

ШЛЯХИ БІОМЕХАНІЧНОГО МОДЕЛЮВАННЯ РЕЗЕКЦІЙНОЇ АПАРАТУРИ ДЛЯ ВЕРХНЬОЇ ЩЕЛЕПИ З ПІДНЕБІННИМ ШАРНІРНИМ КРІПЛЕННЯМ

Р. А. Левандовський¹, О. Г. Шайко-Шайковський²

¹Буковинський державний медичний університет, м. Чернівці, Україна

²Чернівецький національний університет ім. Ю. Федьковича, Україна

WAYS OF BIOMECHANICAL MODELING OF SIMULATION EQUIPMENT FOR RESECTION OF MAXILLA WITH PALATAL HINGING

R. A. Levandov's'kyu, O. G. Shayko-Shaykov's'kyu

A mathematical model of the resection apparatus (RA) of the upper jaw has been considered and its biomechanical assessment for different sizes jaws and dental materials to restore chewing function, speech, swallowing, etc. has been given.

Key words: apparatus resection of the upper jaw biomechanics, mathematical modeling.

ПУТИ БІОМЕХАНИЧЕСКОГО МОДЕЛИРОВАНИЯ РЕЗЕКЦИОННОЙ АППАРАТУРЫ ДЛЯ ВЕРХНЕЙ ЧЕЛЮСТИ С ПОДНЁБНЫМ ШАРНИРНЫМ КРЕПЛЕНИЕМ

Р. А. Левандовский, А. Г. Шайко-Шайковский

Рассмотрена математическая модель резекционной аппаратуры (РА) верхней челюсти и приведено её биомеханическую оценку для разных типоразмеров челюстей и стоматологических материалов, для восстановления функции жевания, разговора, глотания и т.д.

Ключевые слова: резекционная аппаратура верхней челюсти, биомеханика, математическое моделирование.

Вступ

Реабілітація пацієнтів після резекції верхньої щелепи (ВЩ) є складною проблемою ортопедичної стоматології. Адаже потрібно виготовляти протези, які не тільки заміщували б післяопераційний дефект щелепи після її резекції з приводу видалення злоякісної пухлини, а і відновлювали анатомічні та функціональні складові щелепно-лищевої ділянки [1, 4, 9,12]. Проблема складна і через неоднозначне, технічно утруднене виконання самої конструкції протеза, який забезпечував би якість життя цієї категорії хворих. Існуючі конструкції резекційних протезів (РП) є громіздкими, незручними у користуванні, важкими, нефункціональними, виготовленими без дотримання принципів біомеханіки (після резекції верхньої щелепи залишається важіль II роду), що швидко призводить до втрати природних опорних зубів на здоровій стороні [2, 8, 11]. Отже, розробка нової резекційної апаратури (РА), фізіологічно пристосованої та адаптованої до анатомічних особливостей хворого після резекції, є актуальним завданням сьогодення. Вирішення цього завдання потребує залучення до співпраці різних спеціалістів: стоматологів, біомеханіків, матеріалознавців, фахівців з опору матеріалів [3, 6, 7,10].

Мета дослідження – розробити на основі біомеханічних розрахунків зручну, легку, фізіологічну та просту у викорис-

танні резекційну апаратуру, знімати та встановлювати яку пацієнт може самостійно, без допомоги і втручання лікаря.

Матеріали і методи

Ефективність та достовірність отриманих результатів розрахунків залежить від ступеня відповідності та адекватності обраної розрахункової схеми та розробленої на її основі математичної моделі, яка наближується до реального об'єкта.

Тобто оптимальний вибір розрахункової схеми та побудова на її основі відповідної математичної моделі є гарантією адекватної, чіткої, досить точної картини та результатів, що відповідають реальному об'єкту.

Через складність і практичну новизну запропонованих конструкційних рішень, їх оригінальність та нетрадиційність у роботі послідовно оцінено кілька різних теоретичних підходів до отримання біомеханічної оцінки та обґрунтування шляхів протезування після резекції ВЩ.

Результати та їх обговорення

Проведено аналіз розрахункової схеми РА ВЩ, яка укріплюється з двох боків до правого та лівого зубного ряду.

Таблиця 2

№ модифікації	Напруження в матеріалі конструкції	
	без шарніра	з шарніром
I	1500кг/см ² =150 МПа	886кг/см ² =88,6 МПа
II	1305,9кг/см ² =130,6 МПа	716,42кг/см ² =71,64 МПа
III	1166,7кг/см ² =116,67 МПа	640кг/см ² =64 МПа

Схематично розрахункова схема такого конструкційного рішення наведена на рис. 1.

Опорні реакції визначаються з рівняння рівноваги (рівняння статики):

$$\sum Y = 0$$

$$\text{або } ql - R_A - R_B = 0.$$

Внаслідок симетрії $R_A = R_B = \frac{ql}{2}$.

У лікувальній практиці використовуються в основному три типорозміри таких конструкцій, геометричні розміри яких наведено у табл. 1. Вважаємо при цьому, що ділянки AC та DB можна апроксимувати дугою кола, радіус якого дорівнює l_2 .

Таблиця 1

Геометричні розміри різних модифікацій протезів щелепи

№ п/п	Типорозмір модифікації протезу	Геометричні параметри				
		l'_1 (см)	b'_1 (см)	l (см)	l_2 (см)	r (см)
1	I	$l'_1 = 4$	$b'_1 = 3$	2	1	1
2	II	$l''_1 = 4,5$	$b''_1 = 4$	2	1,25	1,25
3	III	$l'''_1 = 4,5$	$b'''_1 = 4,5$	2	1,25	1,25

Тоді для I типорозміру $l'_1 = 4 - 2 = 2$ см.

Вважаючи, що середнє максимальне навантаження, діюче на щелепу, навіть у здорової людини буде дорівнювати $P_{\max} = 100 \text{ Н} = 10 \text{ кг}$ [6], то отримуємо, що інтенсивність розподілення навантаження

$$q = \frac{P}{l} = \frac{10}{2} = 5 \text{ кг/м} = 50 \text{ Н/м}.$$

В роботі проведена біомеханічна оцінка міцності елементів конструкції РА ВЩ для всіх трьох модифікацій типорозмірів. Біомеханічна оцінка параметрів протезів проведена за умови, що їх конструкція містить піднебінний шарнір, а також – без шарніра. Розрахунок дозволяє оцінити вплив шарніра у конструкції РП на його міцність.

У роботі також оцінена міцність елементів кріплення протезу – атачменів.

Порівнювали результати розрахунку напружень у РА, коли шарнір був блокованим (псевдошарнір) та із функціонуючим шарнірним кріпленням.

Результати при однаковій товщині армуючої пластини $\delta = 1 \text{ мм}$ наведено у табл. 2.

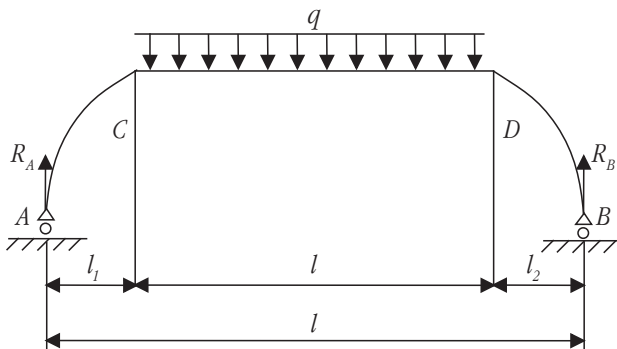


Рис. 1. Розрахункова схема протезу РА щелепи, який кріпиться на двох опорах

Як свідчать дані табл. 2 конструкція РА із шарніром дозволяє суттєво знизити величини напружень у випадках всіх трьох типорозмірів. Тобто, коли запас міцності конструкції істотно вище, пластину можна виготовляти тоншою, а протез загалом – легшим, ніж у випадку суцільної.

Розглянутим у роботі та перевіреном на практиці елементом (типом) атачмена є модифікований атачмен марки ВКС-СТ. Це патриця ВКС-СГ/СВ, яка має діаметр ніжки 1,7 мм (№ 43007353) [2, 5].

Для всіх трьох розглянутих моделей РА залежно від їх типорозміру значення реакції дорівнює

$$R_I = 6,67 \text{ кг} = 66,7 \text{ Н} \quad R_{II} = 6,92 \text{ кг} = 69,2 \text{ Н} \quad R_{III} = 6,92 \text{ кг} = 69,2 \text{ Н}$$

Виходячи із розмірів закріплення атачменів у конструкції РА, отримуємо

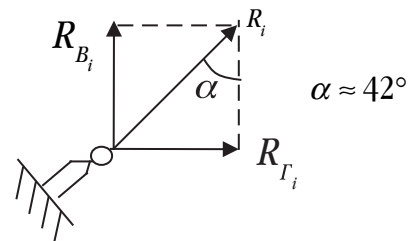


Рис. 2. Схема кріплення атачмена

Тоді $R_{G_i} = R_i \times \sin \alpha = 6,67 \times 0,664 = 4,44 \text{ кг} = 44,4 \text{ Н}$

$$R_{G_{II,III}} = R_{II,III} \times \sin \alpha = 6,92 \times 0,664 = 4,6 \text{ кг} = 46 \text{ Н}$$

$$R_{B_i} = R_i \times \cos \alpha = 6,67 \times 0,7431 = 4,96 \text{ кг} = 49,6 \text{ Н}$$

$$R_{B_{II}} = 6,92 \times 0,7434 = 5,14 \text{ кг} = 51,4 \text{ Н}$$

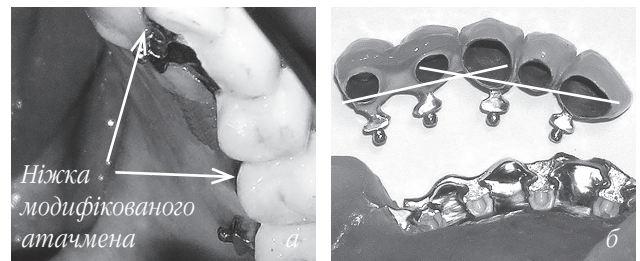


Рис. 3. а – ніжка атачмена, найбільш вразливе місце РА, б – варіанти фіксації при використанні РА

Вважаючи, що матеріал, з якого виготовлено атачмени, має бути аналогічним тому, з якого виготовляється армуюча пластина протезу (що запобігає виникненню електролітичних струмів), перевіряємо на міцність ніжку атачменів.

А. Перевірка на міцність при навантаженні розтягу-стиску,

$$\sigma = \frac{R_i}{F} \leq [\sigma]$$

де R_i – діюче зусилля при деформації розтягу-стиску (R_{B_i}),

F – площа перерізу ніжки атачмена,
 $[\sigma]$ – допустиме напруження.
 Для сплаву Вироніум $[\sigma]=4700 \text{ кг/см}^2=470 \text{ МПа}$.
 Для сплаву Віталіум $[\sigma]=3150 \text{ кг/см}^2=315 \text{ МПа}$.
 Для сплаву КХС $[\sigma]=2650 \text{ кг/см}^2=265 \text{ МПа}$.
 Діаметр ніжки атачмена $\varnothing d=1,7 \text{ мм}$.
 Отримаємо

$$F = \frac{\pi d^2}{4} = \frac{3,14 \times (1,2 \times 10^{-1})^2}{4} = 0,0227 \text{ см}^2.$$

Отже, для модифікації I

$$\sigma_I = \frac{4,96}{0,0227} = 218,5 \text{ кг/см}^2 = 21,8 \text{ МПа},$$

що однозначно менше за допустимі значення $[\sigma]$ для всіх розглянутих можливих матеріалів конструкції.

Для модифікацій II та III

$$\sigma_{II,III} = \frac{5,14}{0,0227} = 226,43 \text{ кг/см}^2 = 22,64 \text{ МПа},$$

що також суттєво менше за допустимі значення напружень.

Отже, умова міцності на розтяг-стиск виконується для всіх розглянутих випадків (модифікацій протезу та можливих матеріалів, з яких виготовляються елементи конструкції протезу).

Б. Перевірка міцності ніжки протезу на зріз

$$\tau = \frac{R_{t_{ro}}}{F} \leq [\tau],$$

де $R_{t_{ro}}$ – горизонтальна складова зусилля, яке діє на ніжку атачмена,

$[\tau]$ – допустиме значення дотичного напруження.

Згідно з теоріями міцності:

а) II теорія міцності:

$$[\tau] = \frac{[\sigma]}{1+\mu}$$

III теорія міцності:

$$[\tau] = \frac{[\sigma]}{2}$$

IV теорія міцності:

$$[\tau] = \frac{[\sigma]}{\sqrt{3}} = 0,6[\sigma]$$

Із наведено вище видно, що всі отримані розрахункові значення зрізаючих напружень менше відповідних величин для будь-якої модифікації РА, для варіанту виготовлення з будь-якого матеріалу у разі оцінки міцності розглянутого елемента за будь-якою класичною теорією міцності.

Для зручності аналізу та порівняння зводимо отримані результати у таблиці.

У табл. 3 містяться розрахункові значення нормальних напружень для навантаження розтягу-стиску для всіх модифікацій виробів, а також – допустимі значення нормальних напружень залежно від матеріалу, що використовується для виготовлення атачменів.

У табл. 4 містяться розрахункові значення дотичних напружень зрізу для всіх модифікацій протезів і відповідні допустимі значення цих напружень згідно з відповідною теорією міцності та матеріалом, з якого виготовлено атачмен.

Як свідчать дані табл. 4, величина розрахункових діючих дотичних напружень у матеріалі ніжки атачмена значно нижче, ніж допустимі значення дотичних напружень, незалежно від того, за якою теорією міцності вони визначалися та з якого із розглянутих матеріалів виготовлено атачмен.

Все це разом дозволяє зробити висновок, що запропонована конструкція протезу повністю задовольняє умови міцності та є повністю працездатною.

Таблиця 3

Розрахункові нормальні напруження розтягу-стиску в матеріалі ніжки атачмена

№ п/п	Типорозмір протеза	Діючі нормальні напруження для кожного типорозміру протеза σ_i (кг/см ²)	Допустимі нормальні напруження для матеріалу армуючої пластини $[\sigma]$ (кг/см ²)		
			Вироніум	Віталіум	КХС
1	I	218,52(кг/см ²)=21,85МПа	4700(кг/см ²)= =470МПа	3150(кг/см ²)= =315МПа	2650(кг/см ²)= =265МПа
2	II	226,43(кг/см ²)=22,64МПа			
3	III	226,43(кг/см ²)=22,64МПа			

Таблиця 4

Значення розрахункових і допустимих дотичних напружень у ніжці атачмена залежно від модифікації протезу, його матеріалу та теорії міцності

№ п/п	Модифікація протезу	Діючі розрахункові напруження у матеріалі атачмена	Значення допустимих напружень згідно з теорією міцності								
			II теорія			III теорія			IV теорія		
			Вироніум	Віталіум	КХС	Вироніум	Віталіум	КХС	Вироніум	Віталіум	КХС
1	1	195,6 (кг/см ²)= 19,56 МПа	3615,4 361,5 МПа			2350					
2	2	202,6(кг/см ²)=20,26 МПа		2423			1575	1325	2820	1890	1590
3	3	202,6 (кг/см ²)= 20,26 МПа			2038,5						

Висновки

Проведені дослідження вирішили питання щодо адекватності здійсненого математичного моделювання до реальної конструкції РА верхньої щелепи та довели що:

1. Розрахункова схема запропонованої конструкції РА повністю відповідає дійсному реальному об'єкту.
2. Шарнірне кріплення РА значно зменшує існуючі в процесі експлуатації напруження в ділянці ніжки атакмена конструкції РА.
3. Модифікований рухомий піднебінний шарнірний атакмен функціональний, при заданій амплітуді повністю забезпечує нівелювання напружень, які виникають у матеріалі у процесі експлуатації РА.
4. Суттєве підвищення міцності та надійності складових запропонованої РА забезпечується оригінальною конструкцією шляхом уникнення динамічних напружень.

Література

1. *Беликов А.Б.* Проблема ортопедической реабилитации больных с послеоперационными дефектами челюстей и мягких тканей носа: монография / *А.Б. Беликов*. – Черновцы. : Изд-во “Прут”, 2008. – 210 с.
2. *Левандовський Р.А.* Конструкція резекційної апаратури з піднебінним шарнірним кріпленням / *Р.А. Левандовський* // *Новини стоматології*. – 2013. – № 3. – С. 37–42.
3. *Молчанов Н.А.* Новые технологии ортопедического лечения дефектов средней зоны лица после онкологических операций : автореф. дис. ... д-ра мед. наук / *Н. А. Молчанов*. – Омск, 2007. – 39 с.
4. Ортопедическая реабилитация онкологических больных с дефектами верхней челюсти / *Чучков В.М., Матякин Е.Г., Азизян Р.И.* [и др.] // *Опухоли головы и шеи*. – 2006. – Т. 8, № 3. – С. 28–34.
5. Патент України № 90395 МПК А61С13/00 Заміщаючий післярезекційний протез верхньої щелепи / *Р.А. Левандовський*, заявл. 06.10.2008, опубл. 26. 04.2010; бюл. № 8,2010.
6. *Чуйко А.Н.* Биомеханика в стоматологии: монография / *А.Н. Чуйко, И.А. Шинчуковский*. – X. : Изд-во “Форт”, 2010. – 516 с., ил.
7. *Levandovskyi R.A.* Orthopedic rehabilitation cancer patients after resection of the upper jaw. Step by step / *R.A. Levandovskyi* // *GSAnews*. *Новости Грузинской стоматологической ассоциации*. – 2013. – № 5. – С. 89–92.
8. Effect of adhesive retention on maxillofacial prostheses. Part 1: Skin dressings and solvent removers / *Kiat-Amnuay S., Gettleman L., Kban Z.* [et al.] // *J. Prosthet. Dent*. – 2000. – V. 84, № 3. – P. 335–340.
9. *Keyf F.* Obturator prostheses for hemimaxillectomy patients / *F. Keyf* // *J. Oral. Rehabil*. – 2001. – V. 28, № 9. – P. 821–829.
10. Magnet-retained facial prosthesis combined with an implant-supported edentulous maxillary obturator: a case report / *Takabasbi T., Fukuda M., Funaki K.* [et al.] // *Int. J. Oral. Maxillofac. Implants*. – 2006. – V. 21, № 5. – P. 805–807.
11. Maxillary obturators: the relationship between patient satisfaction and speech outcome / *Rieger J. M., Wolfaardt J. F., Jba N.* [et al.] // *Head. Neck*. – 2003. – V. 25, № 11. – P. 895–903.
12. Simple maxillary reconstruction using free tissue transfer and prosthesis / *Sakuraba M., Kimata Y., Ota Y.* [et al.] // *Plast. Reconstr. Surg*. – 2003. – V. 111, № 2. – P. 594–598.