

ПРОГНОЗИРОВАНИЕ МЕТОДА ФИКСАЦИИ ОТЛОМКОВ НИЖНЕЙ ЧЕЛЮСТИ ПРИ ТРАВМАХ

В.С. Попович, В.И. Семенников, Н.В. Семенникова

Приведены результаты, полученные при использовании метода конечных элементов для анализа напряженно-деформированного состояния нижней челюсти, приведены типичная конструкция, дискретная расчетная модель, схемы нагружения элементов, деформированное и напряженное состояние конструкции.

Ключевые слова: прогнозирование, метод конечных элементов, деформация, напряжение.

Решение проблемы прогнозирования эффективного метода фиксации отломков при травмах нижней челюсти предполагает знание реальной картины напряженно-деформированного состояния конструкции челюсти.

Метод конечных элементов (МКЭ) широко используется для решения инженерных, физических других задач. Область его применения значительна, но наиболее эффективно он используется для решения задач анализа напряженно-деформированного состояния (НДС) деталей машин и других конструкций. В основу метода положена аппроксимация реальной конструктивной модели дискретной, построенной на конечном числе элементов (подобластей) через функции интерполяционных полиномов различных порядков.

В силу симметрии конструкции нижней челюсти рассматривалась только ее половина (правая часть). Кроме того, наличие однородного напряженного состояния всех элементов конструкции позволяет отказаться от построения дискретной модели для всей конструкции челюсти. Так как анализируется НДС только правой части нижней челюсти, то ограничение перемещения среднего сечения в направлении третьей координаты (толщины) дискретной модели учтено увеличением толщины первой и второй зон дискретной модели.

Учитывая также и то обстоятельство, что толщина участков конструкции нижней челюсти в несколько раз меньше остальных ее элементов и принимая во внимание однородность изменения компонент напряжений по толщине, расчетную модель представляем как двумерную.

Для конструирования дискретной модели нижней челюсти использовалось семейство квадратичных четырехугольников, позво-

ляющих путем добавления узлов в середине сторон элементов моделировать криволинейные границы. Выбор количества зон и границ между подобластями определялся с учетом характера изменения геометрии и толщины участков конструкции нижней челюсти и с учетом условий приложения нагрузок. Исходная конструкция правой половины нижней челюсти разбивается на одиннадцать четырехугольных зон. Расположение зон и граничных узлов, которые использованы для задания базовых областей, показано на рисунке 1.

Четырехугольные зоны второго порядка автоматически разбиваются на более мелкие внутренние четырехугольные зоны, которые далее разбиваются на треугольные элементы проведением короткой диагонали в четырехугольнике. Такое разбиение предпочтительно, так как полученные элементы близки по форме к равностороннему треугольнику и приводят к более точным результатам. Разбиение двумерного тела на треугольные элементы оправдано и тем, что эти элементы являются наиболее простейшими в аналитической формулировке (представлении) и могут быть ориентированы как угодно для аппроксимации границ сложной формы.

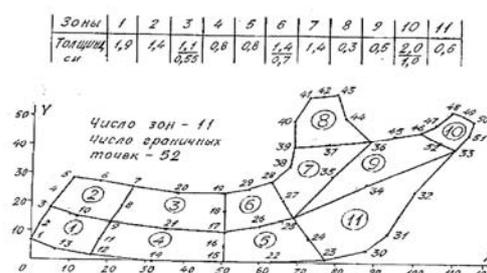


Рисунок 1 – Разбиение нижней челюсти на четырехугольные элементы

ПРОГНОЗИРОВАНИЕ МЕТОДА ФИКСАЦИИ ОТЛОМКОВ НИЖНЕЙ ЧЕЛЮСТИ ПРИ ТРАВМАХ

Разбивка конструкции нижней челюсти на треугольные элементы выполнено с помощью программного комплекса *ValOks*, разработанного в АлтГТУ им. И.И. Ползунова. Окончательно сетка элементов после разбивки, их номера и узловых точек показана на рисунке 2.

Расчеты проведены при трех выбранных вариантах приложения нагрузок: 1 – вертикальная нагрузка прикладывалась в 8-ми точках и составляла 2500 Н, 2 – эта же нагрузка приложена в точках, углубленных в челюсть, 3 – горизонтальная нагрузка 2500 Н приложена в 5-ти точках с фронтальной стороны конструкции дискретной модели челюсти.

Задание кинематических условий, исключающих движение тела как абсолютно твердого, смещение и вращение его как целого, определялось двумя вариантами закрепления. Первый из них – дискретная модель жестко закреплена в пяти точках (64, 65, 66, 67 и 69) и ограничено перемещение вдоль оси x в пяти точках (52, 53, 54, 55 и 57) Второй вариант определяется жестко закрепленными (ограничение в двух направлениях) десятью вышеперечисленными угловыми точками.

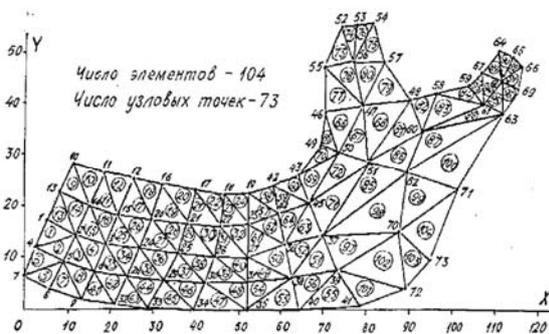


Рисунок 2 – Разбивка нижней челюсти на треугольные конечные элементы

Механические свойства кости нижней челюсти в расчетах были выбраны согласно литературным данным [1]: модуль упругости первого рода $E = 16\,000\text{ МПа}$ и коэффициент Пуассона $\mu = 0.4$. Предел прочности для кости принят равным $\sigma_s = 275\text{ МПа}$.

Поля деформаций нижней челюсти при нагружении в вертикальной и горизонтальной плоскостях нагрузкой в 2500 Н показаны на рисунках 3 и 4.

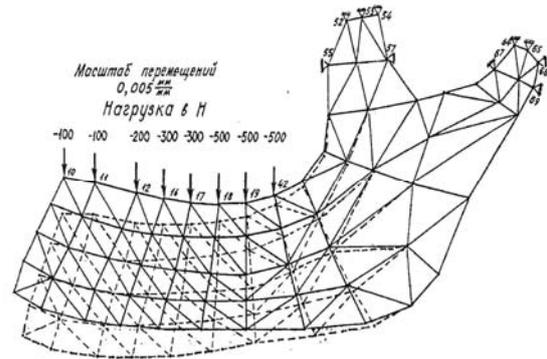


Рисунок 3- Деформация дискретной модели при нагружении в вертикальной плоскости

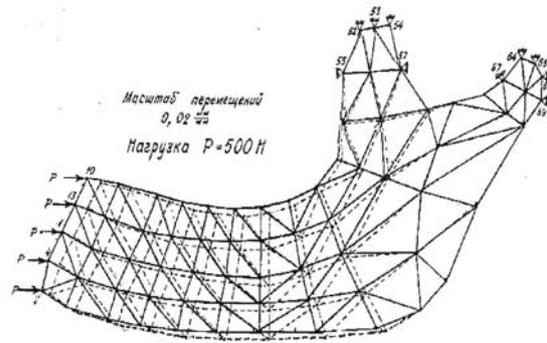


Рисунок 4 – Деформация дискретной модели при нагружении в горизонтальной плоскости

Изменения напряжений в МПа дают наглядную картину напряженного состояния.

Наибольшие напряжения имеют место в элементах 24 и 58 приложения наибольшей нагрузки вблизи точек 19 и 42, действующей слева и различной толщины зон 3 и 6 (рисунок 1). Как и следовало ожидать, наиболее напряженными элементами являются те, которые расположены в местах наибольшей концентрации напряжений (в местах резкого перехода) и ближе расположены к местам закрепления. Это элементы 60, 65, 69, 70, 77, 78, 79, 80, 85.

При условии жесткого закрепления челюсти в 10 точках и уменьшении толщины в четырехугольных зонах 3, 6 и 10 (рисунок 1) наибольшие напряжения растяжения при нагрузке в 2500 Н не превышают предела прочности. Для наиболее нагруженного элемента 77 эти напряжения равны $\sigma_x = 48,055\text{ МПа}$, $\sigma_y = 168,243\text{ МПа}$ и главные напряжения $\sigma_1 = 169,510\text{ МПа}$, $\sigma_3 = 46,788\text{ МПа}$.

Расчетный эксперимент, выполненный при различных схемах приложения одинаковых нагрузок, показал, что для второго случая

(углубление в тело челюсти) имеет место увеличение напряжений (напряжения приводятся в МПа). Это увеличение более ощутимо для элементов удаленных от точек закрепления. Так, например, в элементе 24, как наиболее напряженном, имеют место значения соответственно: $\sigma_x = 22,3$ МПа, $\sigma_1 = 26$ МПа и $\sigma_x = 26,1$ МПа, $\sigma_y = 30,4$ МПа. Для наиболее нагруженного элемента 77 аналогично имеем: $\sigma_x = 47,7$ МПа, $\sigma_y = 170,2$ МПа, $\sigma_1 = 171,5$ МПа и $\sigma_x = 48,2$ МПа, $\sigma_y = 172,3$ МПа, $\sigma_1 = 173,669$.

Изменение напряжений в зависимости от кинематических условий для вышеуказанных вариантов выглядит следующим образом. Для первого варианта имеют значение напряжений в МПа:

элемент 24 - $\sigma_x = 22,339$, $\sigma_1 = 26,077$;

элемент 77 - $\sigma_x = 20,708$, $\sigma_1 = 186,074$ и $\sigma_y = 170,164$, $\sigma_1 = 171,456$.

В этом случае, как видно по приведенным данным, имеет место уменьшение напряжений для удаленных от закрепления элементов и увеличение напряжений в близлежащих элементах более податливой конструкции челюсти.

Уменьшение расчетных толщин в зонах 3 и 6 (рисунок 1) в 2 раза привело к возрастанию напряжений в элементах 24 и 58 σ_x с 22,287 до 38,112, в элементе 24 с 25,286 до 43,895, в элементе 58; σ_1 с 25,929 до 43,986 в элементе 24 и с 32,747 до 56,474 в элементе 58. Для наиболее нагруженных элементов увеличение напряжений незначительно.

При нагружении нижней челюсти нагрузкой 2500 Н, действующей в горизонтальной плоскости, наибольшие сжимающие напряжения имеют место в элементах, расположенных на верхней поверхности (элементы 22, 24, 58 и 60) и составляют от -35 до -50 МПа. Наибольшие растягивающие напряжения возникают в элементе 77 и равны около 80 МПа.

На рисунке 5 показаны для нагрузки в 2500 Н изолинии для нижней челюсти.

Схемы внедрения стальной спицы в нижнюю челюсть показаны на рисунке 6. Площадь спицы 1,77 мм², модуль упругости первого рода для материала $E = 200\ 000$ МПа. Для первого варианта имеет место увеличение напряжений для элементе 24 $\sigma_x = 41,764$; $\sigma_1 = 76,968$. Незначительно снизилось напряжения в элементе 70 $\sigma_y = 56,329$ и $\sigma_1 = 69,167$ и в $\sigma_1 = 69,167$ и в элементе 77 $\sigma_x = 45,95$, $\sigma_y = 165,083$ и $\sigma_1 = 165,942$.

Для второго варианта наблюдается увеличение напряжений в элементе 24 $\sigma_x = 63,383$; $\sigma_1 = 89,823$; в элементе 60 $\sigma_x = 86,048$; $\sigma_y = 59,812$; $\sigma_1 = 172,342$; в элементе 70 $\sigma_y = 60,656$; $\sigma_1 = 89,455$.

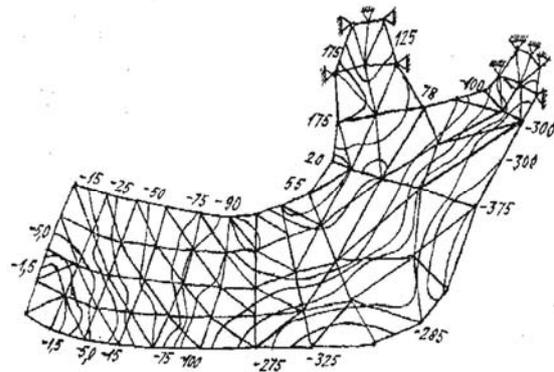


Рисунок 5 – Изолинии напряжений при вертикальном приложении нагрузок

Снизилась напряжения в элементе 77 и составили $\sigma_x = 47,072$; $\sigma_y = 162,613$; $\sigma_1 = 163,174$.

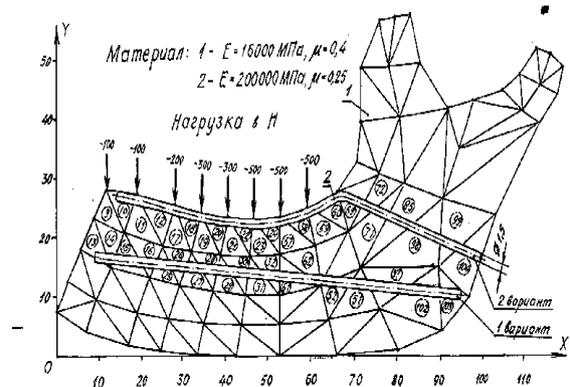


Рисунок 6 - Схема внедрения стальной спицы в нижнюю челюсть

Результаты анализа напряженно-деформированного состояния нижней челюсти, полученные с использованием МКЭ, позволяют получить наглядное представление о деформированном и напряженном состояниях конструкции челюсти.

Метод позволяет путем изменения топологии конструкции челюсти спрогнозировать эффективный метод фиксации отломков челюсти.

Оперативно - ортопедический способ фиксации отломков нижней челюсти (Дон-ПОЛЗУНОВСКИЙ ВЕСТНИК №2/2 2011

ПРОГНОЗИРОВАНИЕ МЕТОДА ФИКСАЦИИ ОТЛОМКОВ НИЖНЕЙ ЧЕЛЮСТИ ПРИ ТРАВМАХ

ской. В.В.,1980) очень удачно, на наш взгляд, использует естественные фиксаторы – зубы и жесткость спицы, конец которой вводится в беззубый фрагмент челюсти.

Известно, что недостатком спицы как фиксатора является невозможность удержания отломков от ротации и растяжения. При описании методики закрепления указывается на то, что вводят спицу в верхний отдел отломка непосредственно в его край, т.е. в щель перелома. Такой способ, следовательно, относится к внутриочаговому способу фиксации и обладает всеми присущими ему недостатками. Положительной стороной способа являются устойчивость к сшибающему моменту и минимальная травматичность.

Учитывая указанные качества данного способа закрепления отломков, мы попытались улучшить его положительные стороны и к минимуму свести недостатки.

Расчетную схему спицы представим в виде прямого стержня круглого поперечного сечения, с зашпеленными в отломках челюсти концами и нагруженного в местах связки с зубами системой сосредоточенных сил $P_i (i=1,2,3...)$ на рисунке 7.

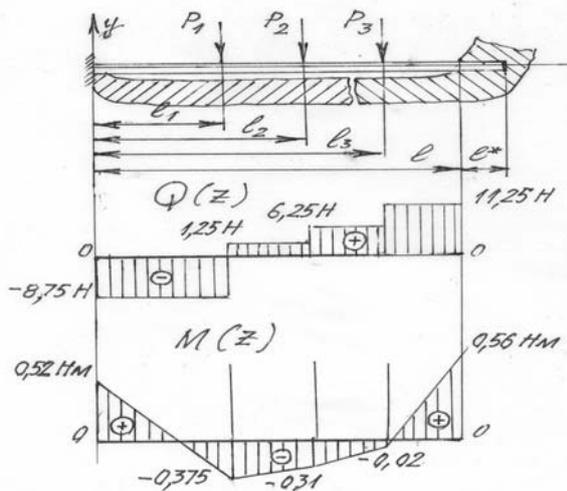


Рисунок 7 - Расчетная схема фиксации отломков нижней челюсти спицей

Периодонт зубов оказывает некоторое сопротивление поперечной деформации спицы. Однако, "подвижность" отломков челюсти не позволяет рассматривать спицу как стержень, деформирующийся на сплошном упругом основании. Поэтому, при анализе, отмеченное сопротивление учитывать не будем, а отнесем его в запас прочности спицы. Поведение спицы под нагрузкой будем описывать обыкновенным дифференциальным уравнением четвертого порядка относительно попе-

речного (вдоль оси y , рисунок 7) перемещения v [1]:

$$V^{IV} = f(z), f(z) = q_y / EJ, \quad (1)$$

где q_y – поперечная нагрузка; E – модуль упругости материала спицы; J – момент инерции поперечного сечения спицы.

Общее решение уравнения (1) запишем в виде:

$$V(z) = C_1 V_1(z) + C_2 V_2(z) + C_3 V_3(z) + C_4 V_4(z) + \Phi(z), \quad (2)$$

где $V(z)$ – фундаментальные функции, обладающие единичной матрицей в нуле:

$$V_1(z) = 1, V_2(z) = z, V_3(z) = \frac{z^2}{2}, V_4(z) = \frac{z^3}{6}. \quad (3)$$

Постоянные C_i имеют следующий геометрический смысл:

$$C_1 = V(0), C_2 = V'(0), C_3 = V''(0), C_4 = V'''(0),$$

где «штрих» обозначает дифференцирование по Z .

Частное решение $\Phi(z)$ дифференциального уравнения с правой частью определим как:

$$\Phi(z) = \int_0^z f(z) V_4(z-3) dz \quad (4)$$

Как показано в [2], интервал (4) при нагружении стержня сосредоточенными силами преобразуется к виду:

$$\Phi(z) = - \sum_{i=1}^n \frac{P_i}{EJ} \cdot \frac{(z - \ell_i)^3}{6}, \quad (5)$$

где ℓ_i – коэффициент приложения сил P_i ; знак "минус" указывает на то, что направление действия сил не совпадает с направлением оси y .

Подставляя (3) и (5) в уравнение (2), получим:

$$V(z) = C_1 + C_2 z + C_3 \frac{z^2}{2} + C_4 \frac{z^3}{6} - \sum_{i=1}^n \frac{P_i}{EJ} \cdot \frac{(z - \ell_i)^3}{6} \quad (6)$$

Постоянные C_i определяют из граничных условий, которые должны быть наложены на каждом конце спицы. Заметим, что Y , внутренний изгибающий момент M и поперечная сила Q в сечении спицы связаны с V следующими дифференциальными зависимостями [2]:

$$Y(z) = -V'(z), M(z) = -EJV''(z), Q(z) = -EJV'''(z), \quad (7)$$

Наибольшие напряжения, возникающие в спице, определим по формуле [2]:

$$\sigma_{\max} = \frac{M_{\max}}{W}, \quad (8)$$

где $W = 0,1d^3$ – осевой момент сопротивления сечения; d – диаметр спицы, M_{\max} – наибольшее значение функции $M(z)$.

Рассмотрим пример расчета напряжений, возникающих в спицах, а также определение их диаметра из условия прочности. Предположим, что спица нагружена системой сил, показанной на рисунке 7.

Имеем:

$$P_1 = 10H; \quad P_2 = P_3 = 5H; \quad \ell = 0,05m, \quad \ell_1 = 0,02m, \\ \ell_3 = 0,04m$$

Требуется определить максимальные напряжения в спице диаметром $2 \cdot 10^{-3}m$; из нержавеющей стали, имеющей допускаемое напряжение $[\sigma] = 850$ МПа.

Определить глубину погружения спицы e^* в ткань челюсти, имеющей допускаемое напряжение $[\sigma]_r = 4$ МПа (допускаемое напряжение для пары материалов «легированная сталь + ткань челюсти» определяется отношением предела прочности ткани (кортикальный, губчатый и др. слои) [1] к коэффициенту запаса прочности, который в свою очередь зависит от половозрастных признаков и других факторов).

Для рассматриваемого случая, уравнения (6) и (7) примут вид:

$$\left\{ \begin{aligned} V(z) &= C_1 + C_2 \cdot z + C_3 \frac{z^2}{2} + C_4 \frac{z^3}{6} - P_1 \frac{(z-\ell_1)^3}{6EJ} - P_2 \frac{(z-\ell_2)^3}{6EJ} - \\ & P_3 \frac{(z-\ell_3)^3}{6EJ}; \\ -J(z) &= V'(z) = C_2 + C_3 \cdot z + C_4 \frac{z^2}{2} - P_1 \frac{(z-\ell_1)^2}{2EJ} - P_2 \frac{(z-\ell_2)^2}{2EJ}; \\ -P_3 \frac{(z-\ell_3)^2}{2EJ}; \\ -M(z) &= EJ V''(z) = EJ C_3 + EJ C_4 \cdot z - P_1 [z-\ell_1] - P_2 [z-\ell_2] - \\ & - P_3 [z-\ell_3]; \\ -Q(z) &= EJ V'''(z) = EJ C_4 - P_1 [z-\ell_1]^0 - P_2 [z-\ell_2]^0 - P_3 [z-\ell_3]^0. \end{aligned} \right. \quad (9)$$

Граничные условия представим в виде:

$$\left\{ \begin{aligned} V(0) = 0 &\Rightarrow C_1 = 0; \quad Y(0) = 0 = C_2 = 0; \\ V(\ell) &= C_3 \frac{\ell^2}{2} + C_4 \frac{\ell^3}{6} - P_1 \frac{(\ell-\ell_1)^3}{6EJ} - P_2 \frac{(\ell-\ell_2)^3}{6EJ} \\ - P_3 \frac{(\ell-\ell_3)^3}{6EJ} &= 0; \\ J(\ell) &= C_3 \ell + C_4 \frac{\ell^2}{2} - P_1 \frac{(\ell-\ell_1)^2}{2EJ} - P_2 \frac{(\ell-\ell_2)^2}{2EJ} \\ - P_3 \frac{(\ell-\ell_3)^2}{2EJ} &= 0. \end{aligned} \right. \quad (10)$$

Решая систему уравнений (10) определим постоянные C_3 и C_4 :

$$C_3 = -\sum_{i=1}^3 P_i \frac{(\ell-\ell_i)^2}{EJ\ell^2} \cdot \ell_i; \quad C_4 = \sum_{i=1}^3 P_i \frac{(\ell-\ell_i)^2}{EJ\ell^3} (\ell + 2\ell_i); \quad (11)$$

Подставляя в (11) численные значения P_i и ℓ_i , получим:

$$EIC_3 = -0,52 \text{ Н} \cdot \text{м}, \quad EIC_4 = 8,75 \text{ Н}$$

Используя соотношения (9), построим графики функций $Q(z)$ и $M(z)$ (рисунок 7).

Напряжения σ_{\max} определим из соотношения (8). Согласно рисунку 8,

$$M_{\max} = 0,56 \text{ Н} \cdot \text{м}.$$

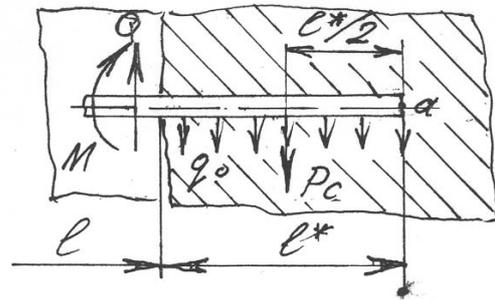


Рисунок 8 - Схема нагружения спицы

$$\text{Тогда: } \sigma_{\max} = \frac{0,56}{0,1 \cdot (2 \cdot 10^{-3})^3} = 700 \text{ МПа}.$$

В том случае, когда необходимо определить диаметр спицы при известных внешних нагрузках, проводим расчет на прочность:

$$\sigma_{\max} = \frac{M_{\max}}{W} = \frac{M_{\max}}{0,1\alpha^3} \leq [\sigma], \quad \text{отсюда} \\ d = \sqrt[3]{\frac{M_{\max}}{0,1 \cdot [\sigma]}} \quad (12)$$

Определяя из графика $M(z)$ максимальное значение изгибающего момента, находим:

$$d = \sqrt[3]{\frac{0,56}{0,1 \cdot 850 \cdot 10^6}} = 1,87 \cdot 10^{-3} \text{ м} \approx 2 \text{ мм}.$$

Теперь определим необходимую глубину погружения спицы l^* (рисунок 2) в ткань челюсти. Проведем упрощенный анализ без учета концентрации контактных напряжений, характера разрушения неоднородных структур челюсти и т.д., учтя эти эффекты, косвенным образом, в коэффициенте запаса прочности. В зоне погружения спицы действуют: реактивная сила $Q = 11,25H$ и реактивный момент $M = 0,56H \cdot m$ (рисунок 7). Ясно, что Q и M вызовут появление на участке l^* силы сопротивления материала челюсти: $P_c = q_c \cdot l^*$, где q_c – распределенная на единицу длины

ПРОГНОЗИРОВАНИЕ МЕТОДА ФИКСАЦИИ ОТЛОМКОВ НИЖНЕЙ ЧЕЛЮСТИ ПРИ ТРАВМАХ

сила сопротивления. Определим значение P_c . Для этого составим сумму моментов всех действующих сил относительно точки "а" (рисунок 8). По законам статики:

$$\Sigma M_a = 0 = M + Q \cdot l^* - P_c \cdot \frac{l^*}{2}; \quad \text{отсюда:}$$

$$P_c = \frac{2(M + Q \cdot l^*)}{l^*}$$

Напряжение, возникающее в материале (ткани) челюсти от действия спицы на участке l^* , определим как:

$$\sigma_k = P_c / F = \frac{2(M + Q \cdot l^*)}{\pi d \cdot l^{*2}}, \quad (13)$$

где $F = \pi d \cdot l^*$ - площадь поверхности спицы. Данное напряжение не должно превышать допускаемое напряжение $[\sigma]_r$ для ткани челюсти: $\sigma_r \leq [\sigma]_r$. С учетом этого, из (13) получим:

$$\frac{2(M + Q \cdot l^*)}{\pi d \cdot l^{*2}} = [\sigma]_r, \quad \text{или}$$

$$l^{*2} - a l^* - b = 0, \quad (14)$$

где $a = 2Q / \pi d [\sigma]_r$; $b = 2M / \pi d [\sigma]_r$

Таким образом, искомую длину l^* определим после решения уравнения (14):

$$l_{1,2} = \frac{a}{2} \pm \sqrt{\frac{a^2}{4} + b}. \quad (15)$$

После вычисления

$$a = 2 \cdot 11,25 / \pi \cdot 2 \cdot 10^{-3} \cdot 4 \cdot 10^6 = 9 \cdot 10^{-4} \text{ м и}$$

$$b = 2 \cdot 0,56 / \pi \cdot 2 \cdot 10^{-3} \cdot 4 \cdot 10^6 = 4,45 \cdot 10^{-5} \text{ м}^2, \quad \text{из (15)}$$

определим значение единственного положительного корня уравнения (14):

$$l = 4,5 \cdot 10^{-4} + 6,68 \cdot 10^{-3} = 7,13 \cdot 10^{-3} \text{ м} = 7,13 \text{ мм}$$

Таким образом, глубина погружения спицы должна составлять не менее 7мм.

Решим задачу, аналогичную рассмотренной выше, считая, что левый конец спицы не связан жестко с челюстью (рисунок 9).

Граничные условия для этого случая будут иметь вид:

$$\begin{cases} Q(0) = 0 \Rightarrow C_4 = 0 \\ M(0) = 0 \Rightarrow C_3 = 0 \end{cases} \quad (16)$$

Используя зависимости (9), построим графики функций $Q(z)$ и $M(z)$ (рисунок 3). На основании этих данных имеем:

$$\sigma_{\max} = \frac{0,45}{0,1(2 \cdot 10^{-3})^3} = 562,5 \text{ МПа}$$

$$d = \sqrt[3]{\frac{0,45}{0,1 \cdot 850 \cdot 10^6}} = 1,74 \cdot 10^{-3} \text{ м} \approx 2 \text{ мм}$$

$$a = 2 \cdot 40 / \pi \cdot 2 \cdot 10^{-3} \cdot 4 \cdot 10^6 = 3,58 \cdot 10^{-5} \text{ м}$$

$$b = 2 \cdot 0,45 / \pi \cdot 2 \cdot 10^{-3} \cdot 4 \cdot 10^6 = 3,58 \cdot 10^{-5} \text{ м}^2$$

$$l^* = 1,59 \cdot 10^{-3} + 6,19 \cdot 10^{-3} = 7,78 \cdot 10^{-3} \text{ м} \approx 8 \text{ мм}$$

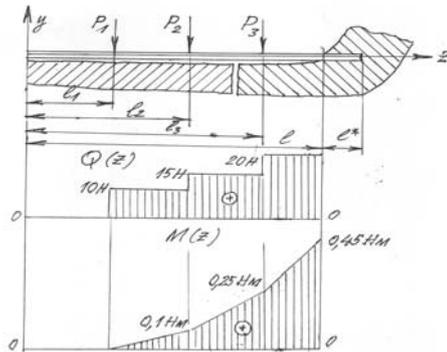


Рисунок 9 - Расчетная схема фиксации отломков нижней челюсти спицей

Таким образом, прочность фиксации зависит от жесткости спицы и кости, глубины введения спицы в кость, диаметра спицы. Поэтому, изучение прочностных свойств кости нижней челюсти в различном возрасте и на разных уровнях с учетом половых особенностей, является необходимым для дальнейшего развития и совершенствования способов фиксации.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Топография силовых напряжений в костях при травме: Атлас Под ред. проф. В.Н. Крюкова. – Барнаул: Алт. Книжное изд – во, 1977. -174 с.
2. Феодосьев, В.И. Сопротивление материалов/ В.И. Феодосьев/– М.: Наука, 1985. – 512 с.
3. Попович, В.С. Численные методы анализа напряженного и деформированного состояния деталей двигателей внутреннего сгорания. Алт. гос. техн. ун-т им. И.И. Ползунова/ В.С. Попович/ – Барнаул: изд - во АлтГТУ, 1991. – 83 с.

Попович В.С., д.т.н., профессор, кафедра ПрМ АлтГТУ им. И.И. Ползунова, тел.: 8(3852) 29-08-18, E-mail: vspopovich@yandex.ru;

Семенников В.И., профессор, АГМУ, тел.: 8(3852) 62-80-22, E-mail-vsem32@mail.ru

Семенникова Н.В., ассистент кафедры стоматологии СГМУ, г.Томск, E-mail-nvsdok@mail.ru