

30.8% out of all participants demonstrate unambiguously negative attitude to paid services. Conclusion. This study has revealed that there is a considerable need for quality dental care among the population of Transcarpathia. Most residents, when necessary, search for dental aid at dental clinics nearest to their places of living, but almost every fifth patient prefers to visit other institutions. The main priorities in choosing an alternative dental setting are better quality and access, the lack of queues. The most of the population, over 60%, demonstrates a readiness to pay for dental services. The rate of patient's satisfaction with the dental care obtained, the impression made by a dental setting and by a dental staff on the patients are the main factors, which determine whether the patients will back again and comply with the treatment plan, as well as whether they recommend this setting to other people. It is the opinion of clients that ultimately impacts the image of the medical institution.

DOI 10.31718/2077-1096.21.4.121

УДК 616.314-089.28

Панахов Н.А., Махмудов В. С.

АНАЛИЗ НАПРЯЖЕНИЙ ПРИ ФИКСАЦИИ СЪЕМНЫХ ЗУБНЫХ ПРОТЕЗОВ НА ИМПЛАНТАХ

Азербайджанский медицинский университет, г. Баку, Азербайджан

Протезирование на имплантах, являющееся одной из составляющих ортопедической стоматологии, представляет собой метод восстановления зубов, утраченных по той или иной причине, и имеет долгую историю развития. Протезы на имплантах открывают возможности для восстановления дефектов зубных рядов, вызванных различными причинами. Различные дефекты зубного ряда имеют свои тонкости протезирования на имплантах. В последние годы протезы на имплантах предпочитают больше по сравнению с полными протезами. У пациентов с низким уровнем костной ткани в дистальной части и с проблемами с фиксацией и стабилизацией предпочтение отдается протезам с опорой на 4 импланта. Балочные импланты с 4 опорами считаются более надежными с точки зрения фиксации полученной протезной конструкции. Целью работы явился анализ воздействия протезирования имплантом на имплант и периферические ткани на различных моделях, в зависимости от уровня размещения имплантов, угла размещения, а также длины консоли на конструкции. Результаты. В 10 различных математических моделях углы размещения имплантов в кости были взяты равными 90, 17 и 30 градусов, а уровень размещения был принят равным 1 мм и 3 мм (в соответствии с конфигурацией кости челюсти). Длина консоли балочной системы, подготовленной на имплантах, в разных моделях составляла 0 мм, 5 мм и 10 мм. Нагрузка на модели будет фактически равной силе жевательного давления 100 Н (примерно 10,2 кг) при пережевывании твердой пищевой массы размером 1 см. Давление будет подаваться с 3-х разных точек. Из переднего отдела - центр пищевого комка будет приходиться на место контакта центральных резцов; в правой задней области - центр пищевого комка будет приходиться на контакт 2-го премоляра с 1-м моляром; из левой задней области - центр будет приходиться на место в области контакта 2-го премоляра с 1-м моляром. После 3D анализа были получены значения напряжений по Von Mises в имплантной области и соответствующие им цветовые шкалы, а также максимальные и минимальные значения напряжений в соответствии с цветовой схемой-шкалой. Выводы. На основе анализа и сравнения полученных значений было определено, что распределение напряжений оптимально в некоторых моделях имплантов, в некоторых оно мало, а в некоторых велико из-за неравномерных значений напряжений. Исследование моделей на основе метода 3D трехмерного анализа напряжений методом конечных элементов и результаты этих исследований отражены в статье.

Ключевые слова: имплант, стресс, конечные элементы, метод анализа напряжений, нижняя челюсть.

Введение

После полной потери зубов в полости рта наблюдаются атрофические процессы в лицевом скелете и его мягких тканях с функциональными изменениями челюстно-лицевой системы, морфологические изменения в мышцах. Эти морфологические изменения приводят к нарушению жевательной и речевой функций. В результате своевременного ортопедического лечения можно предотвратить изменения в зубочелюстной системе после полной потери зубов [1].

Ортопедическое лечение пациентов с полной

адентией всегда было одним из самых сложных в практической стоматологии. Не всегда удавалось добиться успешного результата, особенно в атрофированных верхних и нижних челюстях. Основная проблема при этом, это слабая фиксации и стабилизация. По этой причине в последние годы предпочтение отдается ортопедическим зубным протезам на имплантах, особенно у пациентов с полной адентией [1]. Протезы на имплантах позитивно влияют на многие факторы, в том числе и на качество жизни самих пациентов [2]. Сила жевания при использовании съемных протезов и протезов на имплантах варьирует в пределах от 100 до 1200 Н. Сила

жевания меняется в зависимости от анатомических особенностей и состояния прикуса. Было выявлено увеличение силы жевания в дистальном направлении. Недавние исследования научной литературы показывают, что съемные протезы, зафиксированные на 4 имплантах, дают лучшие результаты [3]. Эти протезы в основном используются у пациентов с низким уровнем опорной костной ткани в дистальной части и у пациентов с проблемами фиксации и стабилизации [4]. Несмотря на многочисленные исследования, доказывающие высокую эффективность дентальной имплантации, в тоже время сообщается о потерях импланта как начальных, так и в более поздние сроки после их установки [5]. Потеря импланта в более длительные сроки происходит после ортопедического лечения и часто бывает связана с осложнениями биомеханической этиологии.

Биомеханика - междисциплинарная область науки, которая в рамках механических принципов занимается изучением реакции биологических тканей на приложении определенной силы [6]. Долгосрочный успех протезирования на имплантах напрямую связан с оптимальным распределением биомеханических свойств. Важно знать взаимоотношение имплант-окружающих тканей, а также побочные эффекты, связанные с напряжением, который может возникнуть в тканях вокруг импланта [7]. Понимание механизма передачи силы от импланта к тканям вокруг импланта является важным фактором в определении срока службы импланта. Это связано с тем, что чрезмерное напряжение может привести к неудачной имплантации, переломам его частей и резорбции в кости вокруг импланта [8].

Поскольку провести стресс-анализ *in vivo* не реально, данная работа чаще проводится *in vitro*. Для этого используются многие методы анализа напряжений. Примерами таких методов являются:

1. Метод измерения натяжения
2. Фотоэластичный метод
3. Термографический метод
4. Метод лазерных лучей
5. Метод радиотелометрии
6. Метод анализа конечных элементов

Исследования последних лет показали, что среди этих методов все чаще используется метод конечных элементов, который является одним из современных методов анализа напряжений, и с его помощью можно получить более точные и реалистичные результаты [9]. Это биомеханический современный метод анализа стресса, основанный на принципе формирования реальной математической модели системы и ее разрешения с помощью компьютера. Впервые он был использован в начале 1960-х годов для решения структурных проблем в аэрокосмической промышленности, а в настоящее время успешно используется в качестве метода анализа напряжений во многих областях. Этот

метод анализа основан на принципе «от части к целому». Метод, разделяя исследуемую область на меньшие и простые элементы, может в пределах этих зон использоваться в 1D, 2D и 3D форматах [10].

Конечные элементы метода анализа напряжений имеют некоторые преимущества и недостатки.

Преимущества:

1. Объекты со сложной геометрической структурой можно проанализировать с легкостью и точно.
2. Можно легко проанализировать объекты с множеством точек соединения (перфорированные корни).
3. Можно легко изучить объекты с различными материалами и структурными геометрическими свойствами.

Недостатки:

1. Стоимость компьютеров и программного обеспечения с параметрами, необходимыми для выполнения анализа высока.
2. Из-за постоянного развития технологий существующие программы необходимо регулярно обновлять.

Точность данных исследования, проведенного этим методом, зависит от характеристик используемых материалов и правильной загрузки системы [11].

Цель исследования

Определение степени влияния имплантов на 3D-элементы методом анализа напряжений

Материал и методы исследования

Процессор Intel Xeon R 3,30 ГГц, жесткий диск 500 ГБ, 14 С компьютера, оснащенного ОЗУ 8 ГБ и Windows 7 Ultimate Version Service Pack1, операционная система Activity 880 (Smart optics sensortechnik GmbH, Singerstrasse 8, D - 44795, Bochum, Германия) 3-мерный сканер с оптическим сканером, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Сиэтл, WA 98103 VSA) из программного обеспечения для трехмерного моделирования использовались программы анализа VRMesh (VirtualGird Inc, Белвью-Сити, Вашингтон, США) и Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive - Питтсбург, Пенсильвания, 15238-2932, США). В программе VRMesh структуры моделей были определены как эластичные (линейная упругость, деформация вещества под действием приложенной силы или пропорциональное изменение натяжения), гомогенные и изотропные. Однородность материала свидетельствует о том, что его механические свойства одинаковы в каждом структурном элементе. При этом определяется состояние схожести изотропности и материальных свойств структурного элемента во всех направлениях. После того, как модели были геометрически сформированы с помощью программы VRMesh, они были загружены в Algor Fempro (ALGOR Inc.

USA) в формате .stl для подготовки к проведению анализа. Формат .stl очень важен для 3D-моделирования, потому что нет потери при передаче данных между программами за счет хранения координатных данных узлов в формате .stl. Для проведения анализа в программе Algor модели в сжатой форме должны быть в сетевом формате. В сетевом процессе максимально используется возможное количество 8-узловых (кирпичного типа) трехмерных элементов. В центральных частях конструкций в моделях используются трехмерные элементы, когда это необходимо, чтобы сделать структуру целостной сетью. Благодаря этому сетевому методу сетевая структура высочайшего качества формируется с максимально возможным количеством узловых элементов для облегчения вычислений. В моделях по возможности используются 8 - узловые трехмерные элементы, но 6-узловые, 5-узловые и 4-узловые трехмерные элементы также используются при необходимости при наличии более нежных деталей. После адаптации к программе Algor отношение сформированной модели к мандибулярной кости, а также материалы, из которых изготавливаются импланты и протезы, должны приниматься или узнаваться программой. Каждой из составляющих структур модели были присвоены значения, включающие физические показатели (модуль эластичности, показатель Posision) (табл. 1).

мируется с максимально возможным количеством узловых элементов для облегчения вычислений. В моделях по возможности используются 8 - узловые трехмерные элементы, но 6-узловые, 5-узловые и 4-узловые трехмерные элементы также используются при необходимости при наличии более нежных деталей. После адаптации к программе Algor отношение сформированной модели к мандибулярной кости, а также материалы, из которых изготавливаются импланты и протезы, должны приниматься или узнаваться программой. Каждой из составляющих структур модели были присвоены значения, включающие физические показатели (модуль эластичности, показатель Posision) (табл. 1).

Таблица 1

Физические показатели составляющих структур модели

	Модуль эластичности	Позиционное значение
Кобальт - Хром	100000	0,35
Кортикальный	13700	0,3
Титановый	117000	0,35
Губчатый	1850	0,3
ПММА	3000	0,35
Слизистая оболочка	680	0,45

Имплант и части импланта были сканированы в 3-х измерениях 3D-сканера SmartOptics. Полученные нами модели в формате .stl были отправлены в Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA). В программе Rhino костная ткань, импланты и части имплантов были адаптированы с использованием

логического метода. Затем к съемному протезу на имплантах была приложена сила в 3 разных точках зубов: медиальный, правый дистальный и левый дистальный, была приложена сила, адекватная силе в 100 Н (приблизительно 10,2 кг), необходимой для пережевывания кусочка твердой пищи (рис. 1).



Рис. 1. Схема приложения силы в 3 разных точках зубов. Программа Rhino

Для получения модели костной ткани была проведена компьютерная томография пациента с атрофией нижней челюсти в дистальном отделе. Для томографии использовались аппарат 3M Iluma СВСТ и 120 KvP 3.8 mA в 40 секундном режиме фотографирования. Полученные пленки загружались в программу 3D-DOCTOR, где тип костной ткани анализировался методом «Интерактивной сегментации». После анализа была получена 3D-модель с использованием метода “3D Complex Render”, и, таким образом, костная ткань была преобразована в цифровую модель. В костной ткани *Offset* методом выделяли кортикальную и губчатую кости.

ветствии с трехмерными пространственными координатами, и завершена разработка цифровых моделей. Модели, разработанные в программе Rhinoceros, были загружены в программу Algor Fempro с сохранением трехмерных пространственных координат. Модели фиксировали на нижней и задней части челюстной кости по принципу “0” расчёта в DOF-da (degree of freedom)

В результате кортикальная и губчатая кости нижней челюсти, имплант, протез на импланте были интегрированы в модель. В программе Rhinoceros модели были расположены в соот-

Ниже представлена структура 10 различных 3D-моделей.

Модель 1. (Контрольная группа) В нижней челюсти имплант В разместили на 5 мм справа от средней линии, имплант А - на 7 мм справа от импланта В; имплант D располагается на 5 мм слева от средней линии, а имплант Е - на 7 мм слева от D импланта. Уровни возвышения кости одинаковы для всех имплантов. Угол на-

клона по отношению к кости 90 градусов.

Модель 2. Имплант В на расстоянии 5 мм справа от средней линии, имплант А на расстоянии 7 мм справа от импланта В; имплант D помещается на 5 мм слева от средней линии, а имплант Е размещается на 7 мм слева от D импланта.

Уровни возвышения одинаковы для всех имплантов. Угол наклона к кости 90 градусов. Консольная длина аттачмента планки 5 мм.

Модель 3. Имплант В на расстоянии 5 мм справа от средней линии, имплант А на расстоянии 7 мм справа от импланта В; имплант D помещается на 5 мм слева от средней линии, а имплант Е размещается на 7 мм слева от импланта D. Уровни возвышения одинаковы для всех имплантов. Угол наклона к кости 90 градусов.

Модель 4. Имплант В размещается на расстоянии 5 мм справа от средней линии, имплант А на расстоянии 7 мм справа от импланта В; имплант D размещается на расстоянии 5 мм слева от средней линии, а имплант Е размещается на расстоянии 7 мм слева от импланта D на высоте 1 мм (по рельефу кости). Уровни расположения остальных имплантов такие же. Угол наклона к кости 90 градусов. Консольная длина 10 мм.

Модель 5. Имплант В размещается на расстоянии 5 мм справа от средней линии, имплант А на расстоянии 7 мм справа от импланта В; имплант D размещается на 5 мм слева от средней линии, а имплант Е - на высоте 3 мм (в соответствии с рельефом кости) на расстоянии 7 мм слева от импланта D. Уровни высоты остальных имплантов такие же. Угол наклона кости 90 градусов. Консольная длина штанги 10 мм.

Модель 6. Имплант В располагается на расстоянии 5 мм справа от средней линии, имплант А на расстоянии 7 мм справа от импланта В; на расстоянии 5 мм слева от средней линии имплант D размещается на высоте 1 мм (в соответствии с рельефом кости), а имплант Е размещается на расстоянии 7 мм слева от импланта. Уровни расположения остальных имплантов такие же. Угол наклона по отношению к кости 90 градусов. Консольная длина штанги 10 мм.

Модель 7. Имплант В на расстоянии 5 мм справа от средней линии, имплант А на расстоянии 7 мм справа от импланта В; на расстоянии 5 мм слева от средней линии уровень высоты составляет 3 мм (по рельефу кости). Уровни высоты остальных имплантов такие же. Угол на-

клона кости 90 градусов. Консольная длина штанги 10 мм.

Модель 8. Имплант В вживляется на расстоянии 5 мм справа от средней линии, имплант А на расстоянии 7 мм справа от импланта В; имплант D помещается на 5 мм слева от средней линии, а имплант Е размещается на 7 мм слева от импланта D. Уровни возвышения одинаковы для всех имплантов. Углы установки по отношению к кости составляют 90 градусов для имплантов В и D и 17 градусов для имплантов А и Е. Консольная длина штанги 10 мм.

Модель 9. Имплант В находится на расстоянии 5 мм справа от средней линии, имплант А на расстоянии 7 мм справа от импланта В; имплант D помещается на 5 мм слева от средней линии, а имплант Е размещается на 7 мм слева от импланта. Уровни возвышения одинаковы для всех имплантов. Углы установки имплантов к кости составляют 90 градусов для имплантов В и D и 17 градусов для имплантов А и Е.

Модель 10. Имплант В на расстоянии 5 мм справа от средней линии, имплант А на расстоянии 7 мм справа от импланта В; Имплант D помещается на 5 мм слева от средней линии, а имплант Е размещается на 7 мм слева от импланта. Уровни возвышения одинаковы для всех имплантов. Углы установки кости составляют 90 градусов для имплантов В и D и 30 градусов для имплантов А и Е. Консольная длина штанги 10 мм. Напряжение на имплантах было изучено по Von Misses.

Результаты исследования и их обсуждение

Был проведен статистический анализ результатов, полученных для значений Von Misses, и результаты представлены в виде диаграммы ниже (рис. 2, 3, 4).

Таким образом, на 30 различных моделях было проанализировано 30 конечных элементов с использованием жевательной силы 100 Н в 3 областях. Во всех моделях жесткость кости D_2 , толщина слизистой оболочки 3 мм, размер имплантов 3,5x11 мм, уровень остеоинтеграции 100%, расстояние между слизистой оболочкой и бар аттачментом 1 мм. Во всех моделях использовался один и тот же акриловый протез.

Значения напряжения для каждого импланта во время нагрузки в передней, правой и левой задней областях были рассчитаны путем усреднения моделей после изучения методом анализа конечных элементов ($M \pm SD$) (табл. 2).

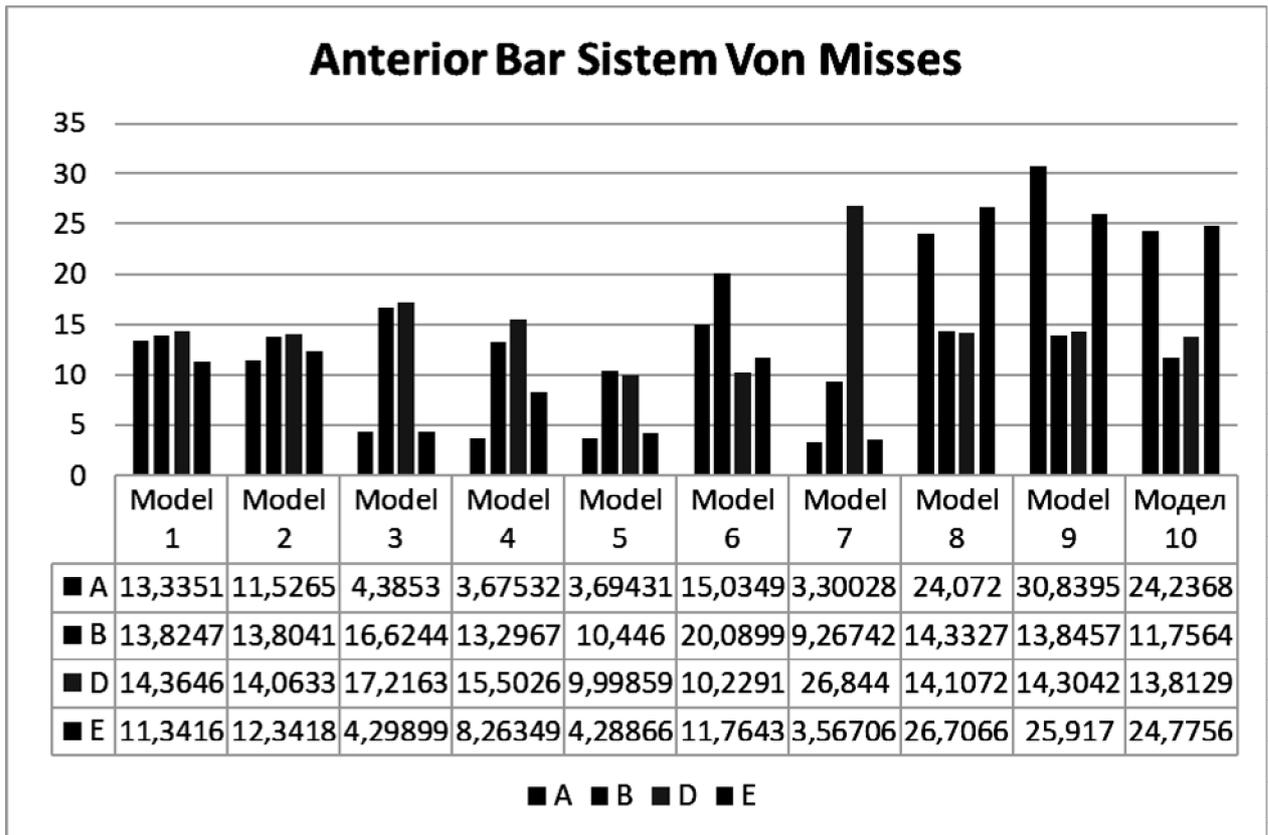


Рис. 2. Значения напряжения на имплантах после нагрузки в передней области

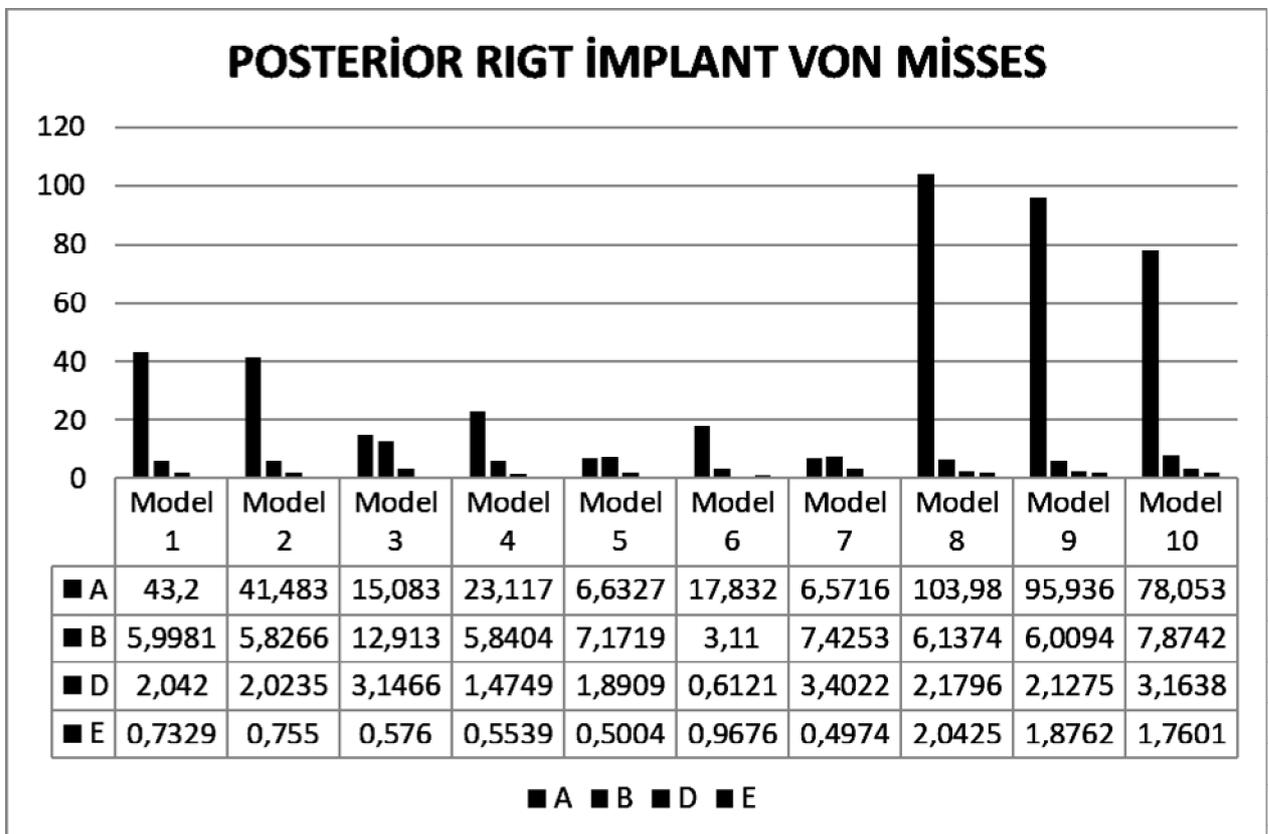


Рис. 3. Значения напряжений на имплантах после нагрузки в правой задней области

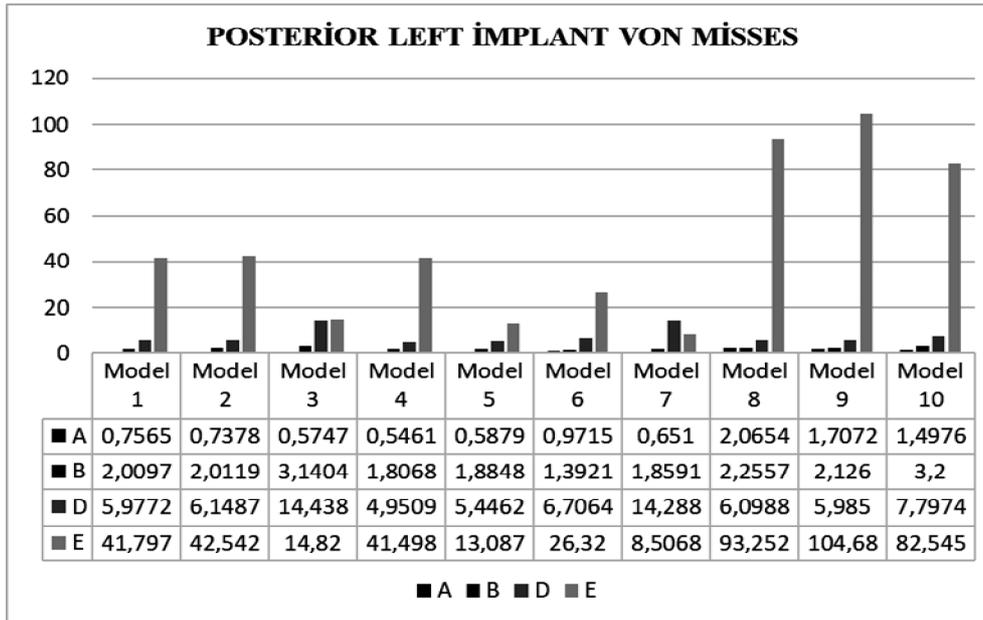


Рис. 4. Значения напряжения на имплантах после нагрузки в левой задней области

Среднее значение напряжения после нагрузки на имплант в передней, правой, левой и задней областях на моделях (M±SD) Таблица 2

Область	Индикатор	Модели									
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Передняя	M	9,9	9,6	9,0	8,7	6,3	13,1	7,9	14,9	15,1	13,5
	SD	2,23	2,06	6,08	4,66	3,57	4,87	6,55	4,21	4,39	2,72
	min	7,80	7,79	3,73	3,97	3,08	6,70	2,56	11,37	11,03	10,97
	max	11,79	11,64	14,33	12,94	9,64	17,69	16,76	19,91	19,77	16,52
Правая	M	13,0	12,5	7,9	7,7	4,0	5,6	4,5	28,6	26,5	22,7
	SD	20,26	19,43	7,14	10,50	3,35	8,21	3,17	50,30	46,34	36,99
	min	0,73	0,76	0,58	0,55	0,50	0,61	0,50	2,04	1,88	1,76
	max	43,20	41,48	15,08	23,12	7,17	17,83	7,43	103,98	95,94	78,05
Левая	M	12,6	12,9	8,2	12,2	5,3	8,8	6,3	25,9	28,6	23,8
	SD	19,57	19,92	7,45	19,62	5,61	11,94	6,33	44,93	50,74	39,28
	min	0,76	0,74	0,57	0,55	0,59	0,97	0,65	2,07	1,71	1,50
	max	41,80	42,54	14,82	41,50	13,09	26,32	14,29	93,25	104,68	82,54

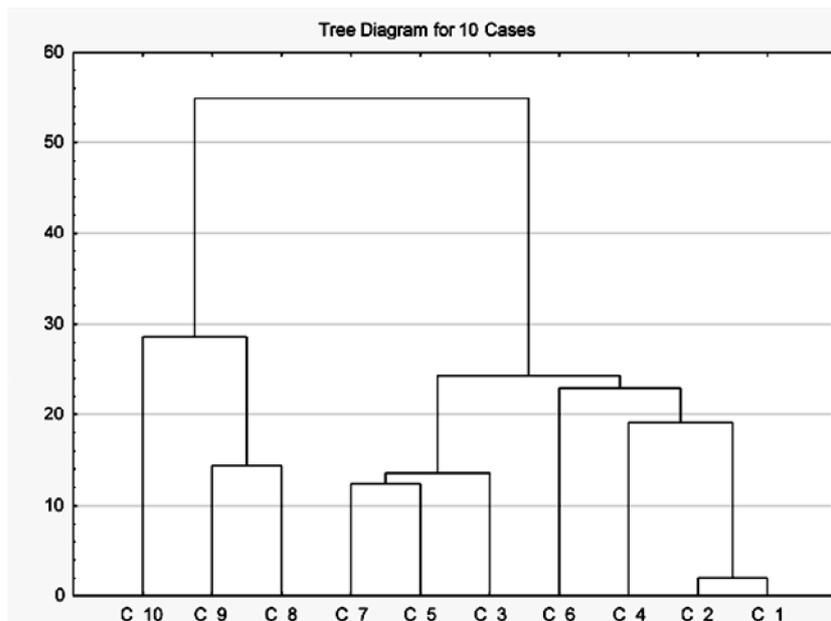


Рис. 5. Кластерный анализ моделей по величине нагрузки на имплант при нагрузке на переднюю, правую и левую задние области (Cluster analysis)

Моделі були розділені на кластери з допомогою кластерного аналізу "Cluster analysis" в відповідності з величиною навантаження на імплант при навантаженні на передню, праву і ліву задню області (рис. 5).

Затем рассчитывали среднее напряжение на имплант во время нагрузки в области передней, правой и левой задней областей (M±SD). Здесь модели с близкими значениями напряжений оказались в одних и тех же кластерах. Если мы обратим внимание на средние значения для полученных кластеров, то увидим, что в кластере

4 модели 3,5,7 объединены. 3,4±0,36 в импланте А после нагрузки из передней области в кластере 4; Имплант В 10,7±3,14 дюйма; 13,5±3,61 дюйма D импланта; 3,2±0,59 дюйма имплант Е; 9,4±4,90 на импланте А после нагрузки в правой задней области; 9,2±3,24 дюйма имплант В; 2,8±0,81 дюйма D импланта; 0,52±0,045 дюйма имплант Е; 0,60±0,041 в импланте А после нагрузки в левой задней области; 2,3±0,73 дюйма импланта В; Имплант D 11,4±5,15 дюйма; и среднее значение 12,1±3,26 получено для импланта Е (табл. 3).

Таблица 3

Среднее значение кластерной нагрузки на имплант при нагрузке из передней, правой и левой задней областей (M±SD)

Импланты	Кластеры (модели)				F	p
	Кластер 1 (8,9,10)	Кластер 2 (1,2)	Кластер 3 (4,6)	Кластер 4 (3,5,7)		
A_Ант	17,7±2,41	7,9±0,18	10,0±8,47	3,4±0,36	7,5	0,0184*
B_Ант	11,1±0,26	11,5±0,43	15,0±3,76	10,7±3,14	1,5	0,3047
D_Ант	11,5±0,18	11,7±0,09	9,8±4,41	13,5±3,61	0,75	0,5591
E_Ант	17,7±1,80	7,9±0,08	8,7±4,75	3,2±0,59	22,0	0,0012*
A_прав	92,7±13,27	42,3±1,21	20,5±3,74	9,4±4,90	56,7	0,0001*
B_прав	6,7±1,04	5,9±0,12	4,5±1,93	9,2±3,24	2,2	0,1924
D_прав	2,5±0,58	2,0±0,01	1,04±0,61	2,8±0,81	3,5	0,0905
E_прав	1,9±0,14	0,74±0,016	0,76±0,293	0,52±0,045	50,9	0,0001*
A_лев	1,8±0,29	0,75±0,013	0,76±0,301	0,60±0,041	18,8	0,0019*
B_лев	2,5±0,59	2,0±0,00	1,6±0,29	2,3±0,73	1,2	0,3792
D_лев	6,6±1,02	6,1±0,12	5,8±1,24	11,4±5,15	2,0	0,2157
E_лев	93,5±11,07	42,2±0,53	33,9±10,73	12,1±3,26	55,1	0,0001*

Для сравнения полученных данных средние значения для каждого кластера были представлены графически и разными цветами. Если обратить внимание на кластер 4, то есть на фиолетовую линию, то можно заметить, что он растягивается более плавно после нагрузки в передней области, а также после нагрузки в пра-

вой и левой задней областях. Распределение напряжений в моделях 3,5,7, включенных в кластер 4, более оптимально, чем в других моделях. В этих моделях видим, что все 4 импланта далеки от высоких нагрузок. Это один из важнейших факторов долгосрочного успеха имплантации (рис. 6).

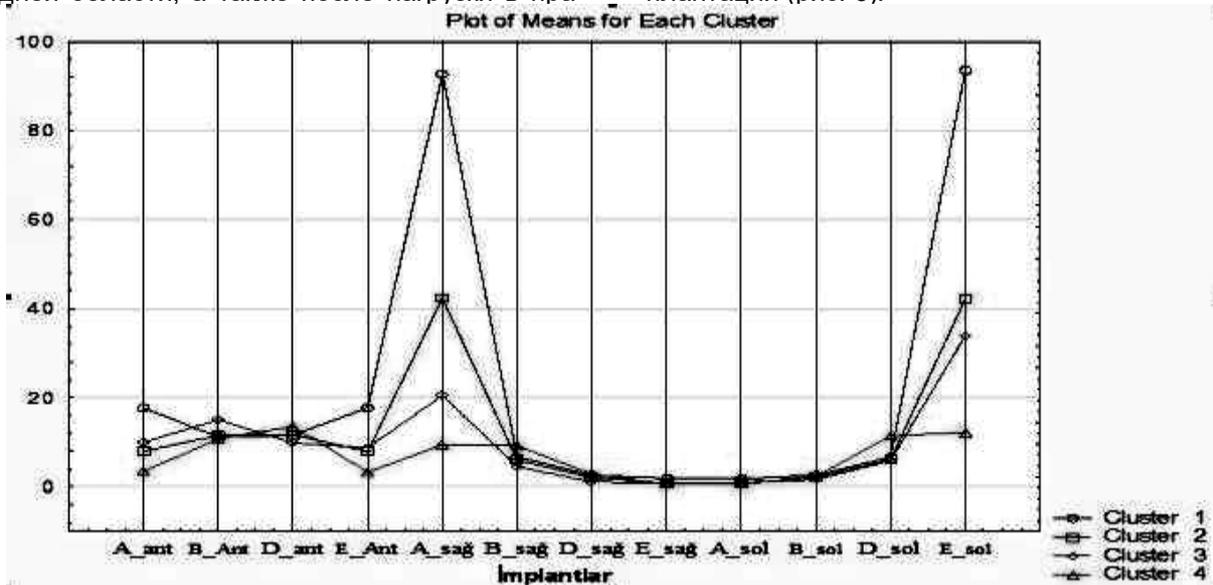


Рис. 6. Кластерное изменение напряжения при нагрузке в передней, правой и левой задней областях (среднее значение)

Выводы и перспективы дальнейших исследований

Благодаря оптимальному распределению напряжений в моделях с уровнем установки импланта 3 мм, при денальной имплантации можно не вносить дополнительных изменений в об-

ласти костной ткани челюсти, соответствующей данной конфигурации.

Из-за неравномерного распределения напряжения в моделях с уровнем установки импланта 1 мм во время имплантации можно выполнить процесс сглаживания поверхности кос-

ти в соответствии с этой конфигурацией.

Следует по возможности избегать использования имплантов, расположенных под углом, так как они подвергаются большой нагрузке.

Литература

1. Qarayev ZI. Ortopedik stomatologiya. Oskar neşriyyati, Bakı, 2008, 362 s.
2. Awad MA, Rashid F, Feine JS. Overdenture Effectiveness Study Team Consortium. The effect of mandibular 2-implant overdentures on oral health-related quality of life: an international multicentre study. *Clinic Oral Implants Res.* 2014 Jan;25(1):46-51.
3. Brignardello-Petersen R. Mandibular atrophy may not affect the masticatory performance, swallowing, and oral health-related quality of life of patients receiving 2-implant-supported overdentures. *J Am Dent Assoc.* 2018;149(1):e19.
4. Gupta S, Chopra P, Goyal P, Jain A. Effect of Vertical Bone Loss on Stress Distribution at the Bone-Implant Interface around Implants of Varying Diameters an in Silico 3D Finite Element

- Analysis Is in Press. *Materials Today: Proceedings.* 2021;28:1503-1509.
5. Patel J, Gray D. Implant-supported overdentures: part 2. *British Dental Journal.* 2021;231:169-175.
6. Amine M, Benazouz I, Andoh A. The biomechanics of implant-supported cantilevered fixed partial dentures: Systematic review of the literature. *Oral Health Care.* 2021;5:1-5.
7. Niroomand MR, Jafari Maryaki F. Investigation on the effect of the contact model between dental implants and jaw bone on the maximum stress of implant using finite element method. *Journal of Mechanics Engineering.* 2017;46:275-280.
8. Misch CE. *Dental Implant Prosthetics* 2nd. Mosby; 2014, 1001 p.
9. Ebrahimi F. *Finite Element Analysis – New Trend and Developments.* Intech; 2012. 20 p.
10. Derks J, Schaller D, Håkansson J, Wennström JL, Tomasi C, Berglundh T. Effectiveness of implant therapy analyzed in a Swedish population. *Journal of Dental Research.* 2016;95(1):43-49.
11. Shivakumar S, Kudagi VS, Talwade P. Applications of finite element analysis in dentistry: A review. *J Int Oral Health.* 2021;13:415-22.

Реферат

АНАЛІЗ НАПРУГ ПРИ ФІКСАЦІЇ ЗНІМНИХ ЗУБНИХ ПРОТЕЗІВ НА ІМПЛАНТАХ

Панахов Н.А., Махмудов В. С.

Ключові слова: імплант, стрес, кінцеві елементи, метод аналізу напружень, нижня щелепа.

Протезування на імплантах, що є однією зі складових ортопедичної стоматології, являє собою метод відновлення зубів, втрачених по тій або іншій причині, і має довгу історію розвитку. Протези на імплантах відкривають можливості для відновлення дефектів зубних рядів, викликаних різними причинами. Різні дефекти зубного ряду мають свої тонкощі протезування на імплантах. В останні роки протези на імплантах воліють більше в порівнянні з повними протезами. У пацієнтів з низьким рівнем кісткової тканини в дистальній частині та з проблемами з фіксацією і стабілізацією перевага віддається протезам з опорою на 4 імпланти. Балкові імпланти з 4 опорами вважаються більш надійними з точки зору фіксації отриманої протезної конструкції. Метою роботи став аналіз впливу протезування імплантом на імплант і периферичні тканини на різних моделях, в залежності від рівня розміщення імплантів, кута розміщення, а також довжини консолі на конструкції. Результати. У 10 різних математичних моделях кути розміщення імплантів в кістці були взяті рівними 90, 17 і 30 градусів, а рівень розміщення був прийнятий рівним 1 мм і 3 мм (відповідно до конфігурації кістки щелепи). Довжина консолі балкової системи, підготовленої на імплантах, в різних моделях становила 0 мм, 5 мм і 10 мм. Навантаження на моделі фактично дорівнювало силі жуваального тиску 100 Н (приблизно 10,2 кг) при пережовуванні твердої харчової маси розміром 1 см. Тиск подавався з 3-х різних точок. З переднього відділу - центр харчової грудки припадав на місце контакту центральних різців; в правій задній області - центр харчової грудки припадав на контакт 2-го премоляра з 1-м моляром; з лівої задньої області - центр припадав на місце в області контакту 2-го премоляра з 1-м моляром. Після 3D аналізу були отримані значення напруги по Von Mises в імплантній ділянці і відповідні їм колірні шкали, а також максимальні і мінімальні значення напруг відповідно до колірної схеми-шкали. Висновки. На основі аналізу і порівняння отриманих значень було визначено, що розподіл напружень оптимально в деяких моделях імплантів, в деяких воно незначне, а в деяких велике через нерівномірні значення напруги. Дослідження моделей на основі методу 3D тривимірного аналізу напружень методом кінцевих елементів і результати цих досліджень відображені в статті.

Summary

ANALYSIS OF STRESS DURING THE PLACEMENT OF REMOVABLE DENTURES OVER IMPLANTS

Panahov N.A., Makhmudov V.S.

Key words: implants, finite element, stress analysis, bone stress, law jaw.

Implant-supported removable dentures are one of prosthetic dentistry modalities to replace missing teeth and have a long history of the development. Dentures placed over implants offer opportunities to restore dentition defects resulted from various causes. Different defects of the dentition require their own restorative techniques. In recent years, implant-supported prostheses have become more commonly preferred over full dentures. For patients with low distal bone levels and problems with placement and stabilization, 4-implant-supported dentures seem to be a good option. Four bar implants for supporting dentures are considered more reliable in terms of fixing the prosthetic structures over them. *The aim of this work* is to analyze the effect of implant-supported denture placement on the implants themselves and peripheral tissues, depending on the denture models, level of implant placement, the angle of placement, as well as the length of the console in the structure. *Results.* In 10 different mathematical models, the angles of implant placement in the bone were taken as equal to 90°, 17° and 30°, and the level of placement was equal to 1 mm and 3 mm (in accordance with the configuration of the jaw bone). The length of the cantilever bar system prepared on implants was 0 mm, 5 mm and 10 mm in different models. The load on the model was actually equal to the chewing pressure, 100 N (approximately 10.2 kg), when chewing a 1 cm solid food mass. The pressure was

applied from 3 different points: from the anterior section, when the centre of the bolus was at the place of contact between the central incisors; in the right posterior region, when the centre of the bolus was at the contact between the 2nd premolar and the 1st molar; from the left posterior region, when the centre of the bolus was in the area of contact between the 2nd premolar with the 1st molar. After 3D analysis, the Von Mises stress findings in the implant area and the corresponding color scales were obtained, as well as the maximum and minimum stress values in accordance with the color scale. *Conclusion.* Based on the analysis and comparison of the obtained values, the study has determined that the stress distribution is optimal for some implant models, for others it can be too small or too large due to uneven stress values. The study of models based on the method of 3D three-dimensional stress analysis by the finite element method and the results of these studies are elucidated in the article.

DOI 10.31718/2077-1096.21.4.129

УДК: 616.724-001.31-089.819

Погранична Х.Р.

ЗАСТОСУВАННЯ АРТРОЦЕНТЕЗУ В КОМПЛЕКСНОМУ ЛІКУВАННІ ПІСЛЯТРАВМАТИЧНИХ СКРОНЕВО-НИЖНЬОЩЕЛЕПНИХ РОЗЛАДІВ, НЕ ПОВ'ЯЗАНИХ З ПЕРЕЛОМАМИ НИЖНЬОЇ ЩЕЛЕПИ

Львівський національний медичний університет імені Данила Галицького

Вступ. Травма в ділянці скронево-нижньощелепного суглоба у пацієнтів, в яких немає переломів виросткового виростка, може завдати більше шкоди суглобовим тканинам, ніж перелом. Внутрішньосуглобові зміни частіше обумовлені внутрішньосуглобовою локалізацією перелому, але при позасуглобових переломах нижньої щелепи також можуть викликати ушкодження структурних елементів суглоба. На жаль, застосування консервативної терапії після травматичних пошкоджень скронево-нижньощелепного суглоба є малоефективними, тому наступним етапом комплексного лікування посттравматичних скронево-нижньощелепних розладів є застосування малоінвазивних оперативних втручань, зокрема артроцентезу. Метою нашої роботи було вивчення ефективності артроцентезу при лікуванні посттравматичних внутрішніх скронево-нижньощелепних розладів. *Матеріали та методи дослідження.* У клінічну частину дослідження були включені 24 пацієнти, які перенесли в анамнезі травму голови без переломів кісток, а саме контузії скронево-нижньощелепного суглоба. Артроцентез проводили за модифікованою методикою D. Nitzan (1991) під місцевою анестезією. Результати дослідження. За клініко-рентгенологічними ознаками після травматичних скронево-нижньощелепних порушень хворі були розділені на дві групи за класифікацією Wilkes (1989): 13 пацієнтів з II стадією (ранньо-середня) і 11 - з III стадією (середня). Контрольні променеві дослідження, проведені через 3-6 місяців після артроцентезу, не виявили ознак гемартрозу у 11 (84,61%) пацієнтів із внутрішньосуглобовими порушеннями II ступеня та у 8 (72,72%) пацієнтів із внутрішніми розладами III ступеня, положення та функція суглобового диска відновлено. *Висновки.* Артроцентез з лаважем скронево-нижньощелепного суглоба є малоінвазивною хірургічною маніпуляцією, яка зарекомендувала себе при скронево-нижньощелепних розладах травматичного походження, зокрема після контузії скронево-нижньощелепного суглоба.

Ключові слова: контузія скронево-нижньощелепного суглоба, дисфункція скронево-нижньощелепного суглоба, артроцентез.

Робота є фрагментом комплексної науково-дослідної роботи кафедри хірургічної стоматології та щелепно-лицьової хірургії Львівського національного медичного університету імені Данила Галицького «Удосконалення та впровадження методів реконструктивно-відновлювальних операцій та регенеративних технологій у щелепно-лицьовій ділянці», номер державної реєстрації 0120U002134.

Вступ

Травма в ділянці скронево-нижньощелепного суглоба (СНЩС) може спричинити пошкодження як м'яких тканин, так і кісток, що може призвести до його прогресуючого порушення. Для тих пацієнтів, у яких немає переломів виросткового виростка, пошкодження м'яких тканин може завдати більше шкоди СНЩС, ніж перелом [1]. Травматичне походження скронево-нижньощелепних розладів, за даними зарубіжних авторів, виявлено у 42-62,5% обстежених пацієнтів [2, 3, 4]. В основі етіопатогенезу травматичних уражень скронево-нижньощелепного суглоба лежать забій, перелом нижньої щелепи та вивих. Останні дослідження на основі МРТ та артроскопії пока-

зали, що травма може спричинити внутрішньо-капсулярні пошкодження, включаючи гіперемію капсули, її деформацію або розрив, гемартроз, синовіальний ехімоз, фрагментацію диска та суглобової поверхні, зміщення диска, порушення цілісності суглобового диска, розтягнення або розрив зв'язок [6, 7, 8, 9].

Частота ураження м'яких тканин СНЩС після травми обличчя невідома, натомість багато повідомлень в результаті перелому виросткового відростка, але поодинокі про травми м'яких тканин. [1, 10].

Автори вважають, що внутрішньосуглобові зміни частіше обумовлені внутрішньо суглобовою локалізацією перелому, але при позасугло-