

ОЦЕНКА ПРЕДЕЛЬНО ДОПУСТИМЫХ НАГРУЗОК НА ИМПЛАНТАТ

Салимов О.Р., Махмудов М.В., Алимов О.Р.

Ташкентский государственный стоматологический институт, Узбекистан

Аннотация: В имплантологической практике объединение в несъемные ортопедические конструкции естественных зубов с внутрикостными имплантатами ставит ряд задач, от решения которых зависит успех лечения. Но такое соединение повышает риск возникновения осложнений у пациентов, так как анатомические особенности строения пародонта естественных зубов и тканей, окружающих остеоинтегрированные имплантаты, определяют их реакцию на функциональные нагрузки.

В данной работе оценена роль ортопедического лечения в общем комплексе лечебно-профилактических мероприятий по предупреждению развития осложнений при протезировании с опорой на имплантаты, рассмотрена оценка предельно допустимых нагрузок на имплантат, прогнозирования эффективности замковых креплений на имплантатах. Впервые с помощью клинко-функциональных и математических методов исследования научно обоснован выбор ортопедического метода лечения дефектов зубных рядов с опорой на дентальные имплантаты в зависимости от оценки эффективности замкового крепления (аттачменов) зубных протезов на естественных зубах и имплантатах. Оклюзионная нагрузка на внутрикостный имплантат зависит от ряда факторов: от количества и локализации имплантатов и естественных зубов, способов фиксации протезов на имплантатах, длины промежуточной части, характера окклюзионных контактов при жевании, состояния антагонистов и др.

В настоящее время для определения величин окклюзионных нагрузок в зонах опор протеза на имплантатах используется математическое моделирование. Установлена предельно допустимая нагрузка, которую может выдержать кость, окружающая имплантат в зависимости от формы и материала имплантата, состояния компактного и губчатого вещества и др. факторов.

Цель исследования: усовершенствовать методику оценки предельно допустимых нагрузок на имплантат зубных протезов на естественных зубах и имплантатах, обоснование и выбор протезных конструкций с опорой на имплантаты в зависимости от состояния антагонистов.

Материалы и методы исследования: Для моделирования деформаций тканей протезного ложа и перемещения протеза применялись методы и подходы теории упругости. Поскольку заранее неизвестно, какие точки протеза и слизистой оболочки будут находиться в контакте после приложения нагрузки и это определяется только в процессе решения, то в общем случае использование контактных граничных условий приводит к тому, что задача определения напряженно-деформированного состояния становится нелинейной.

Для численного решения задачи нами использовался метод конечных элементов. Решения задач были представлены в виде цветных диаграмм, отображающих перемещения протеза и тканей протезного ложа, моменты

сопротивления и величину упругих напряжений.

Результаты и их обсуждение

При решении проблемы о проектировании протезной конструкции, оптимально распределяющей нагрузку между опорными тканями, важное значение имеет научно обоснованное назначение нагрузок на имплантаты.

Оценка предельно допустимых нагрузок на имплантат может быть проведена методами математического моделирования на основе данных о предельно допустимых напряжениях, возникающих в костных тканях. Физико - механические характеристики материалов, используемые при численном анализе в рамках настоящей работы, приведены в таблице 1.

Таблица 1

1. Физико-механические характеристики материалов

Материал, объект исследования	Модуль упругости E , [МПа]	Коэффициент Пуассона ν	Предел прочности σ_t , ГМПа!
Титан	1.12×10^5	0.32	345
Этакрил-02	2.6×10^2	0.25	70
Кортикальный слой кости	2.0×10^4	0.3	45
Спонгиозное вещество кости	5.0×10^3	0.3	15
Зубная эмаль	8.0×10^4	0.33	70
Периодонт	1.0	0.45	-

Методами математического моделирования были определены максимально допустимые нагрузки, которые могут быть переданы через имплантат на костную ткань без риска повреждения последней. Исследования основывались на численном определении с помощью конечно -элементной модели напряжений, возникающих в костных тканях и последующем сопоставлении найденных напряжений с допустимыми напряжениями.

Для численного анализа выделялся локальный участок челюсти содержащий интегрированный в нее внутрикостный имплантат. При расчетах во внимание принималась неоднородность костной ткани по глубине погружения имплантата.

Численная оценка величины предельно допустимой нагрузки зависит от способа нагружения имплантата. Воздействие, передающееся со стороны протеза на имплантат, в общем случае можно описать с помощью 6 обобщенных силовых факторов. К ним следует отнести: горизонтальные усилия - G_x , вертикальное усилие - изгибающие моменты - M_x , M и вращательный (выкручивающий) момент — $M_{кр}$. Следует отметить, что воздействие шестого силового фактора - вращательного момента, как правило, не принимается во внимание в силу

конструктивных особенностей протезных конструкций. Обобщенные факторы удобно задавать в *глобальной* правосторонней декартовой системе координат ($X\ Y\ Z$). В качестве глобальной системы координат удобно выбрать систему, связанную с сагитальной и трансверсальной плоскостями лицевого скелета.

При описании имплантата рационально использовать *локальную* систему координат (x, y, z). Начало локальной системы координат рационально совместить с материальной точкой, лежащей на пересечении оси имплантата с поверхностью альвеолярного гребня. Оси локальной системы координат соответствуют осям сопровождающего трехгранника, перемещающегося и поворачивающегося при движении вдоль альвеолярного гребня. При этом локальная ось y трехгранника совпадает с *окклюзионным* направлением.

В литературных источниках окклюзионная сила определяется как составляющая силы сдвигания, которая действует перпендикулярно окклюзионной поверхности верхних зубов (вертикальное усилие в локальной системе координат). В задней зубной зоне вертикальная сила обычно бывает больше, чем в передней. Данные для боковых сил, возникающих при жевании, менее определены. По некоторым оценкам, эти силы достигают значений порядка 20-40 Н [Graf, 1975].

В зоне резцов максимальная режущая прикусная сила направлена под углом около 12 градусов к передней плоскости [Osborn & Mao, 1993], а это значит, что боковая составляющая силы, действующей на передние имплантаты, весьма существенна. Есть некоторые данные о силах, возникающих при нарушении функционирования у человека, например, при бруксизме [Graf, 1969]. При этом имеет место гипотеза, что кость в зоне соединения, если она не находится в процессе заживления или повреждения, нечувствительна к нагрузке. Следуя этой гипотезе можно заключить, что в случае нерационально изготовленной или установленной протезной конструкции, опирающейся на внутрикостные имплантаты, последние в процессе жевания могут оказаться перегруженными. Причем пациент, в силу упомянутой нечувствительности костной ткани в зоне соединения, может этого и не ощущать, что чревато неблагоприятными последствиями.

Важно отметить, что наличие в зубном ряду имплантатов, приводит к существенному изменению распределения нагрузки на опорные ткани по сравнению с нагрузкой на естественный зубной ряд. Поэтому определение предельно допустимой нагрузки на имплантат представляет собой комплексную и достаточно сложную для расчета задачу.

Традиционно, в большинстве исследований проведенных методом математического моделирования, окклюзионная нагрузка на протезную конструкцию аппроксимировалась сосредоточенной силой. Сосредоточенная сила достаточно хорошо моделирует нагружение

протезной конструкции в случае попадания между жевательными поверхностями твердого комка пищи. Локализация и направление действия силы при этом принимается, как правило, вертикально по наиболее неблагоприятному варианту.

В механике деформируемого твердого тела нагрузки характеризуются величиной, направлением, продолжительностью и рядом других факторов. Вместе с тем, следует признать, что в специальной литературе по имплантологии вопрос о связи усилий сдвигания с развиваемыми в процессе жевания сдвиговыми усилиями и опрокидывающими (выворачивающими) моментами освещен недостаточно. Методами математического моделирования удается частично заполнить этот пробел.

На основе расчетных значений напряжений и известных значений пределов прочности для материалов можно количественно оценить величину предельно допустимых нагрузки на имплантат для каждого вида нагружения. Сравнение значений критических нагрузок, найденных теоретически, и значений критических нагрузок, определенных экспериментальным путем, позволяет остановиться на их следующих средних оценках, приведенных в таблице 2.

Таблица 2

Предельно-допустимые значения силовых факторов для имплантатов

Нагрузка	Величина
Вертикальное (окклюзионное) усилие	100-300 н
Боковое (медио-дистальное или фациально-лингвальное) усилие	30 - 50 Н
Изгибающие (опрокидывающие) моменты	400 - 600 Нх мм

Для создания достоверной математической модели вопросы, связанные с направлением и величиной нагрузки, необходимо анализировать особо тщательно.

Следует отметить, что контактное взаимодействие протезной конструкции с антагонистами представляет собой достаточно сложный процесс, происходящий во времени. Величина и направление нагрузки при жевании не остаются постоянными. Причем направление приложенной нагрузки имеет принципиальное значение при оценке влияния антагонистов.

В качестве предельно допустимых нагрузок на имплантат при математическом моделировании принимались максимально допустимые нагрузки, которые могут быть переданы через имплантат на костную ткань без риска повреждения последней. Научно обоснованные рекомендации по выбору величин допустимой функциональной нагрузки на имплантат и качественные оценки ее влияния на функционирование имплантатов заслуживают особого внимания.

Выводы

1. Изучена биомеханика взаимодействия комплексной системы «антагонисты-супраструктура-имплантаты-опорные ткани» и оценена величина предельно допустимой нагрузки на имплантат для каждого вида нагружения - окклюзионного (100-300 Н), бокового (30-50 Н), изгибающего опрокидывающих моментов (400-600 Н.мм).

2. Обоснована и разработана математическая модель, позволяющая качественно и количественно оценить напряженно-деформированное состояние в

системе «антагонисты-опорные ткани протеза». Установлено распределение эквивалентных напряжений в костной ткани для пациентов с естественным рядом зубов и съёмной конструкцией протеза. Оценено влияние вида антагонистов на величину передаваемой окклюзионной нагрузки через супраструктуру на опорные костные ткани, окружающие имплантат и функциональное состояние опорных зон протезной конструкции.

3. Проведенный комплекс клинических функциональных и математических исследований показал, что предложенные рекомендации по тактике протезирования с использованием имплантатов с учетом состояния антагонистов повышают роль диагностики в дентальной имплантологии.

Список литературы:

1. Флейшер, Григорий. Пропедевтика детской ортопедической стоматологии. Руководство для врачей. Litres, 2022.
2. Tulyaganov, Dilshat U., et al. "In Vivo Evaluation of 3D-Printed Silica-Based Bioactive Glass Scaffolds for Bone Regeneration." *Journal of Functional Biomaterials* 13.2 (2022): 74.
3. Арипова, Г. Э., et al. "ОРТОДОНТИЧЕСКОГО ЛЕЧЕНИЯ ДЕТЕЙ С ДИСТАЛЬНОЙ ОККЛЮЗИЕЙ ЗУБНЫХ РЯДОВ В ПЕРИОД СМЕНЫ ПРИКУСА." *Медицина и инновации* 1.1 (2021): 101-104.
4. Расулова, Ш., et al. "Обоснование к учёту вертикального компонента роста при диагностике и планировании лечения у пациентов с дистальным прикусом." *Медицина и инновации* 1.1 (2021): 101-104.
5. Шомухамедова, Ф., Д. Сулейманова, and Г. Муротова. "ОЧИҚ ПРИКУСЛИ БЕМОРЛАРНИ ТАШХИСИ ВА УЛАРНИ ОРТОДОНТИК ДАВОЛАШ." *Медицина и инновации* 1.4 (2021): 442-446.
6. Mastryukov, V. S., et al. "An electron diffraction study of the molecular structure of gaseous bicyclo [3.3. 1] nonane." *Journal of Molecular Structure* 52 (1979): 211-224.
7. Клёмин, В., Ирсалиев, Х., Кубаренко, В., Нигматов, Р., & Глинкин, В. (2016). Условно-съёмные зубные протезы. *Stomatologiya*, 1(2-3 (63-64)), 43-49.
8. Флейшер, Григорий. Пропедевтика детской ортопедической стоматологии. Руководство для врачей. Litres, 2022.
9. Билял, Н. М. "Значение Фото-пРотокола пРи диагноСтике зуБо-челЮСтныХ аноМалиЙ в оРтодонтии." *Forcipe* 3.S (2020): 769-770