

**ВИЗНАЧЕННЯ ВЕЛИЧИНИ ТА ОСОБЛИВОСТЕЙ РОЗПОДІЛУ  
СИЛИ ПРИКУСУ ПРИ РІЗНИХ ВАРІАНТАХ ОКЛЮЗІЇ ІЗ  
ВИКОРИСТАННЯМ ВИМІРЮВАЛЬНИХ ПЛІВОК FUJI PRESCALE  
ТА СИСТЕМИ TEKSCAN.**

Маланчук В.О.<sup>1</sup>, Копчак А.В.<sup>1</sup>, Крищук М.Г.<sup>2</sup>, Лазарев І.А.<sup>3</sup>,

Єщенко В.А.<sup>2</sup>, Лисейко Н.В.<sup>4</sup>.

*<sup>1</sup>Національний медичний університет імені О.О.Богомольця, кафедра  
хірургічної стоматології та щелепно-лицевої хірургії.*

*<sup>2</sup>Національний технічний університет України «Київський політехнічний  
інститут», кафедра динаміки, міцності машин і опору матеріалів.*

*<sup>3</sup>Інститут травматології та ортопедії НАМН України, лабораторія  
біомеханіки*

*<sup>4</sup>Національний медичний університет імені О.О.Богомольця, кафедра  
ортопедичної стоматології*

Сучасна стоматологія та щелепно-лицева хірургія для лікування різноманітних захворювань широко використовує імплантацію штучних конструкцій та матеріалів. При проведенні остеосинтезу, реконструктивно-відновних втручань, дентальній імплантації та протезуванні зубів метою і наслідком лікування є створення складної біомеханічної системи, що за своїми структурними і фізико-механічними характеристиками відрізняється від інтактних анатомічних утворень. Здатність цієї системи адекватно сприймати і перерозподіляти функціональні навантаження в процесі жування і мови є одним з головних чинників, що визначають ефективність лікування в цілому.

Відомо, що сила змикання зубів в різних фазах жувального циклу є різною, крім того, вона значно відрізняється у різних осіб залежно від низки місцевих та загальних чинників [1, 5]. Дослідження авторів свідчать, що сила прикусу здорової людини з інтактними зубними рядами і пародонтом може коливатися від 100 до 1500 Н і вище [4, 8, 15]. Її величина залежить від особливостей анатомічної будови нижньої щелепи і жувальних м'язів, співвідношення швидких та повільних волокон в м'язах, ступеня їх втоми,

стану зубів і пародонту, наявності протетичних конструкцій та їх біомеханічних характеристик, структурно-функціонального стану кісткової тканини щелеп, особливостей конституції та характеристик жувального стереотипу людини, її віку, статі, психоемоційного стану [9, 10, 12, 14].

Сила прикусу розподіляється нерівномірно по поверхні контакту зубів верхньої і нижньої щелепи. Сила в ділянці молярів при вольовому стисненні зубів виявляється вищою, що пов'язано із особливостями функціональної анатомії нижньої щелепи, яка представляє собою важіль третього роду з точкою опори на ділянці скронево-нижньощелепних суглобів (СНЩС) [2,3]. Максимальна сила, що розвивається при відкушуванні їжі фронтальною групою зубів, становить 200-400 Н. Водночас на ділянці молярів і премолярів вона сягає 600-800Н [5, 8]. Оскільки площа контакту зубів при різних варіантах оклюзії є відносно невеликою, тиск, що виникає на поверхні зубів, є значним і за даними Argan M.(1984) може перевищувати 20МПа [6].

При травматичних ушкодженнях, дефектах і деформаціях щелеп, дисфункціональних станах, захворюваннях зубів та пародонту функціональні характеристики зубо-щелепної системи змінюються кількісно і якісно. Величина сили прикусу та характер її розподілу при цьому можуть суттєво відрізнитися від усереднених нормальних значень. Визначення оптимальних з біомеханічної точки зору методів лікування має базуватися на визначенні індивідуальної величини жувальних навантажень і характеру їх розподілу, притаманних пацієнту.

Водночас при вивченні сили прикусу *in vivo* існують певні проблеми, пов'язані з тим, що вибір методу дослідження та особливості його застосування здатні суттєво впливати на величину показника, що вимірюється [5, 11]. Так, використання традиційних гнатодинамометрів не дозволяє точно відтворити типові для даного індивіда особливості контакту зубів при різних типах оклюзії. Ці пристрої доволі громіздкі та мають суттєві обмеження до застосування у пацієнтів з патологією зубо-щелепної системи,

особливо коли нормальна анатомія зубних рядів і щелеп спотворена внаслідок перенесених операцій і травм.

Останнім часом значний інтерес науковців та клініцистів привертає можливість застосування високоточних вимірювальних пристроїв, що мають невеликі розміри, зокрема виконаних у вигляді тонких плівок. Відомі роботи по дослідженню контактних тисків в зубощелепній системі із застосуванням п'єзоелектричних кристалів, п'єзоелектричних та сенсорних плівок, тензодатчиків, тощо [2, 7, 11].

Серед найбільш перспективних сучасних систем, що можуть бути застосовані для дослідження сил та тисків, що виникають при змиканні зубів - сенсорний датчик Tekscan та вимірювальні плівки Fuji Prescale [7, 11]. Точність, інформативність та особливості цих методів в клінічній практиці потребують ґрунтовного вивчення, ґрунтованого на порівняльному аналізі результатів, отриманих при їх використанні.

Метою дослідження було вивчити особливості розподілу і величину контактних тисків, що виникають на поверхні зубів при різних варіантах оклюзії із використанням діагностичного пристрою Tekscan та вимірювальних плівок Fuji Prescale, а також порівняти ефективність цих методів.

**Матеріали і методи.** Дослідження виконано у 5 здорових добровольців віком від 24 до 33 років з нормально-сформованим лицевим черепом, інтактними зубними рядами, без клінічних ознак м'язово-суглобової дисфункції СНЩС. Величину і характер розподілу контактних тисків на поверхні зубів визначали в стані центральної, бокової та передньої оклюзії при вольовому стисненні зубів. Дослідження проводили за однакових умов навантаження з використанням пристрою Tekscan Occlusal Diagnostic System (Tekscan Inc., США) у 3 осіб та вимірювальних плівок Fuji Prescale Pressure Measuring System (Fuji Photo Film Co., Ltd., Японія) у всіх пацієнтів.

В першому випадку пацієнта просили з максимальним зусиллям прикусити сенсорну пластину пристрою Tekscan товщиною 0,3 мм, виконану

в формі зубної дуги пацієнта (рис.1). Сигнал з тензодатчика передавався на процесор персонального комп'ютера, де він оброблявся в програмному середовищі Tekscan III (версія 6.01T). Програма представляла дані про розподіл контактних тисків у вигляді тривимірної стовбчастої діаграми, що змінювалася в режимі реального часу, відображаючи послідовність виникнення оклюзійних контактів на окремих ділянках зубного ряду. Навантаження, що припадало на кожен зуб, виражалось в відсотках відносно максимальної сили стискання зубів. На окремих графіках фіксувався час оклюзійного контакту та розподіл навантажень між правою і лівою половинами нижньої щелепи.



Рис.1.Вимірювання контактних тисків, що виникають при змиканні зубів за допомогою пристрою Tekscan

Вивчення величини і розподілу навантажень з використанням вимірювальних плівок Fuji Prescale базувалась на аналізі інтенсивності забарвлення відбитків, отриманих при змиканні зубів. Принцип методу полягав в наступному. Вимірювальна плівка містить мікрокапсули з барвником, які під дією зовнішнього тиску руйнуються. Реакція, що проходить в наступному, призводить до утворення стійкого червоного забарвлення в місці контакту. Інтенсивність забарвлення, що змінюється в діапазоні від блідо-рожевого до яскраво-червоного, є пропорційною величині прикладеного тиску. Для точного визначення цієї величини інтенсивність

забарвлення порівнювали з калібрувальним шаблоном, враховуючи температуру і вологість, що відповідали умовам проведення дослідів. Для дослідження використовували плівку типу MS, що працює в діапазоні 10-50МПа. Нормативна похибка вимірювання при цьому не перевищувала 10%.

Отримані на вимірювальній плівці відбитки було оцифровано за допомогою сканера з роздільною здатністю 300 точок на дюйм і переведено для подальшого дослідження в розроблену нами комп'ютерну програму, яка дозволяє проводити обробку графічних зображень контактних тисків, зареєстрованих *in vivo*, відповідно до відомого діапазону градієнту тисків. В програмі для кожного окремого графічного файлу номінували шкалу інтенсивності кольору в градієнтах сірого. Використовуючи масштабний коефіцієнт перетворення поля точок растрового зображення в числові дані матриць градієнтів інтенсивності, зображення розбивали на 5-10 діапазонів за щільністю забарвлення. Результати математичної обробки зображень шляхом розрахунку площі екстремальних (пікових) величин контактних тисків було представлено у вигляді дискретно ранжированих гістограм з кількісним описанням їх значень (рис.2, 3).

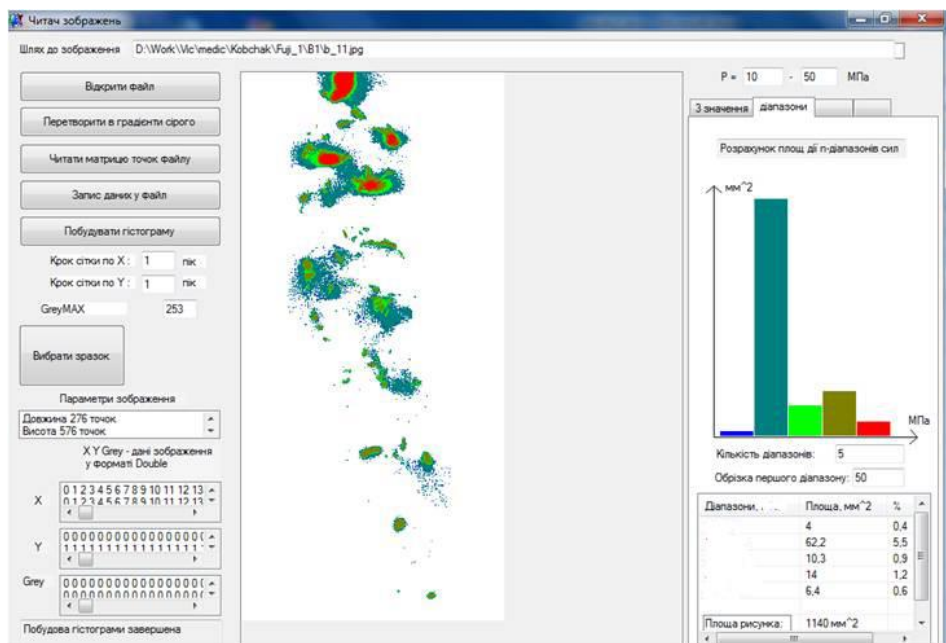


Рис.2. Математична обробка відбитків отриманих за допомогою плівок в спеціально розробленому програмному середовищі

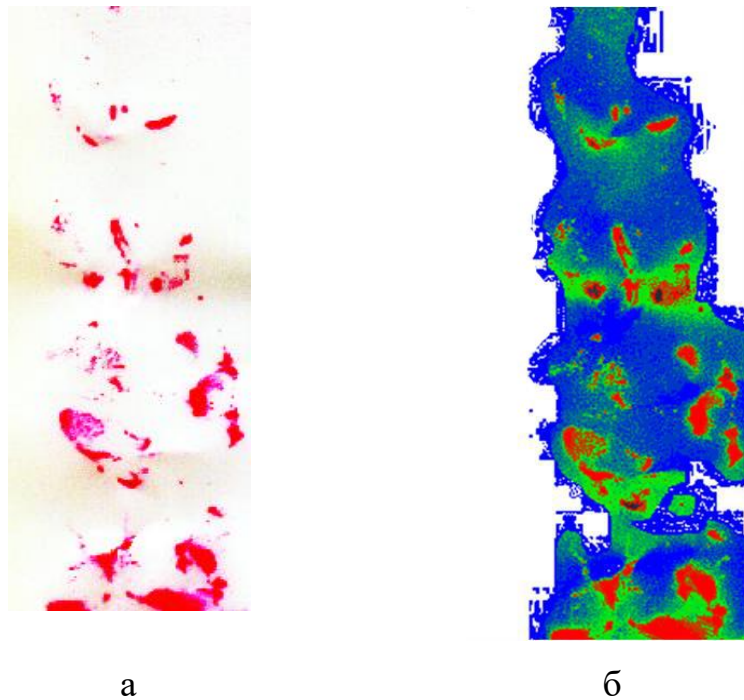


Рис.3. Відбиток контактної поверхні зубів отриманий за допомогою вимірювальних плівок в стані бокової оклюзії (а), та його графічне представлення в 5 градієнтах інтенсивності тиску (б)

Визначені величини площ контакту поверхні зубів, що відповідали певному значенню тиску, використовували для розрахунку сили прикусу шляхом інтегрування.

Відображення градієнта інтенсивності тиску за даними вимірювальної плівки представляли у тривимірних координатах. Для цього значення інтенсивності кольору точки за монохромною шкалою було пов'язано з координатами векторів  $X$  та  $Y$  на графічному зображенні, з наступним отриманням поля точок в заданій площині тривимірної декартової системи координат. Після розбиття регулярної сітки за габаритами рисунка, піки по вісі  $Z$ , що відображали величину тиску були забарвлені палітрою кольорів відповідно до їх інтенсивності (min - синій, max - червоний). Тривимірну гістограму розподілу тиску порівнювали з результатами, отриманими за допомогою системи Tekscan, в момент часу, що відповідав максимальній силі стискання зубів.

Під час стискання зубів в різних положеннях за даними електроміографічного дослідження, проведеного на чотиріканальному комплексі «Reporter», Esaotebiomedica визначали біоелектричну активність власне жувальних та скроневих м'язів. Наявність взаємозв'язків між силою скорочення жувальних м'язів та силою прикусу вивчали з використанням коефіцієнту рангової кореляції Спірмена.

**Результати та їх обговорення.** В стані центральної оклюзії при вольовому стисненні зубів амплітуда біоелектричної активності жувальних м'язів була максимальною. Навантаження зростало від появи перших контактів зубів до свого максимального значення протягом 0,09-0,2 с. Після цього величина контактних тисків підтримувались на сталому рівні (коливання в межах 1-5%) протягом 0,85-0,95с. Супраконтакти були виявлені у 2 пацієнтів. Загальний час контакту зубів в положенні центральної оклюзії становив 1,1-1,2 с.

Розподіл контактних тисків виявлявся нерівномірним. За даними пристрою Tekscan, найбільші навантаження припадали на перший і другий моляри, (від 7 до 18% загальної сили прикусу на кожен зуб). На премоляри, ікла і різці припадало від 1 до 10 %. Була виявлена також певна асиметрія в розподілі навантажень між правою і лівою стороною щелепи. У різних пацієнтів розбіжності коливались в межах від 4 до 8%, що відображало особливості індивідуального жувального стереотипу пацієнта (рис.3).

Асиметрія в розподілі жувальних навантажень відзначалась на тлі наявної асиметрії біоелектричної активності жувальних м'язів. Розбіжності у величині амплітуд електричної активності між однойменними м'язами правої і лівої сторони коливались від 4 до 28%.

При аналізі вимірювальних плівок було уточнено числові дані щодо характеру розподілу контактних тисків, визначено їх величину та загальну площу контакту зубів при вольовому стисненні м'язів. При центральній оклюзії у всіх пацієнтів виявляли наявність множинних контактів зубів, що на ділянці різців мали лінійну форму, а на ділянці іклів, премолярів і молярів

проявлялись у вигляді контактних точок або площадок різного розміру. Характеристики відбитків поверхні зубів, отримані за допомогою чутливої плівки Fuji Prescale, мали суттєві індивідуальні відмінності, що визначалось головним чином, анатомією оклюзійної поверхні зубів та силою скорочення жувальних м'язів.

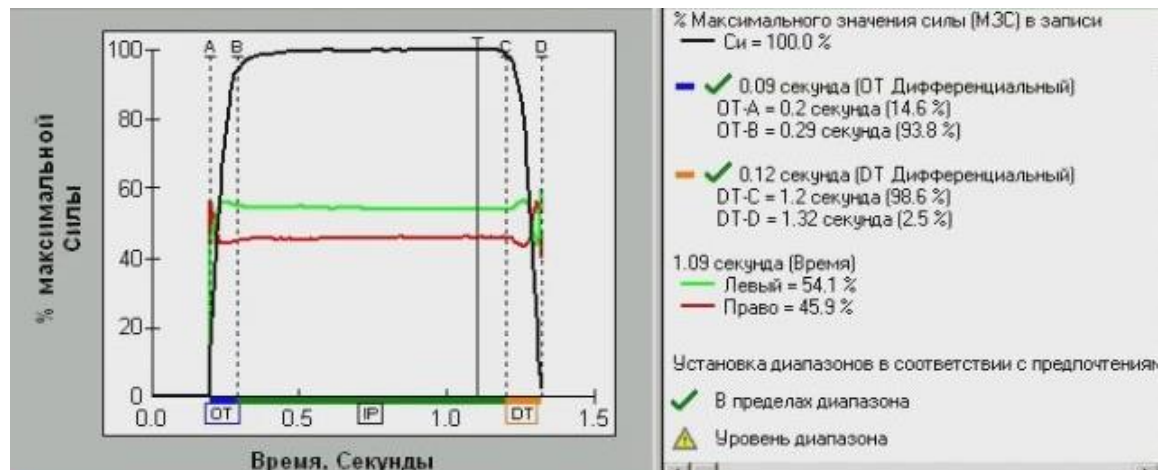


Рис. 4. Зміна величини жувального навантаження та її розподіл між правою і лівою стороною, отриманий за допомогою пристрою Tekscan при змиканні зубів в стані центральної оклюзії.

Загальна площа контакту зубів при центральній оклюзії коливалась від 24 до 37 мм<sup>2</sup>. На ділянці фігурно-бугоркових контактів молярів і премолярів контактні тиски сягали максимуму. Їх величина у різних пацієнтів визначалась в межах діапазону 42-50 МПа.

Розрахунок сили прикусу дозволив визначити, як величину максимальну силу стискання зубів так і особливості її розподілу на різних ділянках. Розрахункове значення цієї величини коливалось від 854Н до 1290Н, а в середньому становило 1086±193Н. Отримані величини знаходяться в межах діапазону визначеного в попередніх дослідженнях із застосуванням гнатодинамометрії [5,8], що підтверджує вірогідність отриманих даних.

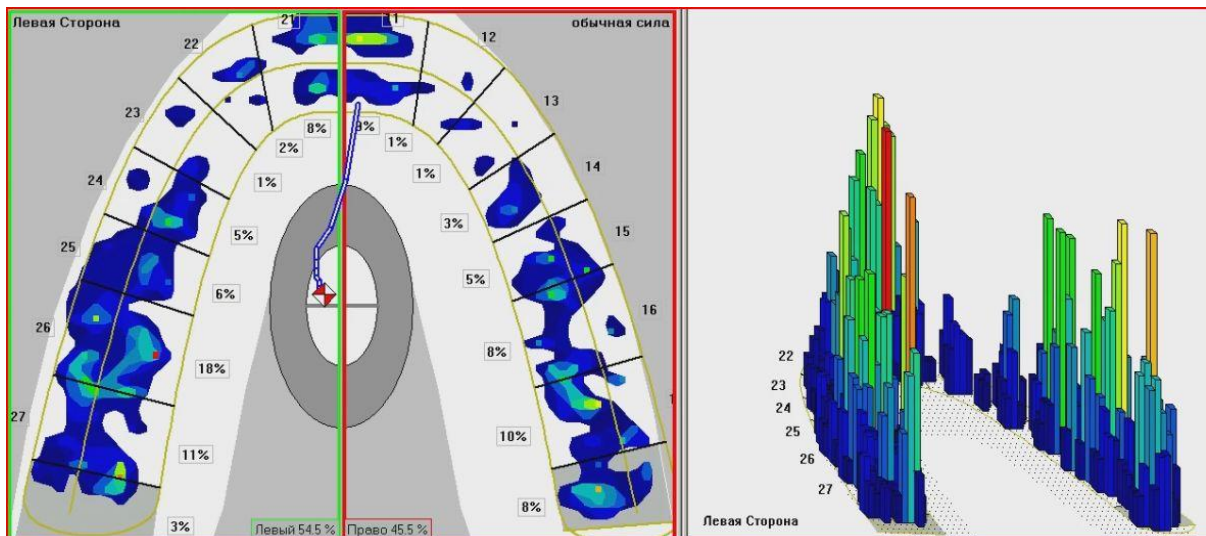


Характер розподілу напружень в цілому погоджувався з даними, отриманими за допомогою пристрою Tekscan (рис.5). Так, розбіжності у визначенні долі навантаження, що припадала на праву чи ліву сторону для різних пацієнтів становили від 2 до 8,5 %. Основні відмінності в характері розподілу навантажень між окремими зубами були зумовлені тим, що при застосуванні вимірювальних плівок відбиток фіксував максимальні величини контактних тисків, що розвивались протягом одного циклу навантаження, не враховуючи послідовності виникнення контактів та змін в характері розподілу навантажень, що розвивались в часі. Водночас, оскільки ці зміни при досягненні максимальної сили стискання зубів були незначними, відмінності отриманих результатів також виявлялися не суттєвими. Це підтверджує думку Osborn J.W. (1985), що для вирішення більшості задач біомеханіки зубощелепної системи жувальні навантаження можна розглядати як статичні, нехтуючи динамічними і інерційними ефектами [13].

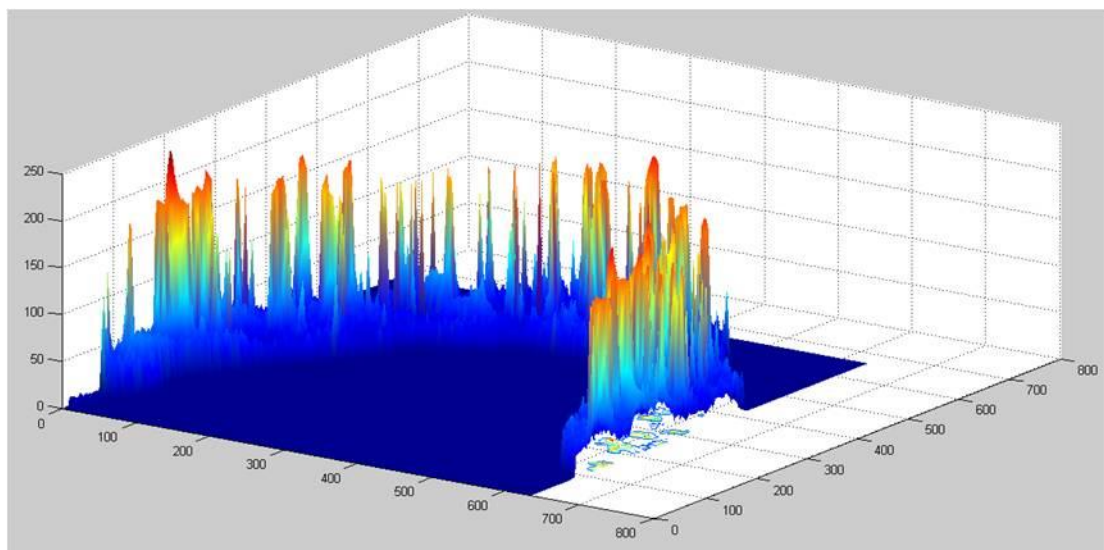
Зміна характеру змикання зубів супроводжувалась змінами біоелектричної активності жувальних м'язів, сили прикусу та особливостей її розподілу. Так, при передній оклюзії сила скорочення жувальних і скроневих м'язів зменшувалась, інколи - досить суттєво (в 1,2-3 рази). Сила прикусу, визначена за допомогою вимірювальних плівок, в середньому склала  $265 \pm 70$ Н. В контакті при цьому перебували центральні і бокові різці та ікла (у 3 пацієнтів). Величина контактних тисків залишалась високою, здебільшого перевищувала 40 МПа, однак площа контакту зубів була значно меншою, ніж при центральній оклюзії. Максимальна сила прикусу досягалася досить швидко, однак в наступному за збереженого контакту зубів сила повільно зменшувалась на 5-10%.

В стані бокової оклюзії величина біопотенціалу жувальних м'язів на робочій стороні наближалась до максимальних значень, натомість на балансуєчій стороні цей показник зменшувався, більшою мірою для жувального м'язу. В контакті перебували моляри, премоляри і ікло на робочій стороні. Контактні ділянки на відбитку мали округлу або

неправильну форму, загальна площа контакту в становила від 14 до 20 мм<sup>2</sup>. Сила прикусу коливалась від 518 до 771 Н, а в середньому складала 676±111Н. Характер розподілу навантажень, отриманий за допомогою вимірювальних плівок і пристрою Tekscan, якісно не відрізнявся.



а



б

Рис. 4. Графічна візуалізація розподілу контактних тисків, отримана в програмному середовищі Tekscan III (а) та в спеціально розробленій програмі для аналізу відбитків, отриманих за допомогою вимірювальних плівок (б) при проведенні дослідження у одного пацієнта за сталих умов навантаження

При всіх варіантах оклюзії сила прикусу була пропорційною величині біоелектричної активності жувальних м'язів. При центральній оклюзії

коефіцієнт кореляції дорівнював 0,92 ( $p < 0,05$ ) для власне жувальних м'язів та 0,96 ( $p < 0,05$ ) для скроневих м'язів. Зменшення сили прикусу при передній і боковій оклюзії було зумовлене, більшою мірою, змінами біоелектричної активності власне жувальних м'язів, що погоджується з результатами, отриманими низкою авторів при проведенні подібних досліджень [9, 15].

Таким чином, застосування електронного пристрою Tekscan та вимірювальних плівок Fuji Prescale Pressure Measuring System дозволяє з високою точністю визначати особливості розподілу контактних тисків на поверхні зубів при різних варіантах оклюзії. Обидва методи демонструють значний рівень відповідності отриманих даних за однакових умов навантаження. Це погоджується з даними, отриманими Bachus KN та співавторами (2006) в більш простих натурних експериментах, згідно яким величина розбіжностей при застосуванні цих двох методів не перевищувала 5% [7].

Перевагою сенсорного датчика Tekscan можна вважати можливість дослідження послідовності виникнення міжзубних контактів та змін в розподілі жувальних навантажень в режимі реального часу. Водночас визначення абсолютної величини контактних тисків потребує складної калібровки пристрою і зазвичай в практичній стоматології не використовується. Визначення абсолютної величини контактних тисків, площі контакту зубів та сили прикусу може бути проведене шляхом аналізу відбитків, отриманих на вимірювальних плівках Fuji Prescale із застосуванням розробленої нами комп'ютерної програми. Цей метод є технічно простим, і може бути широко застосований при визначенні сили прикусу пацієнтів із захворюваннями і травматичними ушкодженнями щелепно-лицевої ділянки.

## **Висновки.**

1. Застосування вимірювальних плівок Fuji Prescale Pressure Measuring System дозволяє з високою точністю визначати величину і особливості розподілу контактних тисків на поверхні зубів при різних варіантах оклюзії, а

також вимірювати площу контакту зубів та розраховувати силу прикусу, що виникає при цьому.

2. Результати визначення величини і особливостей розподілу контактних тисків при змиканні зубів, отримані з використанням системи Tekscan Occlusal Diagnostic System, якісно і кількісно відповідають результатам, отриманим з використанням вимірювальних плівок Fuji Prescale. Величина розбіжностей по головним параметрам становила від 2 до 8,5%.

3. Величина жувального навантаження та особливості його розподілу в нормі характеризуються значними індивідуальними варіаціями та залежать від анатомічних характеристик зубощелепної системи, сили скорочення жувальних м'язів та виду оклюзії.

## Література.

1. Гросс М. Д., Мэтьюс Дж. Д. Нормализация окклюзии: Пер. с англ. — М: Медицина, 1986. - 288 с.
2. Матрос-Таранец И.Н. Биомеханические исследования в экспериментальной стоматологии/ Матрос-Таранец И.Н.- Донецк 1998.-122 с.
3. Семенников В.И., Туманюк А.Н. Метод механико-математического исследования усилий и напряжений в нижней челюсти при физиологической нагрузке // Стоматология.- 1983.- №3.- С.23-25.
4. Чуйко А.Н. Особенности биомеханики в стоматологии / Чуйко А.Н., Вовк В.Е. - Х.: Прапор, 2006. – 304 с.
5. Advanced osseointegration surgery: applications in the maxillofacial region / edited by P. Worthington, P.I. Branemark.-Quintessence Publishing, 1992.- 403 p.
6. Arcan M., Zandman F.A. A method for in vivo quantitative occlusal strain and stress analysis. J. Biomech 1984, Vol. 17, P. 67-79
7. Bachus KN, DeMarco AL, Judd KT, Horwitz DS, Brodke D.S. Measuring contact area, force, and pressure for bioengineering applications: using Fuji Film and TekScan systems. Med Eng Phys. 2006; 28(5):483-8.
8. Bates J.F., Stafford G.D., Harrison A. Masticatory function - a review of the literature. 2. Speed of Movement of the Mandible. Rate of chewing and forces developed in chewing. J. Oral Rehabil., 1975 Vol.2, P.349-361
9. Gonzalez Y, Iwasaki LR, McCall WD Jr, Ohrbach R, Lozier E, Nickel JC. Reliability of electromyographic activity vs. bite-force from human masticatory muscles. Eur J Oral Sci. 2011;119(3):219-24
10. Koc D, Dogan A, Bek B. Effect of gender, facial dimensions, body mass index and type of functional occlusion on bite force. J Appl Oral Sci. 2011; 19(3):274-9.
11. Koos B, Godt A, Schille C, Göz G. Precision of an instrumentation-based method of analyzing occlusion and its resulting distribution of forces in the dental arch. J Orofac Orthop. 2010;71(6):403-10.

12. Lepley CR, Throckmorton GS, Ceen RF, Buschang PH. Relative contributions of occlusion, maximum bite force, and chewing cycle kinematics to masticatory performance. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011;139(5):606-13

13. Osborn J.W., Baragar F.A., Predicted pattern of human muscle activity during clenching derived from a computer assisted model. *J. Biomech* 1985, Vol.18, P.599-612

14. Raiph W.J. The effects of dental treatment on biting force *J. Prosthet Dent* 1979, Vol. 41, P.143

15. Van Spronsen P.H., Weijs W.A., Valk J., Prahl-Andersen and B., van Ginkel F.C. Comparison of jaw-muscle bite-force cross-sections obtained by means of magnetic resonance imaging and high-resolution CT scanning *J Dent Res* 1989.