

Н.А. Панахов, В.С. Махмудов, Ф.Ю. Мамедов

Метод конечных элементов по изучению напряжений в имплантате и окружающей его кости в повышении качества лечения полной адентии

Азербайджанский медицинский университет, г. Баку, Азербайджан

Резюме. В данной статье представлены результаты биомеханического анализа с созданием модели в конечно-элементном комплексе. Была выявлена зависимость результатов ортопедического лечения или съемного зубного протезирования от положения четырех имплантатов в челюсти, угла их установки и длины консольного выступа балочной насадки. Используемые методы компьютерного моделирования на основе конечно-элементных программных комплексов дают возможность создавать модели предварительного планирования дентальной имплантации и последующего съемного протезирования, с помощью которых можно выработать рекомендации об использовании той или иной модели. Методом конечных элементов можно выявить недостаточно эффективные для применения на практике типы конструкций, что возможно после определения зоны или участков, например, нижней челюсти с дентальными имплантатами с высокой концентрацией напряжений или высоким уровнем стресса. Параметры растягивающих напряжений в окружающей имплантаты кортикальной костной ткани при определенных нагрузках в условиях математического моделирования методом конечных элементов по группам имеют как сходства, так и различия. При жевательной нагрузке с величиной 100 Н резкие колебания в показателях напряжения в кортикальной кости зависели от направления нагрузки и расположения имплантатов. Статистический анализ полученных данных показывает, что съемные протезы на нижней беззубой челюсти, установленные на четырех имплантатах, дают положительные результаты при использовании системы расположения имплантатов и некоторых размерных параметров, представленных в моделях 3, 4, 5.

Ключевые слова: имплантат, съемный протез, балочная система, напряжения в кортикальной кости, метод конечных элементов.

Широко применяемый в стоматологической практике метод реабилитации больных с полной адентией с использованием съемных пластиночных протезов обладает определенными недостатками, среди которых можно выделить плохую фиксацию и стабилизацию протезной конструкции; неблагоприятное побочное влияние базиса протеза на ткани протезного ложа с возможностью повреждений механического, термического, воспалительного и аллергического характера; нарушение функции речи и пережевывания пищи [1–4]. Из вышеперечисленных недостатков один из немаловажных – неудовлетворительная фиксация протеза на беззубых челюстях чаще всего вследствие усиления атрофических процессов в тканях протезного ложа. На фоне констатации факта увеличения частоты встречаемости случаев полного отсутствия зубов и вытекающего из этого выраженного снижения качества жизни пациентов решение данной проблемы является немаловажной и актуальной задачей современной научной и практической стоматологии [5–9]. О низком уровне функциональности полных

съемных пластиночных протезов, даже при условии их качественного изготовления, говорят результаты многочисленных научных исследований в этой области. В частности, отмечается, что обеспечению удовлетворительной фиксации и стабилизации съемных протезов, а также быстрой адаптации к ношению таких конструкций препятствуют сложные анатомические условия полости рта и протезного ложа, а также степень атрофии альвеолярного отростка, состояние и качество самой костной ткани [10, 11].

Анализ мировой литературы и полученных научно-теоретических данных о повышении эффективности оказания ортопедической помощи пациентам с полной адентией дал возможность сформировать некоторые предложения об интерпретации сравнительной картины распределения напряжений для различных видов имплантатов с проведением дополнительных исследований методом конечных элементов [12, 13, 14].

Цель исследования – проектирование оптимальных параметров съемного протезирования с проведением сравнительного статического и математического

анализа методом конечных элементов распределения напряжений при приложении нагрузки в системе «имплантат–кость».

Материал и методы исследований

Исследования проводились в период с 2017 по 2021 год на кафедре ортопедической стоматологии Азербайджанского медицинского университета и лаборатории «AY-Tasar m MMC». В работе использовался метод конечных элементов по изучению напряжений в имплантате и окружающей его кости. Трехмерное конечно-элементное моделирование, или 3D-модель, включает в себя кортикальную и губчатую костную ткань. Была изучена общая картина напряженно-деформированного состояния кортикального слоя. При изучении картины распределения напряжений в системе «имплантат–окружающая кость» в области имплантатов, установленных в альвеолярную часть нижней челюсти, были разработаны несколько геометрических моделей беззубой нижней челюсти с четырьмя имплантатами, введенными в кость с плотностью D2. На ее основе были созданы десять групповых геометрических моделей в зависимости от расположения имплантатов, угла наклона и соответственно направления прилагаемой нагрузки. При указанном количестве имплантатов размеры их по длине и диаметру были одинаковыми (3,5Ч11 мм). Протезирование с использованием съемного способа крепления конструкции выполняли с помощью балочной системы. Затем на основании геометрических моделей были разработаны конечно-элементные модели исследуемых вариантов. Трехмерное моделирование и изучение моделей методом конечных элементов осуществляли с использованием компьютера с объемом оперативной памяти 500 GB hard disk и 14 GB RAM, оснащенного процессором «Intel Xeon® R» 3,30 ГГц, параметрической системой «Windows Ultimate Version Service Pack 1», оптического сканера «Activity 880» (Smart optics sensortechnik GmbH, Singerstrasse 8, D – 44795, Vohxum, Германия), программы 3-мерного моделирования Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave. N., Сиэтл, WA 98103 USA); геометрически сформированные модели были загружены в программную систему «VRMesh Studio» (Virtual Grid Inc., WA, USA) и «Algor Fempro» (ALGOR, Inc., USA) для подготовки анализа.

В математической модели беззубой нижней челюсти, идентичной по размеру, структуре и физико-

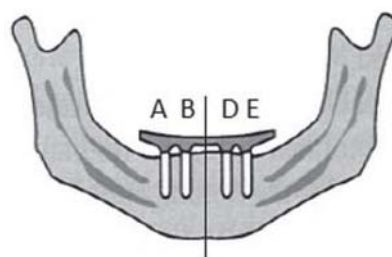
механическим свойствам, изучено напряженно-деформированное состояние кортикальной и губчатой костной ткани при распределенной вертикальной нагрузке 100 Н, приложенной во фронтальном или боковом отделе. На основании полученных конечно-элементных моделей были выделены группы сравнимых вариантов моделей и анализировались области и величина по Von Mises-у максимальных напряжений в этих моделях.

Модель 1. Все четыре имплантата установлены в альвеолярную часть нижней челюсти под углом 90. В имплантат на расстоянии 5 мм справа от срединной линии, от него на 7 мм правее А имплантат; на 5 мм левее от срединной линии располагается D имплантат, на 7 мм которого левее внедряется Е имплантат. Длина консоли балочной конструкции 10 мм (контрольная группа).

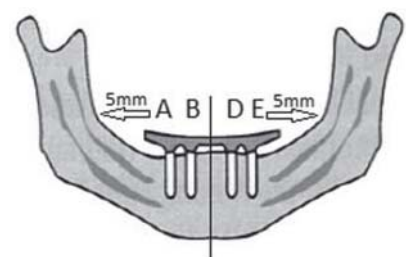
Модель 2. Все четыре имплантата установлены в альвеолярную часть нижней челюсти под углом 90. В имплантат на расстоянии 5 мм справа от срединной линии, от него на 7 мм правее А имплантат; на 5 мм левее от срединной линии располагается D-имплантат, на 7 мм которого левее внедряется Е-имплантат. Длина консоли балочной конструкции 5 мм.

Модель 3. Все четыре имплантата установлены в альвеолярную часть нижней челюсти под углом 90. В имплантат на расстоянии 5 мм справа от срединной линии, от него на 7 мм правее А-имплантат; на 5 мм левее от срединной линии располагается D-имплантат, на 7 мм которого левее внедряется Е-имплантат. Длина консоли балочной конструкции 0 мм (без консоли).

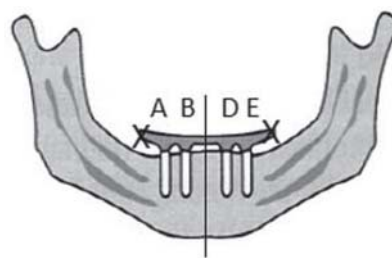
Модель 4. Все четыре имплантата установлены в альвеолярную часть нижней челюсти под углом 90. В имплантат на расстоянии 5 мм справа от срединной линии, от него на 7 мм правее А-имплантат; на 5 мм



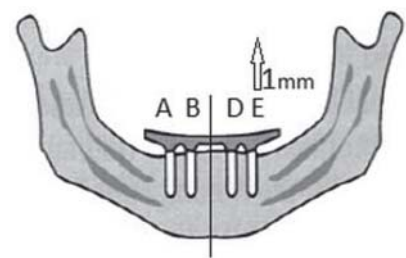
Модель 1.



Модель 2.



Модель 3.



Модель 4.

левее от срединной линии располагается D-имплантат, на 7 мм которого левее и на 1 мм выше внедряется E-имплантат. Длина консоли балочной конструкции 10 мм.

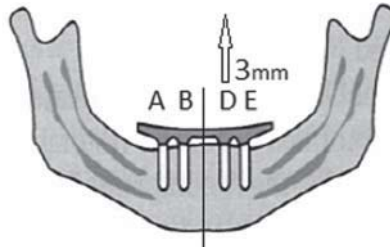
Модель 5. Все четыре имплантата установлены в альвеолярную часть нижней челюсти под углом 90. В имплантат на расстоянии 5 мм справа от срединной линии, от него на 7 мм правее А-имплантат; на 5 мм левее от срединной линии располагается D-имплантат, на 7 мм которого левее и на 3 мм выше внедряется E-имплантат. Длина консоли балочной конструкции 10 мм.

Модель 6. Все четыре имплантата установлены в альвеолярную часть нижней челюсти под углом 90. В имплантат на расстоянии 5 мм справа от срединной линии, от него на 7 мм правее А-имплантат; на 5 мм левее от срединной линии и выше на 1 мм располагается D-имплантат, на 7 мм которого левее внедряется E-имплантат. Длина консоли балочной конструкции 10 мм.

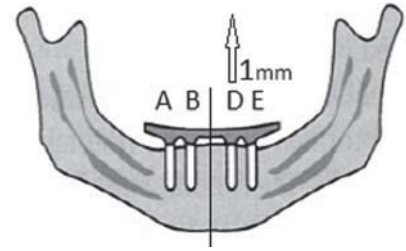
Модель 7. Все четыре имплантата установлены в альвеолярную часть нижней челюсти под углом 90. В имплантат на расстоянии 5 мм справа от срединной линии, от него на 7 мм правее А-имплантат; на 5 мм левее от срединной линии и выше на 3 мм располагается D-имплантат, на 7 мм которого левее внедряется E-имплантат. Длина консоли балочной конструкции 10 мм.

Модель 8. В имплантат на расстоянии 5 мм справа от срединной линии, от него на 7 мм правее А-имплантат; на 5 мм левее от срединной линии и выше на 3 мм располагается D-имплантат, на 7 мм которого левее внедряется E-имплантат. В- и D-имплантаты установлены в альвеолярную часть нижней челюсти под углом 90. А- и E-имплантаты располагаются под углом 17° к осевому положению. Длина консоли балочной конструкции 10 мм.

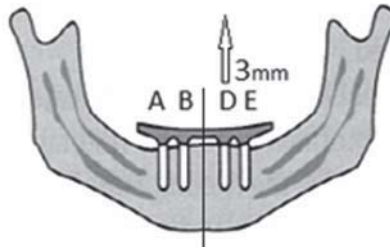
Модель 9. В имплантат внедряется на расстоянии 5 мм справа от срединной линии, от него на 7 мм правее А-имплантат; 5 мм левее от срединной линии располагается D-имплантат, на 7 мм которого левее внедряется E-имплантат. В- и D-имплантаты установлены в альвеолярную часть нижней челюсти под углом 90, а А- и E-имплантаты располагаются под углом 17° к осевому положению. Длина консоли балочной конструкции 5 мм.



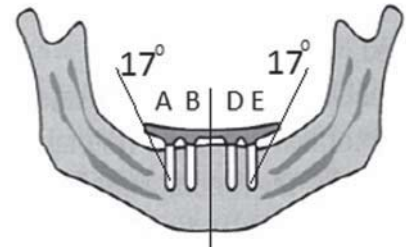
Модель 5.



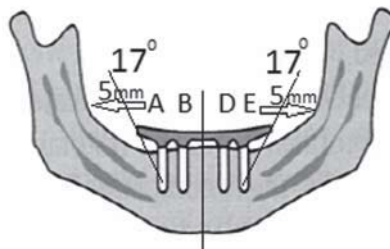
Модель 6.



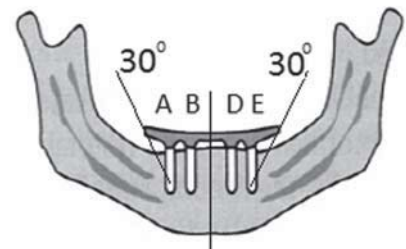
Модель 7.



Модель 8.



Модель 9.



Модель 10.

Модель 10. Моделировалась технология «Все на четырех» с расположением В-имплантата на расстоянии 5 мм справа от срединной линии, от него на 7 мм правее А-имплантат; 5 мм левее от срединной линии располагается D-имплантат, на 7 мм которого левее внедряется E-имплантат. В- и D-имплантаты установлены в альвеолярную часть нижней челюсти под углом 90, а крайние А- и E-имплантаты с наклоном или под углом 30° к осевому положению. Длина консоли балочной конструкции 10 мм.

В работе использованы методы описательной и сравнительной статистики. Описательная статистика количественных переменных представлена средними значениями и стандартными ошибками среднего. Результаты сравнительных анализов представлены в виде таблиц с указанием значений *p* для каждого сравнения. Анализ проведен с помощью программ Statistica 10.0 и Microsoft Excel 2007. Различия между группами считаются статистически значимыми при $p < 0,05$.

Результаты исследований

В десяти различных математических моделях углы размещения имплантатов в кости были взяты равными 90, 17 и 30 градусов, а уровень размещения был принят равным 1 и 3 мм в соответствии с конфигурацией кости челюсти. Длина консоли балочной системы, подготовленной на имплантатах, в разных моделях составляла от 0; 5 до 10 мм. Нагруз-

ка на модели будет фактически равной силе жевательного давления 100 Н (примерно 10,2 кг) при пережевывании твердой пищевой массы размером 1 см. Давление при этом подается с трех разных точек. Из переднего фронтального отдела – центр пищевого комка приходится на место контакта центральных резцов; в правой дистальной области – точка контакта второго премоляра с первым моляром;

Таблица

Параметры напряженно-деформированного состояния окружающей дентальные имплантаты кортикальной кости при различных нагрузках в условиях математического моделирования

Модели	Фронтальная нагрузка				Боковая нагрузка (справа)				Боковая нагрузка (слева)				M	SD	min	max
	A	B	D	E	A	B	D	E	A	B	D	E				
Модель 1	1,677911	0,261163	0,229497	1,625563	0,61559	2,17736	0,3827	0,105478	0,104118	0,289105	2,336152	0,596995	0,87	0,839	0,104	2,336
Модель 2	1,679164	0,261968	0,229072	1,883189	0,59922	2,16352	0,3825	0,106513	0,106952	0,357467	2,330044	0,591083	0,89	0,857	0,107	2,330
Модель 3	1,417624	0,260598	0,227839	1,687913	0,53199	1,40692	0,71984	0,126492	0,091354	0,707303	1,112303	0,210373	0,71	0,568	0,091	1,688
Модель 4	1,139028	0,392636	0,350448	1,758765	0,5445	1,87763	0,23545	0,156492	0,126113	0,316066	2,163694	0,872297	0,83	0,733	0,126	2,164
Модель 5	1,526224	0,334747	0,381068	1,228565	0,35424	1,00433	0,55078	0,125206	0,094329	0,718217	2,086579	0,497774	0,74	0,608	0,094	2,087
Модель 6	2,688112	0,498691	1,232744	2,077912	0,52964	1,44329	0,16601	0,270565	0,094557	0,469998	1,776907	0,558851	0,98	0,845	0,095	2,688
Модель 7	1,619111	0,504707	0,32455	1,575852	0,32603	0,97384	0,61664	0,108032	0,116074	0,659478	0,91542	0,521974	0,69	0,503	0,108	1,619
Модель 8	2,29756	0,234616	0,202171	2,259381	0,48948	2,28987	0,37456	0,080394	0,090594	0,408976	2,301568	0,368903	0,95	0,995	0,080	2,302
Модель 9	2,642211	0,203679	0,217692	2,256759	0,58677	2,367	0,41761	0,085398	0,087437	0,393087	2,32892	0,364917	1,00	1,049	0,085	2,642
Модель 10	2,374241	0,302324	0,291355	2,359463	1,27157	3,0338	0,78817	0,118982	0,132931	0,756582	3,140025	1,342653	1,33	1,128	0,119	3,140
M	1,91	0,33	0,37	1,87	0,58	1,87	0,46	0,13	0,10	0,51	2,05	0,59				
SD	0,546	0,107	0,310	0,363	0,260	0,659	0,202	0,054	0,016	0,183	0,645	0,317				
min	1,139	0,204	0,202	1,229	0,326	0,974	0,166	0,080	0,087	0,289	0,915	0,210				
max	2,688	0,505	1,233	2,359	1,272	3,034	0,788	0,271	0,133	0,757	3,140	1,343				

в левой дистальной области – в зоне контакта второго премоляра с первым моляром. После 3D-анализа были получены значения напряжения по Von Mises. Критерий максимального напряжения по Мизесу основывается на теории Мизес-Хенки (Mises-Hencky). В идентичной по размеру, структуре и физико-механическим свойствам натуральной беззубой нижней челюсти математических моделей изучено напряжение в кортикальной костной ткани при распределенной вертикальной жевательной нагрузке в 100 Н, приложенной во фронтальном или боковых отделах съемной конструкции на имплантатах. Показатели напряжения, регистрируемые в кортикальной кости при жевательных нагрузках, прикладываемых с фронтального, правого и левого дистальных областей на всех моделях челюстей представлены в таблице. Напряжения в кортикальной костной ткани зависят в определенной степени от области передаваемой жевательной нагрузки, то есть фронтального или бокового отделов, а также от направления установки опорных имплантатов. Таким образом, для исследования напряженного состояния дентальной системы «кость–имплантат» прикладывали статические усилия. В балочной системе фиксации при одинаковых размерах *балочной конструкции* отличная в некоторых моделях *длина консоли* создает некоторые отличия по показателям нагрузки на имплантаты и напряжения в окружающей костной ткани. При рассмотрении эквивалентных растягивающих напряжений в кортикальной кости при жевательной нагрузке в контрольной группе было выявлено, что они имеют максимальные значения вокруг А- и Е-имплантатов – 1,677911 и 1,625563 МПа соответственно. Приведенные табличные данные, отражающие величины напряжений, возникающие вокруг двух других имплантатов, свидетельствуют о значимо более низких показателях – 0,261163 и 0,229497 МПа, соответственно в области В- и D-имплантатов. Сравнительно схожие значения величин по обоим парам вышеуказанных имплантатов можно объяснить жевательной нагрузкой, передаваемой на фронтальную область нижней челюсти.

Преимущественно локализация эквивалентных по Мизесу напряжений в кости, вызванных силами локального фронтального давления, при исследовании модели 3, характеризующейся отсутствием консоли, наблюдается в области Е-имплантата – 1,688 МПа, а минимальное растягивающее кортикальное напряжение регистрировалось в области А-имплантата при левосторонней дистальной жевательной нагрузке. Отличительной особенностью четвертой модели явилось установка Е-имплантата на 1 мм выше уровня трех других имплантатов. При этом среднее значение напряжений в кортикальной кости при фронтальной и боковых жевательных нагрузках составило 0,83 МПа. На искусственной

модели 6 при левосторонней боковой нагрузке напряжения в кортикальной кости у имплантатов А, В и Е составили 0,094557; 0,469998 и 0,558851 МПа соответственно. Тогда как вокруг D-имплантата, расположенного на 3 мм выше уровня трех других имплантатов, при аналогичной точке приложения жевательной нагрузки показатели были существенно выше и составили 1,776907 МПа. В следующей искусственной модели, где на 3 мм выше уровня других опорных составляющих съемной конструкции располагается D-имплантат, при нагрузке фронтального отдела величина растягивающего напряжения практически одинаковой и максимальной в кортикальной костной ткани вокруг дистальных имплантатов А и Е, 1,619111 и 1,5775852 МПа соответственно, что нельзя сказать о медиально расположенных имплантатах В и D, вокруг которых показатель стресса фиксировался в значимо минимальных значениях и составил 0,504707 и 0,32455 МПа. В следующей последней модели В- и D-имплантаты установлены в альвеолярную часть нижней челюсти под углом 90°, а дистальные А- и Е-имплантаты с наклоном или под углом 30° к осевому положению. Длина консоли балочной конструкции составляет 10 мм. По полученным статистическим данным, в отношении величин локальных растягивающих напряжений нужно отметить, что при фронтальной жевательной нагрузке они оказались во много раз меньше в области передних В- и D-имплантатов. При правосторонней боковой нагрузке самые низкие значения регистрировались в области D- и Е-имплантатов. При изучении модели на предмет роста напряжений в кортикальной кости было выявлено, что жевательная нагрузка, приложенная в левой дистальной области, приводит к регистрации максимальных напряжений в зоне D- и Е-имплантатов – 3,140025 и 1,342653 МПа соответственно.

Выводы

Исследование соотношений между жевательной нагрузкой, расположением имплантатов и возникшими в результате нее напряжениями на сжатие и растяжение и возникающими в периимплантатной костной ткани, возможно на моделях, адекватно отражающих естественные структурные параметры челюстей и их механические свойства.

Балочная система съемного протезирования с установкой имплантатов увеличивает напряжения в кортикальной кости на имплантатах, в зоне D-имплантата – 3,140025 МПа при размещении соседнего с ним дистального Е-имплантата с наклоном под углом 30° к осевому положению.

При жевательной нагрузке с величиной 100 Н резкие колебания показателей напряжения в кортикальной кости зависели от направления нагрузки и расположения имплантатов.

По величині виявлених еквівалентних напружень Мизеса для кортикальної кістки возможен обоснований вибір методів установки імплантатів і деяких розмірних параметрів, в частині, довжини консолі балочної конструкції для съємного зубного протезування.

ЛИТЕРАТУРА

1. Akl M.A.; Stendahl C.G. Removable Partial Denture Frameworks in the Age of Digital Dentistry: A Review of the Literature. *Prosthesis* 2022, 4, 184–201. <https://doi.org/10.3390/prosthesis4020019>.
2. Akeel R.F. Effect of the Quality of Removable Prosthesis on Patient Satisfaction // *J. Contemp. Dent. Pract.* [Internet]. – 2009 Nov.; 10 (6): 057–064. Doi: 10.5005/jcdp-10-6-57.
3. De Sousa Ferreira V.C., A.P. Lopes, N.M. Alves, F.R.N. Sousa, K.M.A. Pereira, D.V. Gondim, V.C.C. Girro R.F.C. Leitro P. Goes Bisphosphonate-related osteonecrosis induced change in alveolar bone architecture in rats with participation of Wnt signaling // *Clin. Oral Investig.* – 25 (2) (2021), pp. 673–682.
4. Deng K., H. Chen, Y. Zhao, Y. Zhou, Y. Wang. Sun Evaluation of adaptation of the polylactic acid pattern of maxillary complete dentures fabricated by fused deposition modelling technology: A pilot study *PLoS One.*, 13 (8) (2018), Article e0201777.
5. Alageel O., N. Ashraf, M. Bessadet, E. Nicolas, F. Tamimi Evaluation of the design-driven prediction of removable partial denture retention // *J. Prosthet. Dent.* – 124 (3) (2020), pp. 357–364.
6. Nikolishyn I.A., Nikolishyna E.V., Dvornyk V.M., Dobrovolskyi O.V., Dobrovolska O.V. Osoblyvosti fiksatsii znimnykh plastynkovykh proteziv. *Visnyk problem biolohii i medytsyny.* – 2020 – Vyp. 4 (158). 351-356. Doi 10.29254/2077-4214-2020-4-158-352-356.
7. Limpuangthip N., Somkotra T., Arksornnukit M. Subjective and objective measures for evaluating masticatory ability and associating factors of complete denture wearers: A clinical study // *J. Prosthet. Dent.* – 2020 Feb. 27. Doi: 10.1016/j.prosdent.2020.01.001.
8. Brignardello-Petersen R. There seem to be no benefits in patient satisfaction and oral health-related quality of life for adhesives for complete dentures // *J. Am. Dent. Assoc.* – 2019 Oct.; 150 (10). e158. Doi: 10.1016/j.adaj.2019.05.012.
9. Yamaga E., Sato Y., Soeda H., Minakuchi S. Relationship between oral health-related quality of life and usage period of complete dentures // *Int. J. Prosthodont.* – 2019; 32: 327–332.
10. Oh W.S., Saglik B., Bak S.Y. A Systematic Review and MetaAnalysis Bone Loss in the Posterior Edentulous Mandible with Implant-Supported Overdentures vs Complete Dentures // *Int. J. Prosthodont.* – 2020 Mar./Apr.; 33 (2): 184–91. Doi: 10.11607/ijp.6636.
11. Chang M., Wennström J.L. Longitudinal changes in tooth/single-implant relationship and bone topography: an 8-year retrospective analysis // *Clin. Implant. Dent. Relat. Res.* – 2012; 14: 388–94. DOI10.1111/j.1708-8208.2010.00272.x.
12. Murayev A.A., Ivanov S.YU., Leonov S.V., Starostin P.V., Chugunov N.M. Konechno-elementnyy analiz dvukh vidov implantatov i ortopedicheskikh platform, raspredeleniye napryazheniya v sisteme «abatement–implantat–kost’» // *Stomatologiya.* – 2016; 95 (1): 18–20] [in Russian].
13. Messias, M. A. Neto, A. M. Amaro, V.M. Lopes, P. Nicolau, Mechanical evaluation of implant-assisted removable partial dentures in Kennedy class I patients: finite element design consideration // *Applied Sciences*, 2021. – Vol. 11, no. 2, Article ID 659, <https://doi.org/10.3390/app11020659>.
14. Mohamed, A.M.A., Askar M.G., El Homossany M.EM.B. Stresses induced by one piece and two piece dental implants in All-on-4® implant supported prosthesis under simulated lateral occlusal loading: non linear finite element analysis study // *BMC Oral Health.* – 2022; 22: 196. <https://doi.org/10.1186/s12903-022-02228-9>.

Метод кінцевих елементів з вивчення напруги в імплантаті та навколишньої до нього кістки у підвищенні якості лікування повної адентії

Н.А. Панахов, В.С. Махмудов, Ф.Ю. Мамедов

Резюме. У цій статті представлені результати біомеханічного аналізу зі створенням моделі в кінцево-елементному комплексі. Була виявлена залежність результатів ортопедичного лікування або знімного зубного протезування від положення чотирьох імплантатів у щелепі, кута їх встановлення та довжини консольного виступу балочної насадки. Використані методи комп'ютерного моделювання на основі кінцево-елементних програмних комплексів дають можливість створювати моделі попереднього планування дентальної імплантації та наступного знімного протезування, за допомогою яких можна виробити рекомендації щодо використання тієї чи іншої моделі. Методом кінцевих елементів можна виявити недостатньо ефективні для застосування на практиці типи конструкцій, що можливо після визначення зони або ділянок, наприклад, нижньої щелепи з дентальними імплантатами та високою концентрацією напруги або високим рівнем стресу. Параметри розтягуючих напруг у навколишньому імплантаті кортикальної кісткової тканини при певних навантаженнях в умовах математичного моделювання методом кінцевих елементів за групами мають подібності, і відмінності. При жувальному навантаженні з величиною 100 Н різкі коливання в показниках напруги в кортикальній кістці залежали від напрямку навантаження та розташування імплантатів. Статистичний аналіз отриманих даних показує, що знімні протези на нижній беззубій щелепі, встановлені на чотирьох імплантатах, дають позитивні результати при використанні системи розташування імплантатів та деяких розмірних параметрів, представлених у моделях 3, 4, 5.

Ключові слова: імплантат, знімний протез, балкова система, напруги в кортикальній кістці, метод кінцевих елементів.

Finite element method for the study of stresses in the implant and the surrounding bone in improving the quality of treatment of complete adentia

N.A. Panahov, V.S. Makhmudov, F.Y. Mammadov

Summary. This article presents the results of biomechanical analysis with the creation of a model in a finite element complex. The dependence of the results of orthopedic treatment or removable dentures on the position of 4 implants in the jaw, the angle of their installation and the length of the cantilever protrusion of the beam nozzle was revealed. The used methods of computer modeling based on finite element software systems make it possible to create models for preliminary planning of dental implantation and subsequent removable prosthetics, with the help of which it is possible to develop recommendations for the use of a particular model. The finite element method can identify structural types that are not effective enough for practical use, which is possible after determining the zone or areas, for example, the lower jaw with dental implants with a high concentration of stresses or a high level of stress. The parameters of tensile stresses in the cortical bone tissue surrounding the implants under certain loads under the conditions of mathematical modeling by the finite element method by groups have both similarities and differences. With a chewing load of 100 N, sharp fluctuations in cortical bone stress depended on the direction of the load and the location of the implants. Statistical analysis of the data obtained shows that removable dentures on the lower edentulous jaw, installed on 4 implants, give positive results when using the implant positioning system and some dimensional parameters presented in models 3, 4, 5.

Key words: implant, removable prosthesis, beam system, stresses in the cortical bone, finite element method.

*Панахов Назим Адиль оглы – профессор, заведующий кафедрой ортопедической стоматологии
Азербайджанского медицинского университета;*

*Мамедов Фуад Юсиф оглы – доцент кафедры терапевтической стоматологии
Азербайджанского медицинского университета;*

*Махмудов Васиф Сеймур оглу – докторант Азербайджанского медицинского университета,
кафедра ортопедической стоматологии. Азербайджанской Республики, г. Баку.*

Tel.: +994518928144. E-mail: lyuba.nauchnaya@yandex.ru.

Симптоматичне лікування гострого болю^{1,2,3,*}

Дексалгін®

декскетпрофену трометамол



ШВИДКА^{3,4,5} та ЕФЕКТИВНА^{1,6,7,8,9,10} знеболювальна дія



ПАНАЦЕЯ ПРЕПАРАТ РОКУ 2020¹²



Інформація про рецептурний лікарський засіб для професійної діяльності спеціалістів в галузі охорони здоров'я. Фармакотерапевтична група: нестероїдні протизапальні та протиревматичні засоби. Код АТХ M01A E17.

ДЕКСАЛГІН®. Склад: 1 таблетка, вкрита плівковою оболонкою, містить декскетпрофену трометамолу 36,9 мг, що еквівалентно декскетпрофену 25 мг. **Лікарська форма.** Таблетки, вкрита плівковою оболонкою. **Показання.** Симптоматична терапія болю від легкого до помірного ступеня, наприклад, м'язово-скелетний біль, болючі менструації (дисменорея), зубний біль. **Протипоказання.** Підвищена чутливість до декскетпрофену, будь-якого іншого нестероїдного протизапального засобу (НПЗЗ) або до допоміжних речовин препарату. Помірне або тяжке порушення функції нирок (кліренс креатиніну ≤ 59 мл/хв). Тяжке порушення функції печінки (10-15 балів за шкалою Чайлда-П'ю), та інші. **Спосіб застосування та дози.** Дорослі. Рекомендована доза становить 12,5 мг (1/2 таблетки, вкрита плівковою оболонкою) кожні 4-6 годин або 25 мг (1 таблетка, вкрита плівковою оболонкою) кожні 8 годин. Добова доза не повинна перевищувати 75 мг. Небажані дії препарату можна звести до мінімуму шляхом застосування мінімально ефективних доз протягом якомога коротшого проміжку часу, необхідного для усунення симптомів. Дексалгін® не передбачений для тривалої терапії; лікування триває, поки є симптоми. Дексалгін® призначений для симптоматичного лікування гострого болю середньої та високої інтенсивності у випадках, коли пероральне застосування препарату неможливе, наприклад, при післяопераційних болях, ниркових коликах та болю у попереку. **Протипоказання.** Підвищена чутливість до декскетпрофену, будь-якого іншого нестероїдного протизапального засобу (НПЗЗ) або до допоміжних речовин препарату. При порушенні функції нирок середнього або тяжкого ступеня (кліренс креатиніну ≤ 59 мл/хв). При тяжкому порушенні функції печінки (10-15 балів за шкалою Чайлда-П'ю), та інші. **Спосіб застосування та дози.** Дорослі. Рекомендована доза становить 50 мг з інтервалом 8-12 годин. При необхідності повторну дозу вводять через 6 годин. Максимальна добова доза не має перевищувати 150 мг. **ДЕКСАЛГІН® ІН'ЄКТ** призначений для короткочасного застосування, тому його слід застосовувати тільки у період гострого болю (не довше 2-х діб). Пацієнтів слід переводити на пероральне застосування анальгетиків, якщо це можливо. Побічні реакції можна скоротити за рахунок застосування найменшої ефективної дози протягом якомога коротшого часу, необхідного для покращення стану. **Побічні реакції.** Порушення з боку травного тракту спостерігалися найчастіше. Повний перелік протипоказань, побічних реакцій, а також докладну інформацію про спосіб та особливості застосування препарату можна знайти в інструкції для медичного застосування препарату Дексалгін® від 11.01.2019 №81. **Виробник.** Лабораторієс Менаріні С.А. Альфонс XII, 587, Бадалона, Барселона, 08918 Іспанія. А. Менаріні Мануфактурінг Логістікс енд Сервісес С.р.л. Біа Кампо ді Піле, 67100 Л'Аквіла (АК), Італія.

ДЕКСАЛГІН® ІН'ЄКТ. Склад: 1 мл розчину для ін'єкції містить декскетпрофену трометамолу 36,9 мг, що еквівалентно декскетпрофену 25 мг (одна ампула по 2 мл містить декскетпрофену трометамолу 73,8 мг, що еквівалентно декскетпрофену 50 мг). **Лікарська форма.** Розчин для ін'єкції. **Показання.** Симптоматичне лікування гострого болю середньої та високої інтенсивності у випадках, коли пероральне застосування препарату неможливе, наприклад, при післяопераційних болях, ниркових коликах та болю у попереку. **Протипоказання.** Підвищена чутливість до декскетпрофену, будь-якого іншого нестероїдного протизапального засобу (НПЗЗ) або до допоміжних речовин препарату. При порушенні функції нирок середнього або тяжкого ступеня (кліренс креатиніну ≤ 59 мл/хв). При тяжкому порушенні функції печінки (10-15 балів за шкалою Чайлда-П'ю), та інші. **Спосіб застосування та дози.** Дорослі. Рекомендована доза становить 50 мг з інтервалом 8-12 годин. При необхідності повторну дозу вводять через 6 годин. Максимальна добова доза не має перевищувати 150 мг. **ДЕКСАЛГІН® ІН'ЄКТ** призначений для короткочасного застосування, тому його слід застосовувати тільки у період гострого болю (не довше 2-х діб). Пацієнтів слід переводити на пероральне застосування анальгетиків, якщо це можливо. Побічні реакції можна скоротити за рахунок застосування найменшої ефективної дози протягом якомога коротшого проміжку часу, необхідного для усунення симптомів. Перед застосуванням розчинити весь вміст 1 пакета у оксиді води та добре перемішати для кращого розчинення. Отриманий розчин слід приймати відразу після розчинення. Дексалгін® саше призначений тільки для короткочасного застосування, необхідного для усунення симптомів. **Побічні реакції.** Порушення з боку травного тракту спостерігалися найчастіше. Повний перелік протипоказань, побічних реакцій, а також докладну інформацію про спосіб та особливості застосування препарату можна знайти в інструкції для медичного застосування препарату Дексалгін® саше від 04.09.2020 № 2032. **Виробник.** Лабораторієс Менаріні С.А. Альфонс XII, 587, Бадалона, Барселона, 08918 Іспанія.

ДЕКСАЛГІН® САШЕ. Склад: декскетпрофену трометамолу; 1 однодозовий пакет містить декскетпрофену трометамолу 36,90 мг, що еквівалентно декскетпрофену 25 мг. **Лікарська форма.** Гранули для орального розчину. **Показання.** Короткочасне симптоматичне лікування гострого болю від легкого до середнього ступеня тяжкості, наприклад, м'язово-скелетний біль, дисменорея та зубний біль. **Протипоказання.** Підвищена чутливість до декскетпрофену, будь-якого іншого нестероїдного протизапального засобу (НПЗЗ) або до допоміжних речовин препарату. Помірне або тяжке порушення функції нирок (кліренс креатиніну ≤ 59 мл/хв). Тяжке порушення функції печінки (10-15 балів за шкалою Чайлда-П'ю), та інші. **Спосіб застосування та дози.** Дорослі. Рекомендована доза становить 25 мг кожні 8 годин. Добова доза не повинна перевищувати 75 мг. Побічні дії можна звести до мінімуму шляхом застосування мінімально ефективної дози протягом якомога коротшого проміжку часу, необхідного для усунення симптомів. Перед застосуванням розчинити весь вміст 1 пакета у оксиді води та добре перемішати для кращого розчинення. Отриманий розчин слід приймати відразу після розчинення. Дексалгін® саше призначений тільки для короткочасного застосування, необхідного для усунення симптомів. **Побічні реакції.** Порушення з боку травного тракту спостерігалися найчастіше. Повний перелік протипоказань, побічних реакцій, а також докладну інформацію про спосіб та особливості застосування препарату можна знайти в інструкції для медичного застосування препарату Дексалгін® саше від 04.09.2020 № 2032. **Виробник.** Лабораторієс Менаріні С.А. Альфонс XII, 587, Бадалона, Барселона, 08918 Іспанія.

¹ Інструкція для медичного застосування препарату Дексалгін® від 11.01.2019 №81. ² Інструкція для медичного застосування препарату Дексалгін® саше від 04.09.2020 № 2032. ³ Інструкція для медичного застосування препарату Дексалгін® ін'єкт від 15.10.2020 №2338. ⁴ Sanchez-Sargena J, et al. Comparison of dextropropofol, tramadol and dipyrone in the treatment of renal colic. *Clin Drug Invest* 2003; 23:139-152. ⁵ Vahjanani MJ, et al. Clinical pharmacokinetics of dextropropofol. *Clin Pharmacokinet* 2001; 40:245-262. ⁶ Marengo JL, et al. A multicentre, randomised, double-blind study to compare the efficacy and tolerability of dextropropofol, tramadol versus diclofenac in the symptomatic treatment of knee osteoarthritis. *Clin Drug Invest* 2000; 19:247-256. ⁷ Metzger B, et al. Dextropropofol-tramadol and tramadol in acute lumbago. *Fortschr Med Orig* 2001; 118:147-151. ⁸ Leman P, et al. Randomised controlled trial of the onset of analgesic efficacy of dextropropofol and diclofenac in lower limb injury. *Emerg Med J* 2003; 20:511-513. ⁹ Ay, M0 et al. Comparison of the Analgesic Efficacy of Dextropropofol, Tramadol and Meperidine HCl in the Relief of Renal Colic. *American Journal of Therapeutics* 2013, May 9, 1-8. ¹⁰ Karaman Y, et al. Efficacy of Dextropropofol, tramadol for acute postoperative pain relief after ENT surgery: a comparison with paracetamol and metamizole. *Nobel Medicus*, 2010, 6(2), 47-52. ¹¹ Дексалгін® та Дексалгін® ін'єкт є першими лікарськими засобами в Україні, що були зареєстровані у 2004 та 2005 рр відповідно та мають діючу речовину «декскетпрофен» (Market research system «Pharmstandart», ТОВ «Моріон», 2003-2020, Year 2003-2020, M01A market). ¹² <http://panacea.ua/> **Показання:** Симптоматичне лікування гострого болю від легкого до середнього ступеня (Дексалгін® та Дексалгін® саше) до болю середньої та високої (Дексалгін® ін'єкт) інтенсивності. ****** Пацієнтам особливої групи (літнього віку, при порушеннях функцій печінки легкого та помірного ступеня тяжкості, при порушеннях функцій нирок легкого ступеня тяжкості) дозу препарату слід підбирати індивідуально. Додаткова інформація в інструкції для медичного застосування препаратів Дексалгін® від 11.01.2019 №81, Дексалгін® ін'єкт від 15.10.2020 №2338, Дексалгін® саше від 04.09.2020 № 2032. Дексалгін® не передбачений для тривалої терапії; лікування триває, поки є симптоми. Дексалгін® ін'єкт призначений для симптоматичного лікування гострого болю середньої та високої інтенсивності у випадках, коли пероральне застосування препарату неможливе. Дексалгін® ін'єкт призначений для короткочасного застосування, тому його слід застосовувати тільки у період гострого болю (не довше 2-х діб). Пацієнтів слід переводити на пероральне застосування анальгетиків, якщо це можливо. Дексалгін® САШЕ призначений тільки для короткочасного застосування, необхідного для усунення симптомів.



Представництво «Берлін-Хемі/А.Менаріні Україна ТмДХ»
Адреса: м.Київ, вул. Березняківська, 29,
тел.: (044) 354-1717, факс: (044) 354-1718



ІА_Дек_33_2020_V1_Рекла Заліценське дозв. № 16.12.2020.

НОВИНКА



ЧУТЛИВІСТЬ ЗУБІВ? ПРОБЛЕМИ З ЯСНАМИ?



На **63%**
КРАЩЕ УСУНЕННЯ
ЧУТЛИВОСТІ ЗУБІВ*¹

Тривале поліпшення стану
і полегшення чутливості

до **24** тижнів^{†2}



На **40%**
покращення
здоров'я ясен^{‡3}



Спеціально розроблена зубна паста з **подвійною дією**.
Клінічно доведене зниження чутливості зубів та покращення здоров'я ясен.*¹

*Відсоткове поліпшення індексу Шиффа у порівнянні із зубною пастою з фтором через 8 тижнів, досліджуваною зубною пастою з з фторидом олова 0,454% та контрольною зубною пастою з фтором. Різниця для тактильного порогу для досліджуваної зубної пасту у порівнянні з зубною пастою з фтором склала 7,5 г через 4 тижні та 27,2 г через 8 тижнів.

[†]Дослідження, проведене за допомогою зубної пасту з фторидом олова 0,454 %; вимірювання індексу Шиффа та анкети DHEQ.

[‡]Відсоткове поліпшення індексу кровоточивості через 24 тижні у порівнянні з досліджуваною зубною пастою з з фторидом олова 0,454% та контрольною зубною пастою з фтором. Дослідження також показало покращення модифікованого гінгівального індексу на 19% за допомогою досліджуваної зубної пасту у порівнянні з контрольною зубною пастою на тижні 24. Ці вимірювання свідчать про поліпшення здоров'я ясен.

Посилання: 1. Parkinson CR et al. Am J Dent 2015; 28:190–196. 2. GSK data on file 204930. April 2017. 3. RH01515. Clinical study report, GSK data on file.

Імпортер та уповноважена організація в Україні: ТОВ «ГлаксоСмітКлайн Хелскер Юкрейн Т.О.В.», 02152, м. Київ, проспект Павла Тичини, 1-В. Торгові марки належать або використовуються за ліцензією групою компаній GSK. ©2020 група компаній GSK або їх ліцензіар.

Інформаційний матеріал: № PM-UA-SENSO-20-00009. Дата виготовлення матеріалу: лютий 2020р.