



УКРАЇНА

(19) UA (11) 55817 (13) U
(51) МПК (2009)
A61C 9/00МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ
І НАУКИ УКРАЇНИДЕРЖАВНИЙ ДЕПАРТАМЕНТ
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ
ВЛАСНОСТІОПИС
ДО ПАТЕНТУ
НА КОРИСНУ МОДЕЛЬвидається під
відповідальність
власника
патенту

(54) СПОСІБ ВИЗНАЧЕННЯ МІЦНОСТІ БАЗИСУ ПРОТЕЗА

1

2

(21) u201007447

(22) 14.06.2010

(24) 27.12.2010

(46) 27.12.2010, Бюл. № 24, 2010 р.

(72) МИХАЙЛОВА СВІТЛАНА ГЕННАДІЇВНА, КОЗЛОВ ОЛЕКСАНДР ІВАНОВИЧ, ЧЕХОВ ВОЛОДИМИР ВАЛЕРІЙОВИЧ

(73) МИХАЙЛОВА СВІТЛАНА ГЕННАДІЇВНА, КОЗЛОВ ОЛЕКСАНДР ІВАНОВИЧ, ЧЕХОВ ВОЛОДИМИР ВАЛЕРІЙОВИЧ

(57) Спосіб визначення міцності базису протеза, який містить визначення лінійних характеристик вимірювання лінійних розмірів, урахування механічних властивостей матеріалу, що використаний у базисі протеза, прикладення навантаження, визначення значень деформованого і напруженого стану, який відрізняється тим, що визначають об'ємні характеристики базису протеза, за допомо-

гою комп'ютерної програми будують тривимірну комп'ютерну модель базису протеза за отриманими лінійними і об'ємними характеристиками з застосуванням методу скінченних елементів; навантаження прикладають за допомогою комп'ютерної програми на тривимірній комп'ютерній моделі базису протеза перпендикулярно оклюзійним поверхням штучних зубів, задаючи сумарні жувальні навантаження, які відповідають максимально можливій силі, що можуть розвинути жувальні м'язи, та які розподіляють на кожний штучний зуб з урахуванням жувального коефіцієнта для кожного зуба; за допомогою комп'ютерної програми задають модуль Юнга і коефіцієнт Пуассона матеріалу, використаного у базисі протеза; значення деформованого і напруженого стану визначають на комп'ютерній моделі базису протеза.

Корисна модель стосується стоматології і протезування зубів, а саме виготовлення зубних протезів і способів визначення міцності базисів протезів, зокрема з пластмаси.

Відомим є обраний найближчим аналогом спосіб визначення міцності базисів протезів з пластмаси, викладений в технічних умовах ТУ 64-2-120-82 «Пластмасса для базисов протезов фторакс», Міністерство медичної промисловості СРСР. Спосіб визначення міцності базисів протезів з пластмаси містить: підготовку зразків з акрилової базисної пластмаси гарячого режиму полімеризації (фторакс і тришаровий фторакс, армований листовим поліметилметакрилатом, який використовується за винаходом згідно патенту України № 46473А) для випробовування; вимірювання (визначення лінійних характеристик) значень товщини і ширини зразків; визначення руйнівного напруження при вигині, причому межа виміру встановлюється від 0 до 40 кг/см², а стрілка покажчика прогину має бути відрегульована так, щоб маятник маятникового копіру, що навантажує зразок, відхиляв стрілку з моменту вигину зразка; вигин зразка здійснюють рівномірно при плавному зростанні навантаження, яке виконується пресом

зусиллям 30 кН протягом 30-60 секунд; обробку результатів, яка включає підрахунок руйнівного напруження при вигині за формулою, яка враховує момент опору поперечного перерізу зразка, ширину і товщину в середині зразка, механічні властивості і допустимі напруження матеріалу, а також визначення поперечного прогину (деформації) під навантаженням.

Ознаками найближчого аналога, що збігаються з суттєвими ознаками корисної моделі, є використання в способі визначення міцності базисів протезів визначення лінійних характеристик, урахування механічних властивостей матеріалу, що використаний у базисі протезу, прикладення навантаження, визначення значень деформованого і напруженого стану.

Технічним результатом корисної моделі є підвищення ефективності та точності визначення міцності базисів протезів

Причинами, що перешкоджають досягненню технічного результату при використанні найближчого аналога, є такі його недоліки, що знижують точність і ефективність способу. Відомий спосіб дозволяє визначити граничне напруження в виготовлених зразках, а не в самій конструкції повно

(13) U
(11) 55817
(19) UA

знімного протеза, яка є максимально наближеною до конкретного клінічного випадку. При використанні відомого способу не враховуються жувальний тиск, а також клінічні характеристики протезного ложа (атрофія, її виразність і локалізація, ступінь піддатливості слизуватої оболонки, конкретна клінічна ситуація).

В основу корисної моделі поставлена технічна задача удосконалення способу.

Поставлену технічну задачу вирішують тим, що в способі визначення міцності базисів протезів, який містить визначення лінійних характеристик вимірювання лінійних розмірів, урахування механічних властивостей матеріалу, що використаний у базисі протезу, прикладення навантаження, визначення значень деформованого і напруженого стану, згідно корисній моделі визначають об'ємні характеристики базису протезу, за допомогою комп'ютерної програми будують тривимірну комп'ютерну модель базису протеза за отриманими лінійними і об'ємними характеристиками з застосуванням методу скінченних елементів; навантаження прикладають за допомогою комп'ютерної програми на тривимірній комп'ютерній моделі базису протеза перпендикулярно оклюзійним поверхням штучних зубів, задаючи сумарні жувальні навантаження, які відповідають максимально можливій силі, що можуть розвинути жувальні м'язи та які розподіляють на кожний штучний зуб з урахуванням жувального коефіцієнта для кожного зуба; за допомогою комп'ютерної програми задають модуль Юнга і коефіцієнт Пуассона матеріалу, використаного у базисі протезу; значення деформованого і напруженого стану визначають на комп'ютерній моделі базису протеза.

Виконання сукупності суттєвих ознак корисної моделі є необхідною й достатньою умовою для досягнення технічного результату. Спосіб дозволяє виконати випробування характеристик міцності на тривимірній комп'ютерній моделі повного знімного протеза, що відтворює всі лінійні й об'ємні характеристики повного знімного протеза, просторові й конструктивні елементи. Спосіб дозволяє враховувати стан протезного ложа, атрофічні процеси, що формуються в динаміці під базисом протезу, і піддатливість слизуватої оболонки. Спосіб дозволяє спрогнозувати формування атрофічних процесів у протезному ложі під базисом повного знімного протеза. А це дозволяє спрогнозувати траєкторії переломів акрилового базису повного знімного протеза, виявити зони максимальної напруженості, дати рекомендації зі зміцнення акрилового базису, дати клінічні рекомендації з метою запобігання поломки базису, зменшити кількість починок акрилових базисів повних знімних протезів. Спосіб також дозволяє врахувати статичні та циклічні навантаження, що виникають під силою жувального навантаження, якому тривалий час піддається базис повного знімного протеза.

Спосіб здійснення корисної моделі проілюстрований графічним матеріалом, де на фіг. 1 зображена побудова комп'ютерної моделі базису протеза, на фіг. 2 показані деформації базису протеза та розподіл напружень під дією жувального навантаження, на фіг. 3 - шкала інтенсивності на-

пружень, що була отримана для базису з акрилової базисної пластмаси гарячого режиму полімеризації - фтораксу, на фіг. 4 - шкала інтенсивності напружень, що була отримана для базису з акрилової базисної пластмаси гарячого режиму полімеризації - тришарового фтораксу, армованого листовим поліметилметакрилатом.

На фігурах позначені: комп'ютерна модель, яка відповідає базису повного знімного протеза 1, сітка координат 2 з поздовжніх 3 і поперечних 4 ліній з однаковою відстанню 2,0-3,0 мм; точки 5 перетинання поздовжніх 3 і поперечних 4 ліній сітки 2 на поверхні базису протеза 1 з боку, який буде прилягати до протезного ложа.

Спосіб визначення міцності базисів протезів виконують таким чином.

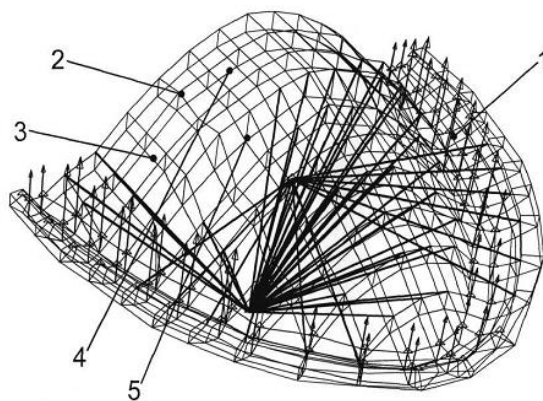
Для проведення випробування використовують виготовлений базис зубного протеза 1 з акрилової пластмаси гарячого режиму полімеризації (фторакс і тришаровий фторакс, армований листовим поліметилметакрилатом). За виготовленням реальним повним знімним протезом 1 будують комп'ютерну модель, що відтворює всі лінійні й об'ємні характеристики повного знімного протеза 1, просторові й конструктивні елементи. Для цього, наприклад, приготують тонку прозору плівку, наносячи на неї сітку координат 2 з поздовжніх 3 і поперечних 4 ліній з однаковою відстанню 2,0-3,0 мм. Щільно обтискають плівкою поверхню базису протеза 1 з боку, який буде прилягати до протезного ложа. За допомогою, наприклад, штангенциркуля й мікрометра, залежно від локалізації вимірюваної ділянки, визначають товщину базису протеза 1 у вузлових точках 5 перетинання поздовжніх і поперечних ліній сітки 2.

Для того, щоб проміряти висоту зводу піднебінної поверхні базису 1 і його вигин застосовували базисний відтискний матеріал "Стомафлекс", який розміщали на рівній поверхні, а зверху по ньому обтискали поверхню базису протеза 1, зворотну тій, котра буде прилягати до протезного ложа (з боку оклюзійної поверхні зубів). На застиглий відтискний матеріал, що відбив звід, перенесли сітку 2, лінії 3, 4 та точки, які відповідають точкам 5 перетинання поздовжніх 3 і поперечних 4 ліній сітки 2 з поверхні базису протеза 1 з боку, який буде прилягати до протезного ложа. Далі по поперечним лініям 4 сітки 2 поперек зводу розрізали відтиск (на фігурах не показаний) з відтискного матеріалу "Стомафлекс"; виміряли висоту точок 5 перетину ліній 3, 4 (відстань між токами перетину і їх проекціями на площину у кожному шару розпилу відтиску).

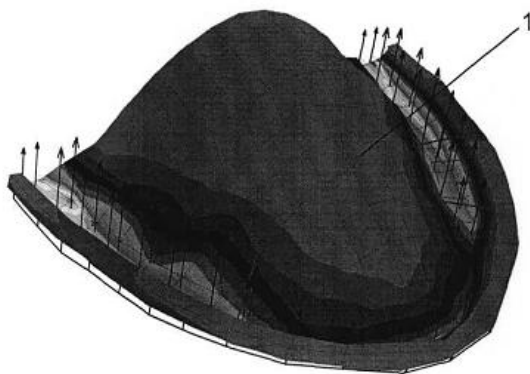
Комп'ютерну модель базису протеза 1 побудовано на основі отриманих лінійних розмірів з застосуванням методу скінченних елементів за допомогою програми-препроцесора для комп'ютерного моделювання (наприклад, FEMAP, або ANSYS, або PATRAN). Вузли скінченно-елементної сітки закріплювали в такий спосіб. А вузли, що відповідають контакту комп'ютерної моделі із протезним ложем, закріплювали, наприклад, за допомогою фіксації відповідних ступенів свободи.

Для розрахунків значень деформованого і напруженого стану використовували, наприклад, типову стандартну комп'ютерну програму методу скінченних елементів, NASTRAN або ANSYS. За допомогою однієї із цих же програм задавалися властивості матеріалу базису, а саме модуль Юнга і коефіцієнт Пуассона. За допомогою комп'ютерної програми на тривимірній комп'ютерній моделі базису протеза перпендикулярно оклюзійним поверхням штучних зубів, задавали сумарні жувальні навантаження, які відповідають максимально можливій силі, що можуть розвинути жувальні м'язи (490 кг) відповідно на перший зуб - 19,6 кг, на другий зуб - 9,8 кг, на третій зуб - 29,4 кг, на четвертий зуб - 39,2 кг, на п'ятий зуб - 39,2 кг, на шостий зуб - 58,8 кг, на сьомий зуб - 49,0 кг, на восьмий - 0 кг та які розподіляли на кожний штучний зуб з урахуванням жувального коефіцієнта за Агаповим («Зубопротезная техника», В.Н. Копейкин, В.Ю. Курляндский, Я.С. Кнубовец, Н.С. Оксман, Медицина, М., 1967, стр. 432, 68-70стр.), згідно якому жувальний коефіцієнт першого зуба становить 2,0, другого - 1,0, третього - 3,0, четвертого - 4, п'ятого - 4, шостого - 6, сьомого - 5, восьмого - 0. Після розрахун-

ку методом скінченних результатів отримували значення переміщення усіх вузлових точок 5 перетинання поздовжніх 3 і поперечних 4 ліній сітки 2 з поверхні базису протеза 1 (деформований стан) під дією навантаження, в см та значення розподілу напруг, в тому числі зони максимальної напруги на базисі 1 під силою жувального навантаження 1, в кг/см^2 . На комп'ютерній моделі зони забарвлювались різними відтінками кольорів (на фігурах 2, 3, 4 надані у чорно-білому зображенні), прогин (розмір деформації, що буде виміряний у сантиметрах) показаний на моделі базису на фігурі 2 не забарвленим. На шкалі інтенсивності напружень (фіг. 3) деформований стан проілюстрований від мінімального 0,22 до максимального напруження 74,30 кг/см^2 , відповідно шкалі інтенсивності напружень (фіг. 4) деформований стан проілюстрований від мінімального 0,26 до максимального напруження 65,93 кг/см^2 . Отримані результати порівнювали з допустимими значеннями деформованого і напруженого стану, давали прогноз про можливість перелому та можливу траєкторію перелому протеза, надавали рекомендації з запобігання перелому та про підвищення міцності протеза.



Фіг. 1



Фіг. 2

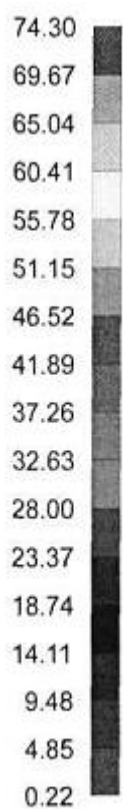


Fig. 3

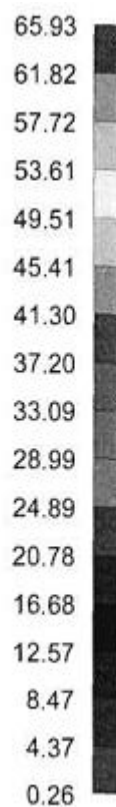


Fig. 4