



УДК 616.314-76:612.311

© 2012

Академик НАН України **Я. М. Григоренко, А. Я. Григоренко,
В. П. Неспрядько, Д. А. Тихонов, Н. Н. Тормахов**

Методика определения опорных реакций при частичном съёмном протезировании в стоматологии

Предложена методика определения реакций опор зубных протезов, учитывающая пространственный характер их напряженно-деформированного состояния и степень резорбции периодонта опорных зубов. Проведен анализ системы протез-челюсть и показано, что на периодонт опорных зубов и слизистую оболочку под протезным ложе приходится большая часть потенциальной энергии деформирования этой системы.

Травмы или поражение опорного аппарата зубов патологическими процессами приводят к потере зубов и необходимости восстановления целостности зубочелюстной системы с помощью съёмных протезов [1]. В данной работе предложена методика определения опорных реакций частичных съёмных протезов, оснащенных кламмерными системами фиксации на опорных зубах.

Целью работы является оптимизация распределения жевательной нагрузки структурными элементами протеза на основе определения опорных реакций протезов при частичном съёмном протезировании.

Методы исследования. Функциональное состояние зубов и зубных рядов при протезировании определяется по методикам Курляндского [1], которая позволяет оценить величину допустимой нагрузки для зуба, группы зубов и для всего зубного ряда. Однако эта методика не позволяет определить усилия, возникающие в опорных элементах зубного ряда. Все большее применение в стоматологии находят методы математического моделирования [2–4]. В источниках [5–7 и др.] изучено напряженно-деформированное состояние опор протезов в предположении, что напряженно-деформированное состояние зубочелюстного аппарата является плоским. Ниже приводится методика определения реакций опор протеза, основанная на пространственном подходе и учитывающая влияние резорбции периодонта опорных зубов пациента на напряженно-деформированное состояние системы протез-челюсть.

Результаты исследования. Основные допущения. В работе сделаны допущения об однородности, изотропности, сплошности всех элементов системы протез-челюсть. Пред-

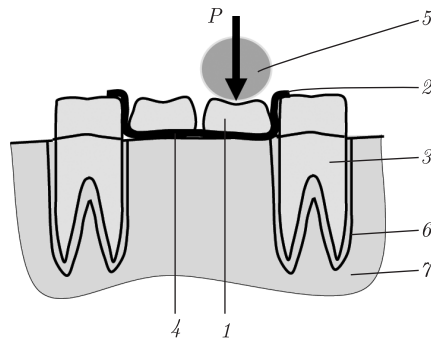


Рис. 1. Схема системы протез-челюсть

полагается, что опорные зубы и слизистая оболочка закреплены на абсолютно жестких нижней и верхней челюстях, а все элементы зубного ряда и конструкции протеза работают в пределах линейно-упругой работы материала. В процессе жевания нижняя челюсть совершает сложное возвратно-поступательное движение, в результате чего вектор жевательного усилия меняет направление. Горизонтальная составляющая жевательного усилия значительно уступает по величине ее вертикальной составляющей и воспринимается сразу всеми удерживающими кламмерами, поэтому этой составляющей мы будем пренебрегать. Предполагается, что протез изготовлен точно и при отсутствии жевательных усилий опорные элементы протеза касаются опорных зубов и слизистой оболочки одновременно.

Так как система протез-челюсть является в большинстве случаев статически не определимой, то для определения реакций опор протеза необходимо знать жесткость всех элементов системы протез-челюсть.

Модель системы протез-челюсть. Система протез-челюсть включает в себя элементы конструкции протеза и элементов зубочелюстного аппарата, на которые он опирается. На рис. 1 представлена схема элемента частичного съемного протеза с искусственными зубами 1, который кламмерами 2 опирается на зубы 3, а седловидной частью 4 — на слизистую оболочку альвеолярного гребня.

Жевательное усилие P со стороны пищевого комка 5 воздействует через искусственные зубы 1, тело протеза и кламмера 2 на опорные зубы 3. Зубы 3 через периодонт 6 передают усилие на кость челюсти 7.

Оценим жесткость основных элементов системы протез-челюсть, которые деформируются под действием жевательного усилия.

Тело протеза. В данной модели тело протеза представляет собой балку, установленную на двух основаниях. Прогиб $f^{(b)}$ такой балки длиной $L = 16$ мм под действием усилия $P = 100$ Н на расстоянии $l = 4$ мм от правой опоры определяется по формуле [8]

$$f^{(b)} = \sqrt{3 \left(1 - \frac{l^2}{L^2}\right)^3 \frac{PlL^2}{27EJ}} = 0,0006 \text{ мм}, \quad (1)$$

где $E = 2,22 \cdot 10^5$ МПа — модуль упругости кобальто-хромового сплава; $J = ab^3/12$ — момент инерции прямоугольного (со сторонами $a = 2,5$ мм, $b = 6$ мм) поперечного сечения балки.

Опорный кламмер. С точки зрения сопротивления материалов, кламмер представляет собой консольную балку. Рассчитаем прогиб $f^{(k)}$ этой балки под действием усилия $P =$

= 100 Н при длине балки $L = 3$ мм и прямоугольном поперечном сечении балки с размерами $a = 2,5$ мм, $b = 1,5$ мм [4]:

$$f^{(k)} = \frac{PL^3}{3EJ} = 0,0058 \text{ мм.} \quad (2)$$

Опорный зуб. Продольная деформация зуба $f^{(z)}$ под действием силы $P = 100$ Н квадратного поперечного сечения (со стороной $a = 7$ мм), длиной $L = 20$ мм будет равна

$$f^{(z)} = \frac{PL}{Ea^2} = 0,00014 \text{ мм,} \quad (3)$$

где $E = 1,56 \cdot 10^3$ МПа — модуль упругости дентина, из которого в основном состоит зуб [2].

Периодонт зуба. В пределах упругой работы периодонта его деформация $f^{(p)}$ будет пропорциональна вертикально приложенной к зубу нагрузке P , обратно пропорциональна площади поверхности корня зуба F_o и степени атрофии периодонта s :

$$f^{(p)} = \frac{P}{KF_o s}, \quad (4)$$

где K — коэффициент пропорциональности, Н/мм³. Степень атрофии периодонта s определим согласно Курляндскому как отношение площадей поверхности корня зуба в поврежденном состоянии к площади корня в физиологической норме. Для определения коэффициента пропорциональности K воспользуемся данными [2] о подвижности зубов под действием вертикально приложенной нагрузки. В табл. 1 приведены результаты вычисления коэффициента пропорциональности K для пародонта, полученные по формуле (4). Среднее значение перемещения пародонта для 4–7 зубов под нагрузкой 100 Н, по данным табл. 2, равно 0,22 мм, а среднее значение коэффициента пропорциональности — $K = 1,55$ Н/мм³. Это значение коэффициента пропорциональности K будем использовать в наших расчетах для определения жесткости периодонта под действием нагрузки, приложенной вертикально в коронке зуба.

Слизистая оболочка. Если пренебречь трением, возникающим между протезным ложем и слизистой оболочкой, то слизистая оболочка под действием вертикального усилия P

Таблица 1

Номер зуба в зубном ряду	4	5	6	7
Площадь поверхности корней, мм	256,3	233,6	409,1	375,2
Перемещение зуба под действием вертикальной нагрузки, 100 Н	0,28	0,24	0,14	0,20
Коэффициент пропорциональности, K , Н/мм ³	1,40	1,78	1,72	1,31

Таблица 2

Показатель	Тело протеза, $f^{(b)}$	Опорный кламмер, $f^{(k)}$	Зуб, $f^{(z)}$	Периодонт, $f^{(p)}$	Слизистая оболочка, $f^{(s)}$
Деформация, мм	0,00066	0,0064	0,026	0,22	0,16
Работа деформации, Дж·10 ³	0,033	0,32	1,3	11	8,35
Процент работы, %	0,16	1,52	6,19	52,37	39,76

будет испытывать одноосное сжатие. Вертикальное смещение $f^{(s)}$ призматического элемента слизистой оболочки толщиной L будет пропорционально величине вертикального усилия P , толщине L и обратно пропорционально размерам dx и dy его поперечного сечения

$$f^{(s)} = \frac{PL}{E_s dx dy}, \quad (5)$$

где $E_s = 10$ МПа — модуль упругости слизистой оболочки [2].

Если опорное ложе протеза имеет в окклюзионной плоскости размеры $a = 15$ и $b = 20$ мм, толщина $L = 5$ мм, то, согласно, (5) при усилии $P = 100$ Н смещение $f^{(s)}$ слизистой оболочки составит величину

$$f^{(s)} = \frac{PL}{E_s ab} = 0,067 \text{ мм}. \quad (6)$$

Результаты расчетов перемещения отдельных элементов системы протез–опора: тела протеза $f^{(b)}$, кламмеров $f^{(k)}$, зубов $f^{(z)}$, периодонта зубов $f^{(p)}$, слизистой оболочки $f^{(s)}$ сведены в табл. 2.

Данные табл. 2 свидетельствуют о том, что более всего деформации подвержены периодонт и слизистая оболочка, их перемещения под действием нагрузки 100 Н составляют соответственно 0,22 и 0,16 мм. В таблице приводится значение величины работы деформации, которая совершается отдельными элементами системы протез–опора. Суммарная потенциальная энергия деформируемой системы протез–челюсть состоит из энергии деформации ее отдельных частей и равна $21,01 \cdot 10^{-3}$ Дж. Также в табл. 2 представлена процентная составляющая каждого элемента системы протез–челюсть. На периодонт и слизистую оболочку приходится 92% потенциальной энергии деформирования. Такое распределение потенциальной энергии деформирования позволяет сделать вывод о том, что деформацией тела протеза, опорного кламмера и опорных зубов можно пренебречь и считать, что протез с кламмерами и опорными зубами перемещается как жесткое целое.

Перемещение протеза под действием усилия жевания. Предположим, что на протез действует жевательная нагрузка, которая приложена в точке $P(x_P, y_P)$, реакции опорных зубов R_{oi} , приложенные в точках $A_i(x_i, y_i)$ ($i = 1, \dots, 5$), и реакции R_{sk} слизистой оболочки на k участках S_k . Под действием этих сил периодонт и слизистая оболочка в районе протезного ложе деформируются. Пренебрегая небольшими перемещениями протеза в направлении осей x, y , будем считать, что протез осуществляет только вертикальное поступательное перемещение δ_{Π} и вращение на малый угол вокруг оси, находящейся в окклюзионной плоскости [5].

Поворот протеза вокруг оси, находящейся в окклюзионной плоскости, можно разложить на поворот на угол φ вокруг оси x и на поворот протеза вокруг оси y на угол ψ . В таком случае вертикальную составляющую перемещения δ_z точек протеза с координатами (x, y) можно описать равенством

$$\delta_z = \delta_{\Pi} + x \sin \psi + y \sin \varphi. \quad (7)$$

Определение опорных реакций. Для определения реакций опор протеза составим уравнения равенства нулю всех сил, действующих в направлении оси z , а также равенства

нулю суммы моментов всех сил, действующих относительно осей x и y :

$$\begin{aligned} \sum_{i=1}^n R_{oi} + \sum_{k=1}^m R_{sk} + P &= 0, \\ \sum_{i=1}^n R_{oi}y_i + \sum_{k=1}^m M_{xk} + Py_P &= 0, \\ \sum_{i=1}^n R_{oi}x_i + \sum_{k=1}^m M_{yk} + Px_P &= 0, \end{aligned} \quad (8)$$

где M_{xk} , M_{yk} — моменты, которые создают реакции R_{sk} относительно соответственно осей Ox и Oy ; n — количество опорных зубов с координатами x_i , y_i ; m — количество опорных ложе протеза.

При определении реакций опор протеза основными неизвестными будем считать поступательное перемещение δ_{Π} и углы вращения φ и ψ . Выражая усилия R_{sk} и моменты M_{xk} , M_{yk} в уравнениях (8) через перемещение и углы поворота, мы получим систему трех уравнений относительно δ_{Π} , φ и ψ . Решив эту систему уравнений, мы можем из (5) и (6) получить искомые реакции опор протеза.

Таким образом, на основании анализа процесса деформации основных элементов системы протез–челюсть показано, что наибольшей деформации подвержены периодонт и слизистая оболочка. На периодонт и слизистую оболочку приходится 92% потенциальной энергии деформации деформирования. Такое распределение потенциальной энергии деформирования позволило сделать вывод о том, что деформацией тела протеза, опорного кламмера и опорных зубов можно пренебречь и считать, что протез с кламмерами и опорными зубами перемещается как жесткое целое. Предложена математическая модель поведения системы протез–челюсть и получена система уравнений относительно поступательного перемещения протеза и двух углов вращения протеза вокруг осей координат, находящихся в окклюзионной плоскости, решив которую можно вычислить искомые реакции опор протеза.

1. *Копейкин В. Н.* Ортопедическая стоматология. — Москва: Медицина, 1998. — 496 с.
2. *Григоренко А. Я., Джарбуз М. М., Дорошенко С. И. и др.* Моделирование процесса расширения зубных дуг на основе ортодонтического устройства, оснащенного упругим элементом // Доп. НАН України. — 1999. — № 2. — С. 74–78.
3. *Григоренко О. Я., Дорошенко С. И., Жачко Н. І. та ін.* Моделювання процесу повороту зуба при апаратному лікуванні // Там само. — 1999. — № 2. — С. 74–78.
4. *Григоренко Я. М., Григоренко А. Я., Тормахов Н. Н. и др.* О форме зубных дуг при ортогнатической окклюзии // Там само. — 2010. — № 1. — С. 188–194.
5. *Чуйко А. Н., Шинчуковский И. А.* Биомеханика в стоматологии. — Харьков: Форт, 2010. — 468 с.
6. *Трофименко О. А.* Визначення напружено-деформованого стану тканин пародонту в залежності від ступеня атрофії альвеолярного відростка // Соврем. стоматология. — 2007. — № 1. — С. 115–118.
7. *Романенко Г. А., Дзараева З. Р.* Обоснование конструкции зубного протеза в зависимости от геометрических параметров опорных элементов и протяженности включенного дефекта в боковом отделе зубного ряда // Актуальные вопросы клинической стоматологии. Сб. научн. работ / Под ред. д. м. н. проф. С. Н. Гаражи. — Ставрополь, 2006. — С. 160–165.
8. *Беляев Н. М.* Соппротивление материалов. — Москва: Физматгиз, 1968. — 855 с.

*Институт механики им. С. П. Тимошенко
НАН Украины, Киев
Национальный медицинский университет
им. А. А. Богомольца, Киев*

Поступило в редакцию 04.05.2012

Академік НАН України **Я. М. Григоренко, О. Я. Григоренко,**
В. П. Неспрядько, Д. О. Тихонов, М. М. Тормахов

Методика визначення опорних реакцій при частковому знімному протезуванні в стоматології

Запропоновано методику визначення реакцій опор зубних протезів, яка враховує просторовий характер їх напружено-деформованого стану і ступінь резорбції періодонту опорних зубів. Проведено аналіз системи протез–щелепа та показано, що на періодонт опорних зубів і слизову оболонку під протезним ложем припадає більша частина потенційної енергії деформування цієї системи.

Academician of the NAS of Ukraine **Ya. M. Grigorenko, A. Ya. Grigorenko,**
V. P. Nespriadko, D. O. Tykhonov, N. N. Tormakhov

**The method of determination of support reactions in partial removable
prothetics in dentistry**

The proposed method highlights the determination of denture's support tissues reactions, taking into account the dimensional nature of their stress-strain state and the degree of resorption of the periodont of abutment teeth. The analysis of the prosthesis–jaw system is performed, and it is shown that the periodont of abutment teeth and the mucous membrane of the prosthetic field receive the most part of the potential energy of deformation of the system.