояния костной ткани в области угла и ветви нижней челюсти при использовании эндопротеза с обеих сторон показало, что костная ткань испытывает достаточно высокую нагрузку в месте фиксации опорных пластин, в среднем до 15,6 МПа, но такая нагрузка не является критической для костной ткани. Следовательно, при фиксации нижнечелюстной части эндопротеза костная ткань нижней челюсти может служить опорой для фиксации эндопротеза.
2. При использовании полного эндопротеза ВНЧС происходит снижение основного жевательного усилия в среднем в 4 раза, однако большинство больных с двусторонним поражением ВНЧС до операции не могли открывать рот и соответственно не могли развить даже минимальное жевательное усилие.

Литература

1. Калмакаров Х.А. Деформации лицевого черепа [Текст] / Х.А. Калмакаров, Н.А. Рабухина, В.М. Безруков. — М.: Медицина, 1981. — 240 с.
2. Куцевляк В.И. Ортодонтия [Текст] / В.И. Куцевляк. — Харьков: Крокус, 2006. — 328 с.
3. Любченко А.В. Результаты исследования напряженно-деформированного состояния нового эндопротеза височно-нижнечелюстного сустава с дистракционным устройством [Текст] / А.В. Любченко // Проблемы сучасної медичної науки та освіти. — 2009. — №3. — С. 37–40.
4. Любченко А.В. Изучение напряженно-деформированного состояния костной ткани при применении нового полного эндопротеза височно-нижнечелюстного сустава в области угла и ветви нижней челюсти [Текст] / А.В. Любченко // Проблемы сучасної медичної науки та освіти. — 2009. — №4. — С. 55–60.
5. Семкин В.А. Состояние вопроса об использовании тотальных эндопротезов височно — нижнечелюстного сустава по данным мировой литературы [Текст] / В.А. Семкин, И.Н. Ляшев // Стоматология. — 2001. — № 4. — С. 69–72.
6. Чуйко А.Н. Особенности биомеханики в стоматологии [Текст] / А.Н. Чуйко, В.Е. Вовк. — Х.: Прапор, 2006. — 304 с.
7. Різні методи проведення біомеханічних вимірювань у стоматології [Текст] / К. Матиас, З.М. Хекман, В. Вінтер, Ш. Хольст // Імплантологія. Пародонтологія. Остеологія. — 2008. — № 2 (10). — С. 88–94.
8. Kermer Ch. Surgical reduction and fixation of intracapsular condilar fractures [Text] / Ch. Kermer, G. Undt, M. Rasse // Int. J. Oral Maxillo-fac. Surg. — 1998. — Vol. 28. — P. 191–194.
9. Amaratunga N.D. Mandibular fractures in children. A study of clinical aspects, treatment, needs and complication [Text] / N.D. Amaratunga // J. Oral Maxillo-fac. Surg. — 1988. — Vol. 46, № 8. — P. 637–640.
10. Avrahami E. Computer tomography of intact bat nonfunctioning temporomandibular joints following temporal bone fracture [Text] / E. Avrahami // Neurorad. — 1994. — Vol. 36, N 2. — P. 142–143.