

БИОМЕХАНИЧЕСКОЕ ОБОСНОВАНИЕ ФИКСАЦИИ ВИСОЧНОЙ ЧАСТИ ВИСОЧНО – НИЖНЕЧЕЛЮСТНОГО СУСТАВА К СКУЛОВОЙ ДУГЕ У БОЛЬНЫХ С ДВУСТОРОННИМ КОСТНЫМ АНКИЛОЗОМ

Любченко А.В.

Харьковский национальный медицинский университет

Проблема лечения костно-деструктивных заболеваний (КДЗ) височно-нижнечелюстного сустава (ВНЧС) одна из актуальных проблем в реконструктивной хирургии челюстно-лицевой области. Заболевания, которые относят к КДЗ ВНЧС, это вторичный деформирующий остеоартроз (ВДО) и анкилоз. ВДО и анкилоз ВНЧС развивается, как правило, с раннего возраста ребенка, что со временем приводит к грубым косметическим и функциональным нарушениям, к таким как, затрудненное, а иногда и невозможное открывание рта ребенком, развитию симметричной или несимметричной микрогении нижней челюсти, вследствие поражения основных зон роста последней [1,2]. Анкилозы и ВДО вызывают необходимость оперативного вмешательства на суставе с удалением пораженных тканей и восстановлением функции в суставе, ликвидацией деформации лицевого скелета. Существует множество различных реконструктивных операций на ВНЧС, на наш взгляд наиболее перспективным направлением является эндопротезирование сустава. На данный момент предложено большое количество эндопротезов, они как правило решают основную проблему функции сустава, но ни один из них не решает косметическую проблему, удлинение ветви нижней челюсти [4, 5]. Отсутствие такого эндопротеза, который бы решал эту проблему побудил нас разработать новый отечественный эндопротез ВНЧС с дистракционным устройством, позволяющим при помощи малоинвазивного оперативного вмешательства, активировать дистрактор эндопротеза и соответственно удлинять ветвь нижней челюсти. Но для успешного применения в клинике эндопротеза необходимо провести биомеханическое обоснование и оценить возможность его фиксации к скуловой дуге у пациентов с двусторонним поражением ВНЧС. Для биомеханического исследования мы выбрали метод конечных элементов.

Метод конечных элементов - один из основных методов решения задач механики деформируемого твердого тела. Для метода конечных элементов (МКЭ) характерны: широкий диапазон применимости, инвариантность по отношению к геометрии конструкции и механическим характеристикам материалов. Основным прин-

ципом этого числового метода разделение зоны интереса имеющего сложную геометрию и которую невозможно изучить простыми математическими методами на более простые. МКЭ во всех его различных формулировках предусматривает следующие основные этапы расчета: разбиение 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, которые полностью определяют искомые функции внутри элемента через их значения в узловых точках [7-10]. В данном случае рассматривается сложный геометрический комплекс височной части эндопротеза и тканей несущих нагрузку область скуловой дуги, при двустороннем патологическом процессе когда существует необходимость фиксации эндопротезов с обеих сторон.

Материалы и методы

Для исследования напряжённо-деформированного состояния (НДС) костной ткани в области скуловой дуги нами были разработаны три основные модели.

Первая модель это модель черепа без патологических состояний (рис.1). Вторая модель это модель эндопротеза ВНЧС (рис. 2). Третья модель – модель черепа с удаленными костными конгломератами и фиксированными на это место эндопротезами (рис. 3). Для исследования были выбраны наиболее характерные варианты нагружения: смыкание в области резцов, одностороннее смыкание в области моляров, типичное жевательное движение, смыкание в межбугорковом положении (рис. 4). В соответствии с приведенными схемами каждая из основных моделей была преобразована в три новые расчётные модели, в них были введены дополнительные фиксирующие элементы в зонах контакта нижней и верхней челюстей (рис. 5). Величину усилия, прикладываемого к элементам нагружения, определили исходя из поперечного сечения мышц и удельного усилия, развиваемого мышцами данной группы ($F_{уд} = 10-12$

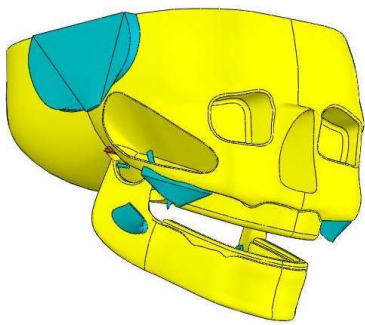


Рисунок 1
Модель черепа без дефектов.

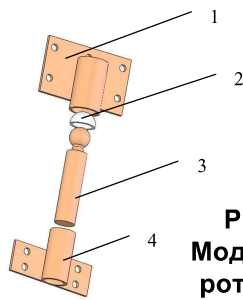


Рисунок 2
Модель эндопротеза ВНЧС.

1 – фиксирующий элемент височной части, 2 – вкладыш, 3 – регулируемая штанга, 4 – фиксирующий элемент нижней челюстной части).

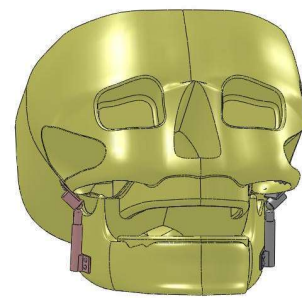


Рисунок 3
Модель черепа с фиксированными эндопротезами

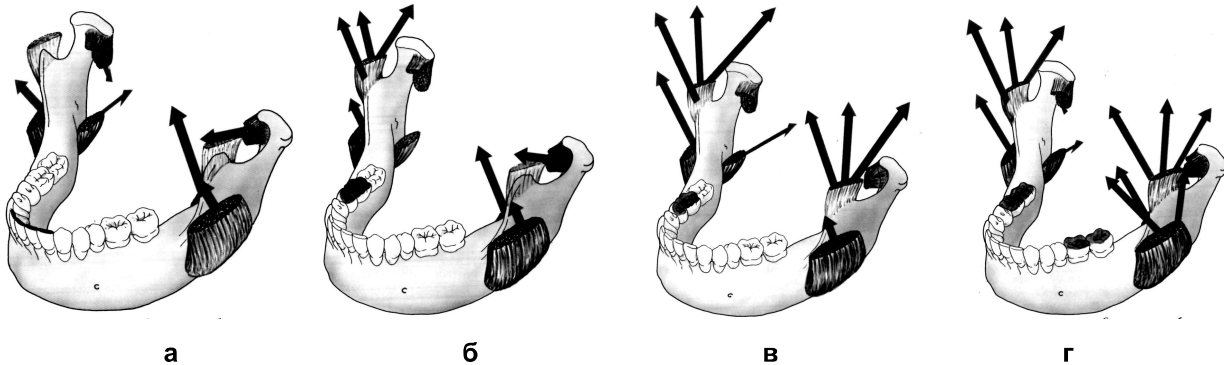


Рисунок 4
Схемы нагружения моделей.

а) – смыкание в области резцов; б) – одностороннее смыкание в области моляров;
в) – типичное жевательное движение; г) – смыкание в межбугорковом положении.

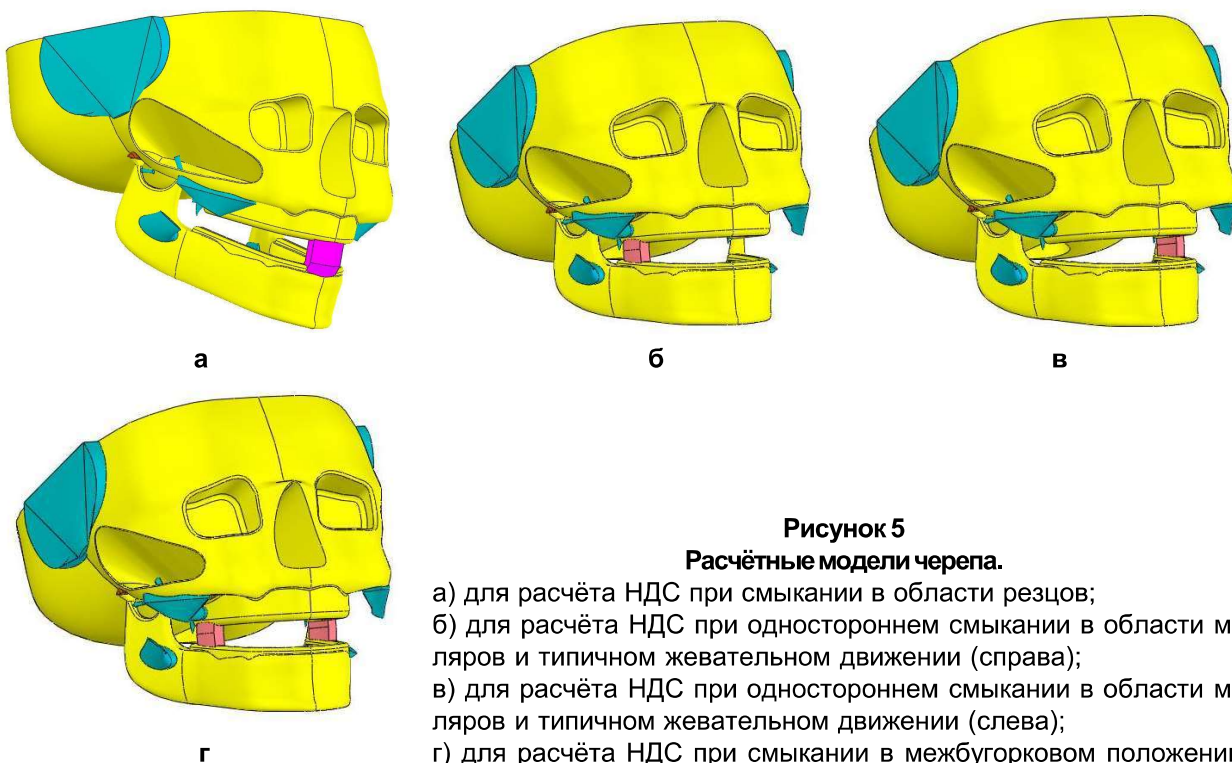


Рисунок 5
Расчётные модели черепа.

а) для расчёта НДС при смыкании в области резцов;
б) для расчёта НДС при одностороннем смыкании в области моляров и типичном жевательном движении (справа);
в) для расчёта НДС при одностороннем смыкании в области моляров и типичном жевательном движении (слева);
г) для расчёта НДС при смыкании в межбугорковом положении.

кг/см², 1кг = 9,81 Н). Таким образом, усилие, развиваемое височной мышцей, примем равным 750 Н, латеральной крыловидной мышцей – 200 Н, медиальной крыловидной мышцей – 350 Н, а жевательной мышцы – 700 Н. Характеристики материалов, использованных при расчётах моделей, приведены в табл. 1 [3, 6].

На данном этапе исследования сравним 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) попытаемся 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.

Исследование НДС при смыкании в области резцов, расчётная модель представлена на рис. 5а, схема нагружения изображена на рис 4, а. Полученные, в результате исследования данные распределения напряжений представлены на (рис. 6, а и 6, б) вид справа и (рис. 7, а и 7, б) вид слева. При проведенном исследовании установлено, что использование данного устройства несколько снижает максимальное напряжение в костной ткани черепа в области крепления крыловидной мышцы (с 12,0 МПа до 5,5 МПа), слева происходят аналогичные изменения (с 12,0 МПа до 5,6 МПа). В области крепления височной мышцы изменений нет как слева, так и справа (0,001 МПа). В области жевательной мышцы (5,8 МПа) справа изменений не отмечено, однако слева имеет место снижение максимального напряжения в костной ткани черепа (с 5,8 МПа до 3,8 МПа). При анализе напряженно-деформированного состояния костной ткани на правой и левой стороне головы следует отметить, что данная конструкция увеличивает напряжения в зоне установки верхней части эндопротеза одинаково (с 0,006 МПа до

0,3 МПа). При анализе величины напряжения в зоне расположения фиксирующего элемента изменяется с 190 МПа (без устройства) до 17,8 МПа, что говорит снижении основного усилия сжатия в области резцов (примерно в 10 раз).

Исследование НДС при одностороннем смыкании в области моляров (фиксирующий элемент находится справа), расчётная модель представлена на рис. 5, б, схема нагружения изображена на рис 4, б. Полученные, в результате распределения напряжений представлены на (рис. 8, а и 8, б) и (9, а и 9, б). При проведенном исследовании доказано, что использование данного устройства снижает максимальное напряжение в костной ткани черепа в области крепления височной мышцы (с 2,3 МПа до 1,2 МПа) справа, слева изменений не обнаружено. В области расположения жевательной мышцы (с 5,0 МПа до 3,7 МПа) справа и (с 3,3 МПа до 1,3 МПа) слева. В области крепления крыловидной мышцы (с 0,6 МПа до 0,3 МПа) справа и (с 5,0 МПа до 2,5 МПа) слева. Однако данная конструкция увеличивает напряжения и в зоне установки верхней части эндопротеза (с 0,06 МПа до 0,7 МПа) справа и (с 0,06 МПа до 0,5 МПа) слева. 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 20 раз).

Исследование НДС при одностороннем смыкании в области моляров (фиксирующий элемент находится слева), расчётная модель представлена на рис. 5, в, схема нагружения изображена на рис 4, б. Полученные, в результате распределения напряжений представлены на (рис. 10, а и 10, б) и (11, а и 11, б).

При проведенном исследовании выяснено, что использование данного устройства значительно снижает максимальное напряжение в костной ткани черепа в области крепления височной мышцы (с 0,01 МПа до 0,001 МПа) справа и (с 1,5 МПа до 1,2 МПа) слева. В области расположения крыловидной мышцы (с 8,0 МПа до 1,5 МПа) справа, слева изменений не отмечено. В области крепления жевательной мыш-

Таблица 1

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

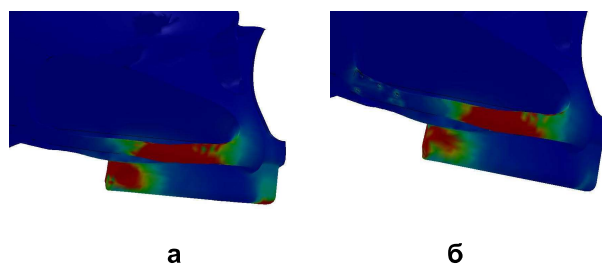
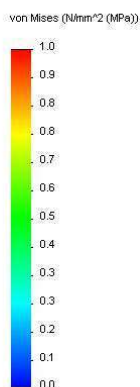


Рисунок 6
Результаты для расчёта НДС при смыкании в области резцов вид справа:
 а) скуловая область без патологии;
 б) скуловая область с фиксированным эндопротезом.

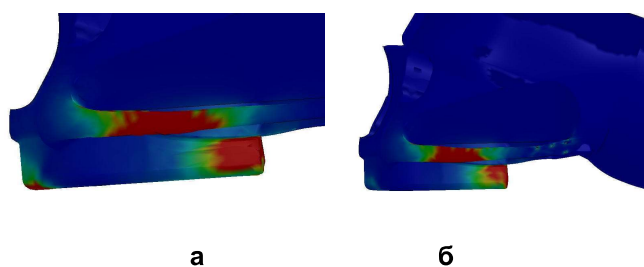


Рисунок 7
Результаты для расчёта НДС при смыкании в области резцов вид слева:
 а) скуловая область без патологии;
 б) скуловая область с фиксированным эндопротезом.

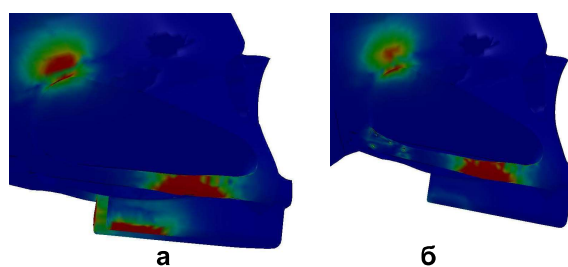


Рисунок 8
Результаты для расчета НДС при смыкании в области моляров справа вид справа:
 а) скуловая область без патологии;
 б) скуловая область с фиксированным эндопротезом.

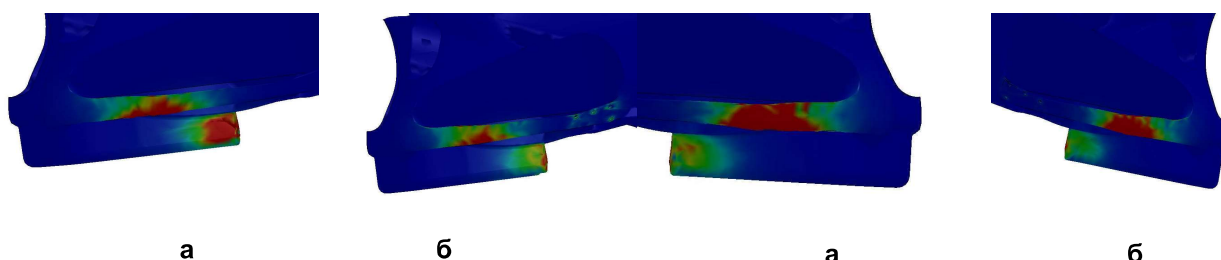


Рисунок 9.
Результаты для расчета НДС при смыкании в области моляров справа вид слева:
 а) скуловая область без патологии;
 б) скуловая область с фиксированным эндопротезом.

Рисунок 10
Результаты для расчета НДС при смыкании в области моляров слева вид справа:
 а) скуловая область без патологии;
 б) скуловая область с фиксированным эндопротезом.

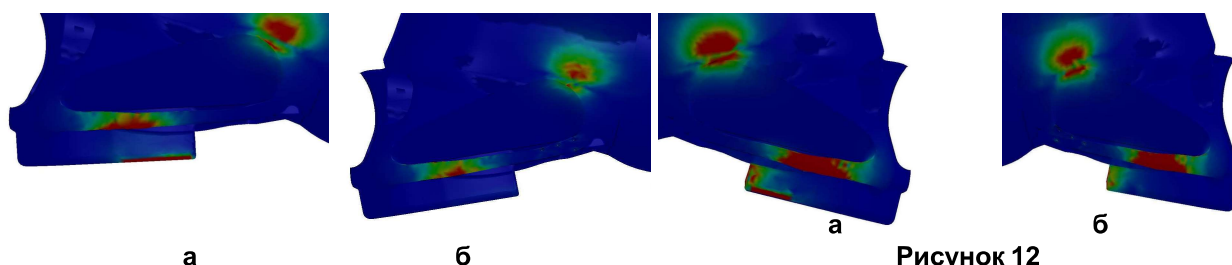
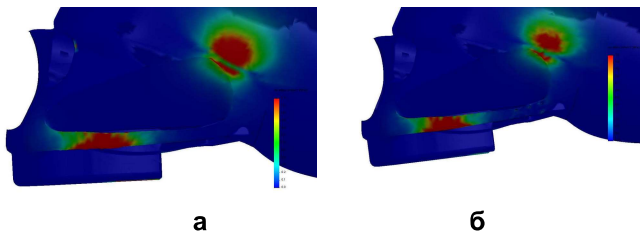


Рисунок 11
Результаты для расчета НДС при смыкании в области моляров слева вид слева:
 а) скуловая область без патологии;
 б) скуловая область с фиксированным эндопротезом.

Рисунок 12
Результаты НДС при типичном жевательном движении (фиксирующий элемент находится справа) вид справа:
 а) скуловая область без патологии;
 б) скуловая область с фиксированным эндопротезом.



а б

Рисунок 13

Результаты НДС при типичном жевательном движении (фиксирующий элемент находится справа) вид слева:

- а) скуловая область без патологии;
- б) скуловая область с фиксированным эндопротезом.

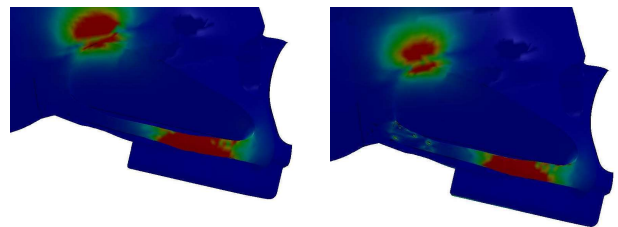
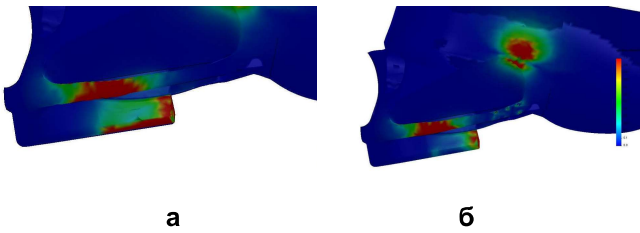


Рисунок 14

Результаты НДС при типичном жевательном движении (фиксирующий элемент находится слева) вид справа:

- а) скуловая область без патологии;
- б) скуловая область с фиксированным эндопротезом.

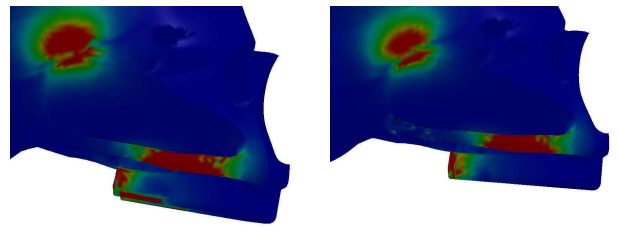


а б

Рисунок 15

Результаты НДС при типичном жевательном движении (фиксирующий элемент находится слева) вид слева;

- а) скуловая область без патологии;
- б) скуловая область с фиксированным эндопротезом.

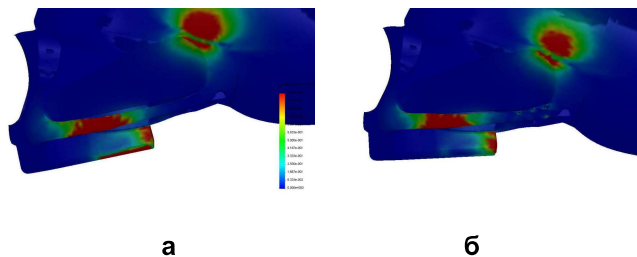


а б

Рисунок 16.

Результаты НДС при смыкании в межбугорковом положении вид справа:

- а) скуловая область без патологии;
- б) скуловая область с фиксированным эндопротезом.



а б

Рисунок 17

Результаты НДС при смыкании в межбугорковом положении вид слева:

- а) скуловая область без патологии;
- б) скуловая область с фиксированным эндопротезом.

цы (с 4,6 МПа до 3,4 МПа) справа и (с 1,8 МПа до 1,2 МПа) слева. В зоне установки верхней части эндопротеза напряжения также снизились (с 0,3 МПа до 0,12 МПа) одинаково с обеих сторон. Величина напряжения в зоне расположения фиксирующего элемента изменяется с 11,6 МПа до 3,0 МПа, следовательно, основное усилия при сжатии в области моляров снижается примерно в 4 раза.

Исследование НДС при типичном жевательном движении (фиксирующий элемент находится справа), расчётная модель представлена на рис. 5, б, схема нагружения изображена на рис. 4, в. Полученные, в результате распределения напряжений представлены на (рис. 12,а и

12, б) и (13, а и 13, б).

При проведенном исследовании установлено, что использование данного устройства снижает максимальное напряжение в костной ткани черепа в области крепления височной мышцы (с 3,6 МПа до 1,5 МПа) справа, но увеличивает слева (с 1,8 МПа до 2,5 МПа). В области расположения жевательной мышцы (с 5,4 МПа до 5,0 МПа) справа и (с 2,5 МПа до 1,5 МПа) слева. В зоне расположения крыловидной мышцы (с 7,0 МПа до 3,8 МПа) справа, тогда как слева напряжение не изменяется и составляет 0,02 МПа. Однако данная конструкция увеличивает напряжения в зоне установки верхней части эндопротеза (с 0,04 МПа до 0,2 МПа) справа и (с 0,04 МПа до 0,1 МПа) слева, но такое повы-

шение напряжения не превышает допустимых значений для костной ткани. Снижается напряжение в зоне расположения фиксирующего элемента с 75,0 МПа до 5,8 МПа.

Исследование НДС при типичном жевательном движении (фиксирующий элемент находится слева), расчётная модель представлена на рис. 5, в, схема нагружения изображена на рис 4, в. Полученные, в результате распределения напряжений представлены на (рис. 14, а и 14, б) и (15, а и 15, б).

Проведенное исследование показывает, что использование данного устройства несколько снижает максимальное напряжение в костной ткани черепа в области крепления височной мышцы (с 2,5 МПа до 2,3 МПа) справа и (с 2,75 МПа до 2,4 МПа) слева. В области расположения жевательной мышцы (с 5,8 МПа до 6,5 МПа) справа, и слева (с 2,6 МПа до 2,4 МПа). Справа в зоне расположения крыловидной мышцы величина напряжений не изменяется и составляет 0,001 – 0,002 МПа, тогда как слева напряжение уменьшилось (с 11,25 МПа до 5,0 МПа). Однако увеличиваются напряжения в зоне установки верхней части эндопротеза (с 0,018 МПа до 0,4 МПа) аналогично с обеих сторон, но величина самого напряжения не превышает допустимых напряжений для костной ткани. Кроме того, снижается напряжение в зоне расположения фиксирующего элемента с 116,6 МПа до 50 МПа.

Исследование НДС при смыкании в межбугорковом положении расчётная модель представлена на рис. 5, г, схема нагружения изображена на рис 4, г. Полученные, в результате распределения напряжений представлены на (рис. 16, а и 16, б) и (17, а и 17, б).

При проведенном исследовании доказано, что использование данного устройства снижает максимальное напряжение в костной ткани черепа в области крепления височной мышцы (с 3,3 МПа до 2,2 МПа) справа и (с 3,3 МПа до 2,0 МПа) слева. В зоне расположения крыловидной мышцы (с 11,25 МПа до 5,0 МПа) справа и (с 11,25 МПа до 4,1 МПа) слева. В области расположения жевательной мышцы напряжение увеличивается (с 5,8 МПа до 6,0 МПа) справа, а слева уменьшается и составляет (с 5,8 МПа до 2,3 МПа). Напряжение в области фиксации височной части эндопротеза увеличилась (с 0,025 МПа до 0,3 МПа) справа и (с 0,04 МПа до 0,3 МПа) слева, но величина самого напряжения не превышает допустимых напряжений для костной ткани. Кроме того, снижается напряжение в зоне расположения фиксирующих элементов (справа – с 120,0 МПа до 70,0 МПа,

слева – с 120,0 МПа до 62 МПа).

Выводы

1. Использование нового полного эндопротеза ВНЧС с дистракционным устройством, как правило, снижает напряжение в области крепления жевательных мышц.

2. Костная ткань скуловой дуги испытывает незначительную перегрузку в месте фиксации височной части эндопротеза в среднем (с 0,04 МПа до 0,2 МПа), но такое увеличение нагрузки не критично и не превышает допустимую нагрузку для костной ткани.

3. Доказано, что несмотря на невозможность зафиксировать два эндопротеза параллельно друг другу, при расчетах эндопротез расположенный справа имеет на 3° больший угол между вертикалью и осью устройства (проходящей через ось регулируемой штанги), биомеханика ВНЧС сохраняется и суставы функционируют вместе как единое целое и любое движение в одном отражается на характере движения в другом.

Таким образом, разработка и применение нового отечественного полного эндопротеза с дистракционным устройством является перспективным направлением в реконструктивной хирургии на ВНЧС.

Литература

1. Калмакаров Х.А., Рабухина Н.А., Безруков В.М. Деформации лицевого черепа. М.: Медицина, 1981. 240 с.
2. Каспарова Н.Н., Колесов А.А., Воробьев Ю.И. Заболевания височно-нижнечелюстного сустава у детей и подростков. М. 1981.
3. Куцевляк В.И. Ортодонтия. Харьков: Крокус, 2006. 328 с.
4. Семкин В.А., Безруков В.М., Абдель Латиф Хамад Мохамед Али и др. Новые эндопротезы мышечного отростка отечественного производства. //Стоматология. 1996. №1. С. 40-44.
5. Семкин В.А., Ляшев И.Н. Состояние вопроса об использовании тотальных эндопротезов височно-нижнечелюстного сустава по данным мировой литературы. //Стоматология. 2001. № 4. С. 69-72.
6. Чуйко А.Н., Вовк В.Е. Особенности биомеханики в стоматологии. Х.: Прапор, 2006. 304 с.
7. Матиас Карл, Зігфрід М. Хекман, Вернер Вінтер, Штефан Хольст. Різні методи проведення біомеханічних вимірювань у стоматології // Імплантологія. Пародонтологія. Остеологія. 2008. № 2 (10). С. 88–94.
8. Merouheh KA, Watanabe F, Mentag PJ. Finite element analysis of partially edentulous mandible rehabilitated with an osteointegrated cylindrical implant. J Oral Implantol 1987; 12: 215 – 238.
9. Siegele D, Soltesz U. Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. Int J Oral Maxillofac implants 1989; 4: 333 – 340.
10. DeTolla DH, Andreana S, Patra A, Buhite R, Camella B. The role of the finite element model in dental implants. J Oral Implantol 2000; 26: 77 – 81.

Биомеханическое обоснование фиксации височной части височно – нижнечелюстного сустава к скуловой дуге у больных с двусторонним костным анкилозом / Любченко А.В.

// Медицина и... – 2009. – № 3. – С. 5-10

В статье представлено биомеханическое обоснование применения нового отечественного полного эндопротеза височно – нижнечелюстного сустава (ВНЧС), при двусторонних анкилозах и вторичных деформирующих остеоартрозах ВНЧС. Изучено напряженно – деформированное состояние костной ткани в области фиксации височной части эндопротеза и в месте прикрепления жевательных мышц при двустороннем эндопротезировании. Доказано, что напряжение незначительно возрастает, но величина самого напряжения не превышает допустимых напряжений для костной ткани, а напряжение в месте фиксации жевательных мышц незначительно уменьшается.

Ключевые слова: височно-нижнечелюстной сустав, метод конечных элементов, напряжение, эндопротез, анкилоз.

Біомеханічне обґрунтування фіксації скроневої ділянки скронево-нижньоскулової дуги у хворих з двохстороннім кістковим анкілозом / Любченко О.В. // Медицина і... – 2009. – № 3.

– С. 5-10

У статті наведено біомеханічне обґрунтування застосування нового вітчизняного повного эндопротезу скронево – нижньщелепового суглобу (СНЩС), при двобічних анкілозах та вторинних деформуючих остеоартрозах СНЩС. Вивчено стан кісткової тканини під напругою в місці фіксації скроневої частки эндопротезу та в місці кріплення жувальних м'язів при двобічному эндопротезуванні. Доведено, що напруга незначно збільшується, проте значення напругі не перебільшує допустимих значень для кісткової тканини, але напруга в місці кріплення жувальних м'язів незначно зменшується.

Ключеві слова: скронево – нижньощелеповий суглоб, метод кінцевих елементів, напруга, эндопротез, анкілоз.

Biomechanical substantiation of fixing of a temporal part temporomandibular a joint to a malar arch at patients with bilateral bone ankylosis / Ljubchenko A.V. // Medicine and... – 2009. – № 3.

–P.5-10.

In the article there is presented the biomechanical basing of application of the new total endoprosthesis of temporomandibular joint in patients with the too ankylosis and deforming osteoarthritis of temporomandibular joint. The finite-element method was used for investigation of stressedly-deformed condition of bone tissue in the fixation area of the temporal part of endoprosthesis. The authors proved that the exertion increased significantly, but the stress rate did not exceed the admissible effort for bone tissue.

Key words: temporomandibular joint, stressedly-deformed condition of bone tissue, finite-element method, endoprosthesis.