



DOI: 10.6084/m9.figshare.14761098

LCC - № № RD32-33.9

## МОДЕЛЬ КОРЕКЦІЇ ПРИКУСУ ЗА ДОПОМОГОЮ ВЕСТИБУЛЯРНИХ БРЕКЕТІВ

Савенок Б.Ю.<sup>1</sup>, Лебедєв О.В.<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

**Corresponding author:** Савенок Богдан Юрійович, бакалавр. Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», 03056, м. Київ, вул. Янгеля, 16/2  
E-mail: Savenok.Bohdan@lil.kpi.ua

**Abstract.** Modern orthodontic care is becoming available to a wider population. Today, the tools used by doctors in their work allow you to design orthodontic surgery and predict its consequences. Improving design and forecasting technologies is a key goal of the latest developments in this field of medicine. This work is based on the comparison of models of multilayer bone structures of the oral cavity and single-layer. This comparison will make it possible to assess the difference between the results of these models and the effectiveness of each of them. The aim of this work is to obtain a comparative model of the effectiveness of occlusion correction using vestibular braces, which will evaluate the application of multilayer and single-layer models in the design of

orthodontic interventions. It is known that some designs allow you to solve only one problem - to move the teeth in only one specific direction; they can be called single-purpose. Other devices are more or less versatile and can be used to move teeth and change the shape of the jaw bones in different directions - they belong to the group of multi-purpose. Computer modeling makes it possible to see the stress distribution taking into account the anatomy and the corresponding devices allows you to better understand orthodontic biomechanics, allow you to more accurately describe the anatomy of the teeth. Although the associated transmission of force through the dentition during orthodontic treatment is often statically uncertain, these systems can be addressed by incorporating

the principles of solid mechanics. Before installing braces, it is necessary to diagnose the patient to identify pathologies and establish the clinical picture. Diagnosis of CPCT (cone-beam computed tomography) is in high demand due to the speed of research and the low level of radiation exposure. CT in orthodontic diagnostics has a number of advantages: it reduces the time spent, the number of scans, the radiation dose and the cost of diagnosis. Blue Sky Plan and Orthodontics software were used to model the braces. To simulate the mechanical process of wearing braces, the files of teeth, jaws and braces were imported into the SolidWorks software environment. The multilayer model considers the mechanical properties of enamel, cancellous bone, dentin, pulp, periodontium and stainless steel. The single-layer model used a material with averaged properties. The result of this study is a demonstration of displacement and deformation of models after the interaction of elements. The multilayer model gives more accurate results.

**Анотація.** Сучасна ортодонтична допомога стає доступною для все більш широкого кола населення. Нині інструменти, які використовують лікарі у своїй роботі, дозволяють спроектувати ортодонтичне втручання та зробити прогноз його наслідків. Вдосконалення технологій проектування та прогнозування є ключовою метою новітніх впроваджень у цій галузі медицини. Дана робота базується на порівнянні моделей багатошарових кісткових структур ротової

порожнини та одношарових. Таке порівняння дасть можливість оцінити різницю результатів цих моделей та ефективність кожної з них. Метою роботи є отримання порівняльної моделі ефективності корекції прикусу за допомогою вестибулярних брекетів, що дозволить оцінити застосування багатошарової та одношарової моделей у проектування ортодонтичних втручання. Відомо, що деякі конструкції дозволяють вирішувати тільки одну задачу – переміщати зуби тільки в одному певному напрямку; їх можна назвати одноцільовими. Інші апарати мають більшу чи меншу універсальність і з їх допомогою можна переміщати зуби і змінювати форму щелепних кісток в різних напрямках – вони відносяться до групи багатоцільових. Комп'ютерне моделювання дає можливість побачити розподіл напруги з урахуванням анатомії і відповідних пристосувань дозволяє краще зрозуміти ортодонтичну біомеханіку, дозволяють більш точно описувати анатомію зубів. Хоча пов'язана з цим передача сили через зубний ряд під час ортодонтичного лікування часто є статично невизначеною, ці системи можуть бути вирішені шляхом включення принципів механіки твердого тіла. Перед встановленням брекетів необхідно провести діагностику пацієнта для виявлення патологій та встановлення клінічної картини. Широкого попиту набула діагностика КПКТ (конусно-променева комп'ютерна томографія) завдяки

швидкості проведення досліджень та низькому рівню дози опромінення при експозиції. КТ у ортодонтичній діагностиці має низку переваг: зменшує витрати часу, кількість сканувань, дозу опромінення та вартість діагностики. Для моделювання брекетів застосовувалось програмне забезпечення Blue Sky Plan та Orthodontics. Для моделювання механічного процесу носіння брекетів файли зубів, щелепи та брекетів були імпортовані у програмне середовище SolidWorks. У багатошаровій моделі враховано механічні властивості емалі, губчатої кістки, дентину, пульпи, періодонту та нержавіючої сталі. В одношаровій моделі

використовувався матеріал із усередненими властивостями. Результатом данного дослідження є демонстрація зміщення та деформації моделей після взаємодії елементів. Багатошарова модель дає точніші результати.

**Ключові слова:** вестибулярні брекети, прикус, зуби, цефалометрія, КПКТ, TRG.

**Keywords:** vestibular braces, occlusion, teeth, cephalometry, CBCT, TRG.

**Section:** Biomechanics

**Introduction.** Брекет є головною складовою частиною незнімного ортодонтичного апарату. Він виглядає як дуже маленький замочок, встановлюється на зовнішню або внутрішню частину зубів, а в його завдання входить утримання ортодонтической дуги.

До брекетів дуга кріпиться за допомогою гумових або металевих кілець, які називаються лігатурами. Також існують безлігатурні або саморегулюючі системи, в яких дуга кріпиться стаціонарними фіксаторами. Брекети діляться на два види: вестибулярні і лінгвальні.

Вестибулярні брекети – це зовнішні конструкції, які кріпляться до передньої поверхні зубів. Вони розрізняються по виду матеріалів, з яких виготовлені.



Рис. 1. Вестибулярні брекети

Лінгвальні брекети кріпляться на внутрішню частину зубів, і тому з боку практично непомітні. Такі системи часто вибирають дорослі пацієнти, чия робота пов'язана зі спілкуванням. Заховані елементи системи дозволяють вільно посміхатися, їсти в людних місцях, не боячись, що частинки їжі застрягнуть в конструкції.



Рис. 2. Лінгвальні брекети кріпляться на внутрішню частину зубів, і тому практично непомітні.

**Objective.** Щоб визначити етіологію порушення прикусу, слід оцінити структурний патерн пацієнта і вище розміщені м'які тканини. Це допоможе визначити анатомічні обмеження будь-якого запропонованого лікування. Крім того, ключова мета всього ортодонтичного лікування – домогтися естетичного вигляду посмішки та позбавити пацієнта дискомфорту. Хороша посмішка – це не тільки рівні зубні ряди і хороший прикус. Необхідно враховувати співвідношення зубних рядів і губ, а оцінка естетичності посмішки повинна бути частиною будь-якого ортодонтичного обстеження. Ключем до екстранормального дослідження є знання нормальних пропорцій обличчя і здатність виявляти відхилення від цих пропорцій. Екстраоральне обстеження пацієнта проводять: анфас

(оцінка в вертикальній і поперечній площинах) в профіль (оцінка в передньозадній і вертикальній площинах). Повинні бути також проведені оцінка естетики посмішки, м'яких тканин (губи і язик) і обстеження скронево-нижньощелепного суглобу. З додаткових методів обстеження ортодонтічних хворих найбільш широко використовуються рентгенологічні методи. Вони застосовуються для уточнення, а нерідко і для постановки діагнозу, визначення плану і прогнозу лікування зубощелепних аномалій, спостереження за процесами, що відбуваються змін в тканинах пародонта в динаміці, здійснення контролю за стабілізацією досягнутого результату [1, 2].

**Materials and methods.** Для вирішення поставлених завдань в конкретному випадку важливо правильно вибрати метод рентгенологічного дослідження з урахуванням його можливостей, переваг і недоліків.

Внутрішньоротова рентгенографія – метод обстеження застосовується для вивчення певної ділянки зубного ряду і щелепної кістки з метою уточнення: аномалій кількості зубів – адентії або сверхкомплектних і їх локалізації в кістки по відношенню до коріння зубів поруч; ретенції зубів і їх положення; ступеня формування коронок і коренів зубів; показань до пластики вуздечки верхньої губи, якщо її волокна вплітаються в серединний піднебінний шов і перешкоджає усуненню діастеми.

Панорамна рентгенографія дозволяє отримувати зображення зубних, альвеолярних і базальних дуг верхньої і нижньої щелепи, верхньощелепних пазух, елементів скронево-нижньощелепних суглобів.



Рис.3. Ортопантомограма, зображення збільшено в 1,8 – 2 рази.

На ортопантомограмі вимірюють лінійні і кутові величини, що характеризують співвідношення окремих частин. Вивчення ортопантомограм має велике значення при плануванні ортодонтічного або комплексного лікування хворих з аномаліями зубощелепної системи [2].

Перш за все перед встановленням брекетів або проведенням будь-яких інших стоматологічних втручань проводиться діагностика. Нині широкого попиту набула діагностика

КПКТ (конусно-променева комп'ютерна томографія) завдяки швидкості проведення досліджень та низькому рівню дози опромінення при експозиції.

Для проведення діагностики пацієнтів ортоданти України зазвичай використовують двовимірні знімки (телерентгенограми у латеральній та фронтальній проекціях, а також ортопантомограму), значно рідше у даному напрямленні застосовується КТ.

Проте застосування КТ у ортодонтичній діагностиці має низку переваг: це зменшує витрати часу, кількість сканувань, дозу опромінення та вартість діагностики. Для розгляду найповнішої клінічної картини із двовимірними знімками необхідно провести декілька процесів рентгенологічних досліджень, сумарна доза опромінення від яких виявляється вищою, ніж від проведення КПКТ (особливо на найсучасніших апаратах). Також, якість знімку може бути зіпсована нерівним встановленням пацієнта у апараті, але КТ – це тривимірне зображення із набору окремих знімків, структури на зображенні не накладаються, як при рентгенограмах.



Рис. 4. ТРГ у латеральній проекції створена із КПКТ пацієнта у програмному середовищі Planmeca Viewer за допомогою віртуального цефалостату. Зображення відцентровано та відкореговано для збереження симетрії структур та їх максимальної деталізації.

Моделювання кісток полягало у сегментації в програмному середовищі 3D Slicer.

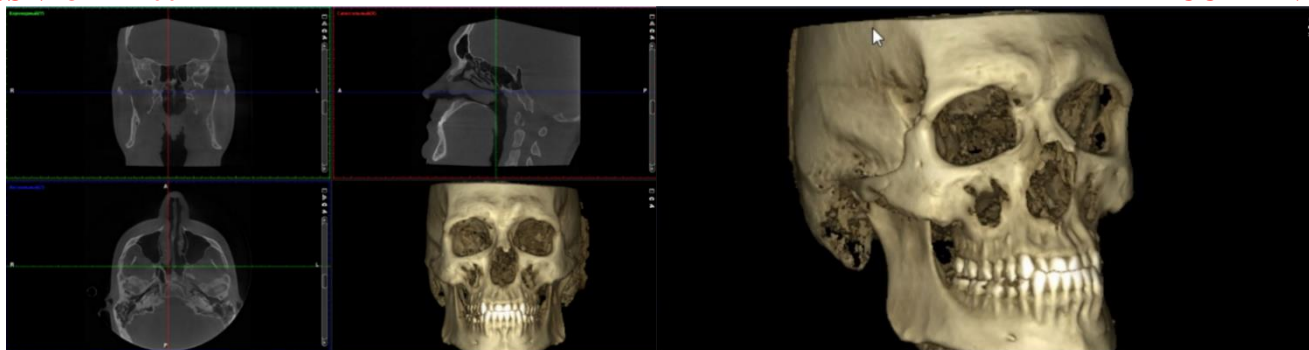


Рис. 5. Попередня побудова моделі у програмному забезпеченні Planmeca Viewer

Для даної роботи створюється дві моделі зубного ряду: одношарова (яка використовується в сучасному програмному забезпеченні ортодонів) та багатошарова. Ці шари моделюються окремо і при проведенні симуляції кожному компоненту буде надано власні фізичні характеристики, що дозволить точніше відтворити механічний процес, який відбувається під час носіння брекетів. Для одношарової моделі обрано середні фізичні характеристики із джерел.

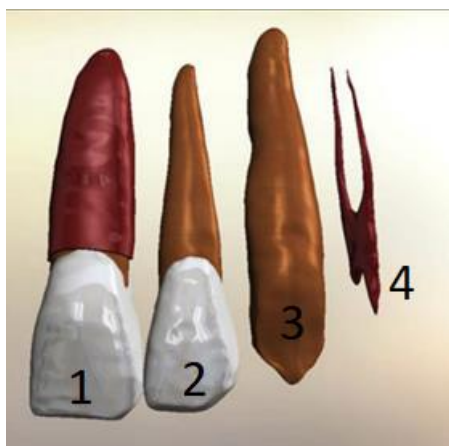


Рис. 6. Модель зуба із окремими шарами, де 1) повна збірка лівого бічного різця з усіма шарами (верхній шар – періодонт), 2) лівий бічний різець без періодонту, 3) дентин, 4) пульпа.

Для моделювання брекетів застосовувалось програмне забезпечення Blue Sky Plan. Програмний пакет Orthodontics дозволяє створити модель розміщення різних ортодонтичних засобів та змодельовати ортодонтичне втручання.

Для побудови брекетів на зубах необхідно імпортувати модель зубного ряду в програмне середовище та маркувати зуби для їх розпізнавання програмою.



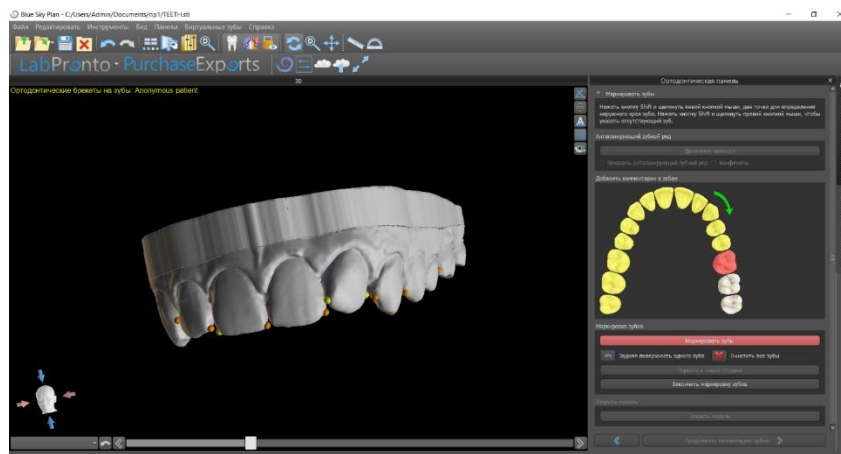


Рис. 7. Маркування країв зубів верхньої щелепи

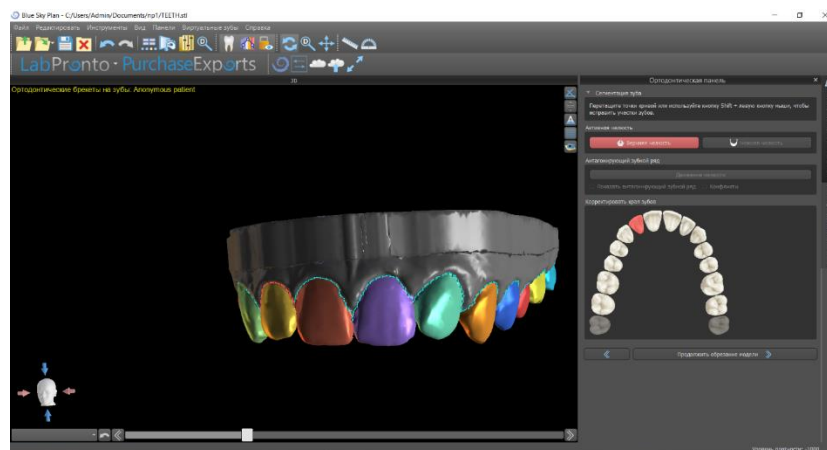


Рис.8. Маркування коронок

Далі модель обрізається перед встановленням брекетів.

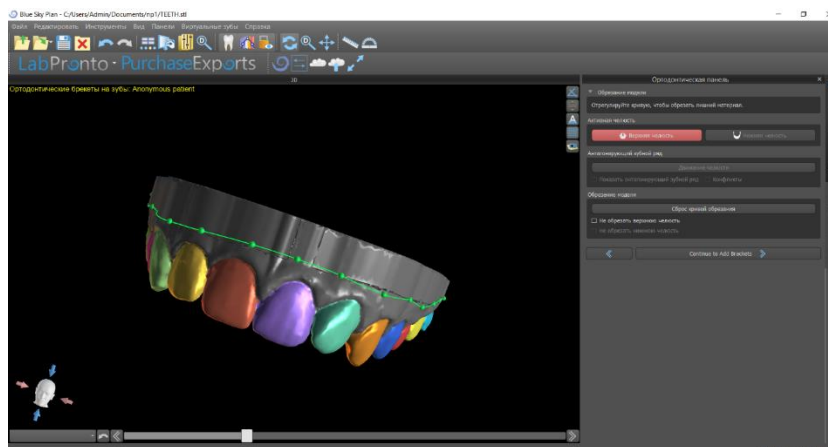


Рис. 9. Обрізання моделі



Потім згідно за отриманою клінічною картиною обираємо систему розміщення брекетів MBT із запропонованої бібліотеки.

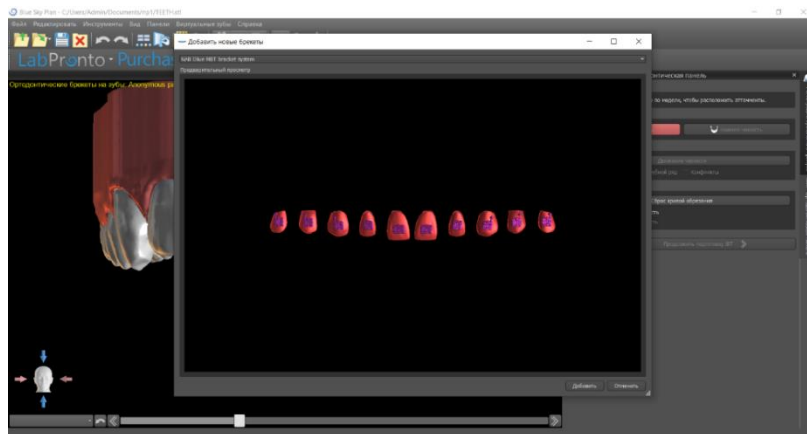


Рис. 10. Вибір брекетів

В подальшому було розміщено брекети на частині зубного ряду (при симуляції весь ряд не буде використовуватись).

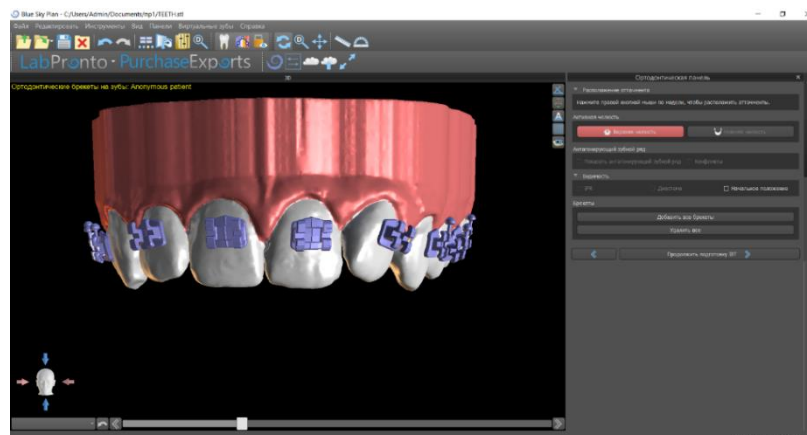


Рис. 11. Розміщення брекетів

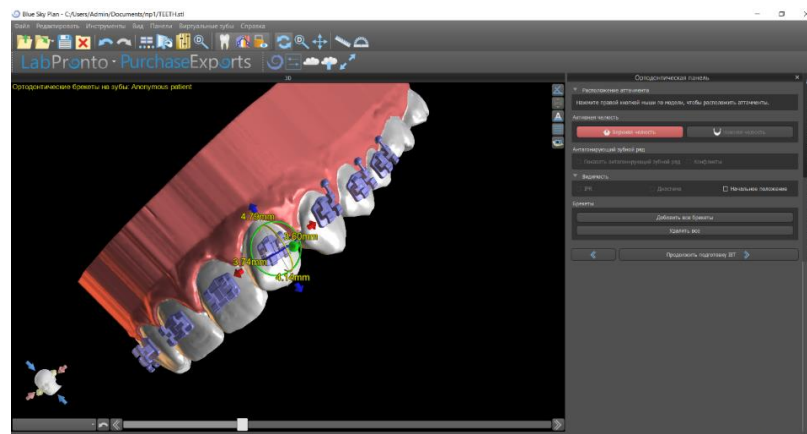


Рис. 12. Корекція позиціонування

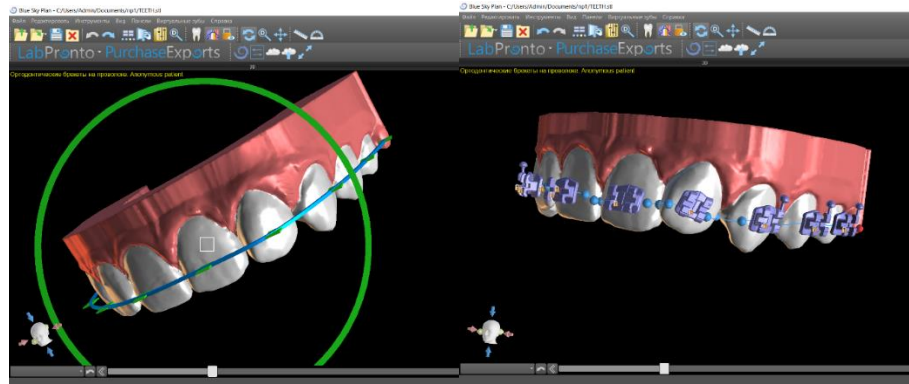


Рис. 13. Розмітка кривої під ортодонтичну дугу

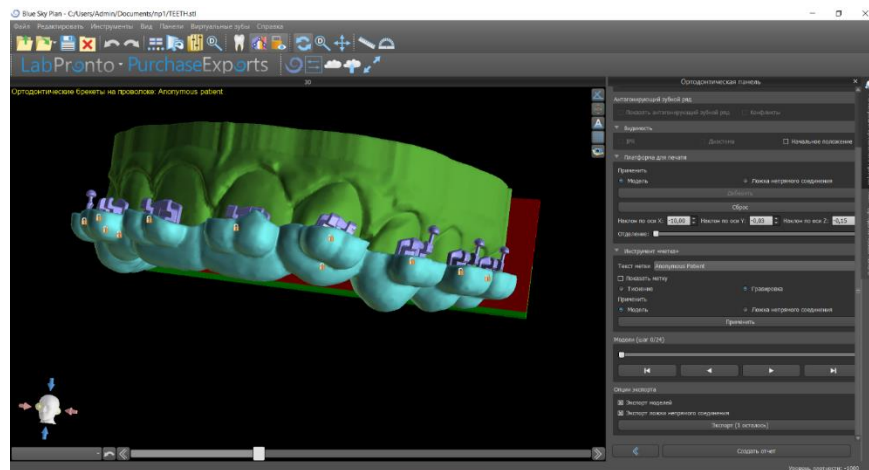


Рис. 14. Позиційна капа

Для подальшого позиціонування системи брекетів на пацієнті програма створює спеціальну капу.

Для моделювання механічного процесу носіння брекетів файли зубів, щелепи та брекетів були імпортовані у програмне середовище SolidWorks.

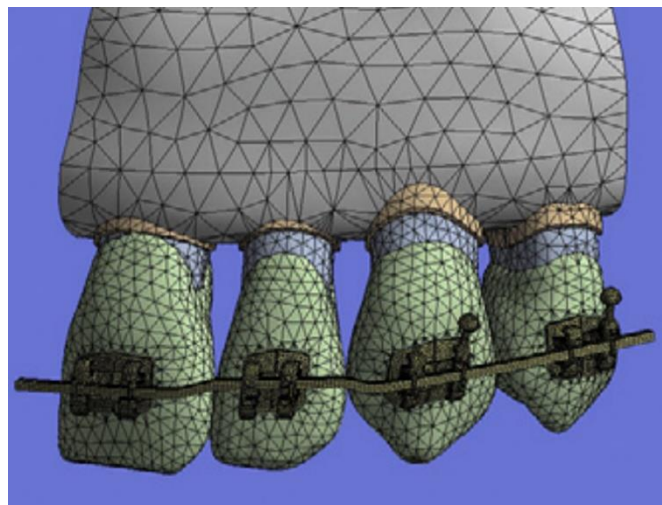


Рис. 15. Імпортована збірка моделей

Кожній моделі були присвоєні фізичні характеристики, що наведені у таблиці 2.2 [3, 4].

Таблиця 1

Фізичні характеристики матеріалів

	Коефіцієнт Пуассона	Модуль Юнга (Па)
Емаль	0,41	8,00E + 10
Дентин	0,31	1,80E + 10
Пульпа	0,3	1,75E + 08
Періодонт	0,3	1,75E + 09
Кортикальна кістка	0,31	1,37E + 10
Губчаста кістка	0,3	1,37E + 09
Нержавіюча сталь	0,3	2,00E + 11
Зуб (усереднене значення)	0,322	1,273E + 11

Після того, як було виконано імпорт моделей у програмне середовище та надано фізичні характеристики, стає можливим проведення механічного дослідження.

При симуляції у зоні контакту було помічено наступні відмінності розподілу навантаження:

- одношаровій моделі дріт більше навантажує бічний різець;
- у багатошаровій моделі високі навантаження спостерігаються в центральному різці і брекетах кліків.

Таблиця 2

Сили реакції брекет-дріт (Н)

Модель	Центральний різець	Бічний різець	Клик
Одношарова	19,1	21,9	19,9
Багатошарова	40,1	0	18,8

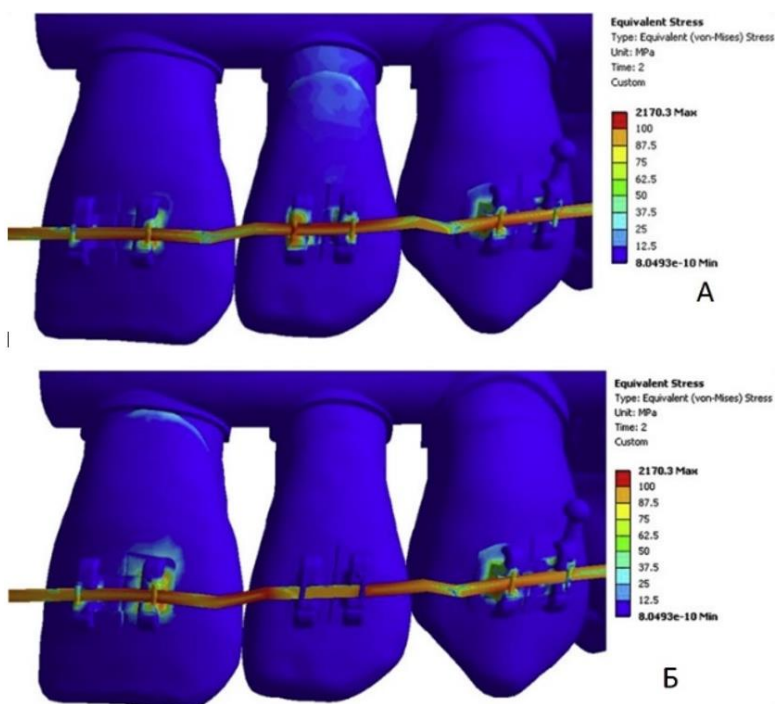


Рис. 16. Еквівалентна напруга за Мезісом на контакті дроту та бреккетів: А – у моделі одношаровій, Б – у багатошаровій моделі

Результатом даного дослідження є демонстрація зміщення та деформації моделей після взаємодії елементів.

Таблиця 23

Порівняння напруги в альвеолярній кістці

Показник	Модель	
	Одношарова	Багатошарова
Мінімальне еквівалентне напруження за Мезісом (МПа)	0,2	0
Максимальне еквівалентне напруження за Мезісом (МПа)	9,89	6,87
Мінімальна напруга на розтяг (МПа)	-1,64	-1,31
Максимальна напруга на розтяг (МПа)	10,94	7,35
Мінімальне стискаюче напруження (МПа)	-9,48	-7,25
Максимальне тискаюче напруження (МПа)	1,66	1,16

Розподіл напруги у кістці був різним в двох моделях. Модель одношарова показала стискуючу напруга (1 МПа – 2 МПа), рівномірно розподілену по щічній кортикальній кістці по всім 4 зубам, але багатошарова модель показала розтяжне напруження в щічній кістці в області центрального різця й ікла. В обох моделях стискуюче напруження концентрувалось на щічній стороні біля бокового різця, при цьому показники для одношарової моделі були на 19% вище. Напруги розтягнення, зосереджені в язичному альвеолярном гребені бокового різця, були на 40% більше в одношаровій моделі, ніж в багатошаровій. В результаті показники стресу за Мезісом були на 47% вищими для одношарової моделі.

Результати симуляції багатошарової моделі показали значні відмінності від моделі одношарової. По-перше, загальне зміщення було на 28% менше при багатошаровій структурі (0,031 мм, а в одношаровій – 0,024 мм). Центральний різець, бічний різець і ікло – зміщені далі в лицьову сторону в одношаровій моделі. У багатошаровій моделі бічний різець також знаходився трохи дистально, можливо, тому, що скоба була трохи дистальніше центру опору. Однак центри обертання бокового різця у двох моделей розрізнялися. Центр обертання багатошарової моделі переміщався апікально в порівнянні з одношаровою.

**Conclusions.** Одержано дві моделі взаємодії вестибулярних брекетів та зубів пацієнта, а також прогнозовано результати цієї взаємодії для кожної з них. Одношарова модель простіша та дає похибку моделювання на 19 – 40% більше, ніж багатошарова модель.

**Disclaimers:** The author declares that they have no financial or personal relationships that may have inappropriately influenced them in writing this article.

**Conflict of interest statement:** The authors state that there are no conflicts of interest regarding the publication of this article.

**ORCID:** 0000-0002-8692-6677 Alexei V. Lebedev

## REFERENCES:

1. Куцевляк, В., Самсонов і А. Скляр, С., 2005. 5. *Ортодонтия: Учебное пособие для студентов стоматологического факультета, врачей-интернов*. Харьков: ХГМУ.
2. Бетельман, А., Позднякова, А., Мухина и А. Александрова, Ю., 1965. *Ортопедическая стоматология детского возраста*. К.: Здоров'я.
3. Jones, M., Hickman, J., Middleton, J., Knox, J. and Volp, C., 2001. A Validated Finite Element Method Study of Orthodontic Tooth Movement in the Human Subject. *Journal of Orthodontics*, 28(1), pp.29-38.
4. Bourauel, C., Freudenreich, D., Vollmer, D., Kobe, D., Drescher, D. and Jäger, A., 1999. Simulation of orthodontic tooth movements. *Journal of Orofacial Orthopedics / Fortschritte der Kieferorthopädie*, 60(2), pp.136-151.

PLAGIARISM REPORT: