



УКРАЇНА

(19) UA (11) 40998 (13) U
(51) МПК (2009)
A61C 3/00
A61C 8/00

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ
І НАУКИ УКРАЇНИ

ДЕРЖАВНИЙ ДЕПАРТАМЕНТ
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ
ВЛАСНОСТІ

ОПИС ДО ПАТЕНТУ НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ

видається під
відповідальність
власника
патенту

(54) СИСТЕМА КОРЕКЦІЇ ЗУБНОГО РЯДУ

1

(21) u200815120

(22) 29.12.2008

(24) 27.04.2009

(46) 27.04.2009, Бюл.№ 8, 2009 р.

(72) КУЦЕВЛЯК ВАЛЕРІЙ ІСАЙОВИЧ, UA, ДАСУГІ
БАШАР СУЛЕЙМАН ШАКЕР, UA, КОЛОМЕНСЬКА
ГАННА ВСЕВОЛОДІВНА, UA, ОГУРЦОВ ОЛЕКСІЙ
СЕРГІЙОВИЧ, UA, ДАНИЛОВА ЮЛІЯ ГЕНАДІЇВНА,
UA, ДОЦЕНКО ІННА ОЛЕГІВНА, UA

(73) КУЦЕВЛЯК ВАЛЕРІЙ ІСАЙОВИЧ, UA

(57) Система корекції зубного ряду, що містить
прикріплений до кісткової тканини ортодонтичний

2

кронштейн, з'єднаний пружними тягами з ортодонтичною дугою, на якій розташовані брекети, встановлені на зубах, яка **відрізняється** тим, що ортодонтичний кронштейн виконаний у вигляді пластини видовженої форми, в якій виконані отвори для кріпильного імплантата та гачок для пружної тяги ортодонтичної системи, причому пластина поза отворами для кріпильного імплантата виконана неперфорованою, прикріплена принаймні двома імплантатами та містить принаймні один додатковий гачок для пружної тяги ортодонтичної системи.

Корисна модель стосується ортопедичної стоматології, а саме ортодонтичної терапії та пристроїв для коригування прикусу зубів і може бути використана для відновлення зубів до бажаного рівня в зубному ряді.

Відома система корекції зубного ряду, яка містить прикріплений до кісткової тканини ортодонтичний кронштейн, з'єднаний пружними тягами з ортодонтичною дугою, на якій розташовані брекети, встановлені на зубах [патент США 7258545, МПК A61C3/00, A61C8/00 від 21.08.2007].

У відомому кронштейні по довжині пластини виконані перфорації для з'єднання з пружними тягами ортодонтичної системи. Зазначені перфорації можуть бути відкритими за рахунок виконання прорізу в тілі пластини, в результаті чого утворюється гачок для пружної тяги ортодонтичної системи. В середній частині виконаний анкер у вигляді виступаючого над поверхнею пластини циліндра для введення в кісткову тканину щелепи, а навколо анкера по колу виконано декілька отворів для кріпильних гвинтів або імплантатів.

Недоліками відомого ортодонтичного кронштейну та системи корекції зубного ряду є наявність ряду перфорацій та виступаючого над поверхнею пластини анкера. Перфорації призводять до зниження міцності пластини, тому для забезпечення більшої міцності необхідно значно збільшувати габарити кронштейну. Виконання гачка в тілі пластини також призводить до зниження міцності пластини. Наявність виступаючого над поверхнею

пластини анкера ускладнює технологію виготовлення кронштейна. Крім того для анкера необхідно висвердлювати заглиблення значного діаметру в кістковій тканині, що призводить до значних пошкоджень кісткової тканини при встановленні кронштейну.

В основу корисної моделі поставлено задачу в системі корекції зубного ряду шляхом зміни конструкції забезпечити зменшення габаритів, зниження травматичності при встановленні кронштейну, створення оптимальних умов для ортодонтичного лікування, збільшення ступеня стійкості конструкції за рахунок більш рівномірного розподілу навантажень на кісткову тканину.

Поставлена задача вирішується тим, що в системі корекції зубного ряду, яка містить прикріплений до кісткової тканини ортодонтичний кронштейн, з'єднаний пружними тягами з ортодонтичною дугою, на якій розташовані брекети, встановлені на зубах, згідно з корисною моделлю, ортодонтичний кронштейн, виконаний у вигляді пластини видовженої форми, в якій виконані отвори для кріпильного імплантату та гачок для пружної тяги ортодонтичної системи, причому пластина поза отворами для кріпильного імплантата виконана неперфорованою, прикріплена, принаймні, двома імплантатами та містить, принаймні, один додатковий гачок для пружної тяги ортодонтичної системи.

Для розробки системи корекції було проведено біомеханічне обґрунтування для визначення

UA (19) 40998 (11) U

характеру розподілу напруження і залежність максимальних напружень від способу навантаження.

Сучасні можливості математичного моделювання дозволяють створювати об'ємні моделі біологічних об'єктів та виявляти основні тенденції змін їх напружено-деформованого стану в залежності від способу навантаження. Методи математичного моделювання дозволяють значно розширити знання щодо розподілу напружень в компонентах скелету людини як в нормі, так і при різних патологічних станах, отримати нові данні про взаємодію між кістковими та металевими елементами при різних умовах навантаження. Авторами створені об'ємні комп'ютерні моделі для аналізу, які відтворюють розташування одного та двох імплантатів в кістковій тканині щелепи. Модель з двома імплантатами, з'єднаними пластинкою, навантажували трьома способами: горизонтально (в одному та в протилежних напрямках) і вертикально, величина навантаження дорівнювала 1Н.

Аксимальне напруження конструкції локалізовано в металевій пластинці, що з'єднує два імплантати, та дорівнює 2,689 МПа. Максимальні напруження в імплантатах локалізовані на рівні кортикального шару кістки з боку прикладання навантаження до конструкції. Максимальне напруження у кортикальному шарі кістки локалізовано на його поверхні в зоні контакту з імплантатом та дорівнює 1,710 МПа. Максимальне напруження у губчастому шарі кістки також локалізовано в зоні контакту з імплантатом та дорівнює 1,257 МПа.

При горизонтальному навантаженні конструкції в протилежному напрямку максимальне напруження конструкції локалізовано в металевій пластинці, що з'єднує два імплантати, та дорівнює 0,869 МПа. Максимальні напруження в імплантатах локалізовані на рівні пластини з боку прикладання навантаження до конструкції. Максимальне напруження у кортикальному шарі кістки локалізовано в зоні контакту з імплантатом та дорівнює 0,099 МПа. Максимальне напруження у губчастому шарі кістки також локалізовано в зоні контакту з імплантатом та дорівнює 0,154 МПа.

При вертикальному навантаженні максимальне напруження конструкції локалізовано в зоні контакту металевої пластинки з імплантатом, та дорівнює 5,728 МПа. Максимальні напруження в імплантатах локалізовані на рівні пластини та кортикального шару кістки. Максимальне напруження у кортикальному шарі кістки локалізовано на його поверхні в зоні контакту з імплантатом та дорівнює 2,456 МПа. Максимальне напруження у губчастому шарі кістки також локалізовано в зоні контакту з імплантатом та дорівнює 2,041 МПа.

Порівняльний аналіз розглянутих варіантів навантаження свідчить про те, що максимальні напруження у всіх компонентах моделі спостерігаються при вертикальному способі її навантаження.

Завдяки запропонованому виконанню системи корекції досягається створити якірну систему фіксації зубів, яка задовольняє вимогам біомеханіки, забезпечує збільшення ступеня стійкості конструкції за рахунок більш рівномірного розподілу навантажень на кісткову тканину та створює умови для прискореного ортодонтичного лікування.

Корисна модель пояснюється кресленнями, на яких зображено:

на Фіг.1 загальний вигляд системи корекції зубного ряду

на Фіг.2 загальний вигляд ортодонтичного кронштейну;

на Фіг.3 загальний вигляд мікроімплантатів, що використовуються для прикріплення ортодонтичного кронштейну.

Система корекції зубного ряду виконана у вигляді пластини 1, на якій розташований гачки 2 для пружної тяги 3 ортодонтичної системи. Пластина 1 містить, принаймні, два отвори 4 для кріпильного імплантатів 5. Отвори 4 для кріпильних імплантатів 5 виконані на видовжених протилежних кінцях пластини 1.

Гачки 2 спрямовані опозитно один одному та розташовані симетрично відносно лінії перпендикулярній довшій стороні пластини.

Пластина 1 має плоску поверхню. Пластина 1 може бути виконаною зігнутою по формі щелепи.

Пластина 1 між отворами для кріпильних імплантатів 5 виконана неперфорованою.

Гачки 2 виконані на ребрах пластини та спрямовані в протилежні сторони.

Між першим і другим гачком може бути виконано додатково один або більше гачків.

Пластина 1 системи корекції зубного ряду установлена з допомогою кріпильних імплантатів 5 на кістковій тканині щелепи. Пластина 1 з'єднана пружними тягами 3 з ортодонтичною дугою 6.

Кріпильний імплантат 5 складається з внутрішньокісткової різьбової частини 7, шийки 8, та головки 9, в якій виконано заглиблення для притискного гвинта 10, зв'язаного нарізним сполученням з головкою 9.

Систему корекції зубного ряду встановлюють таким чином.

Встановлюють ортодонтичну дугу 6 з брекетами 11 на зуби пацієнта.

Встановлюють імплантати 5 відомим способом з дотриманням типових правил гігієни та анестезії.

На імплантати 5 встановлюють пластину 1 з допомогою притискних гвинтів 10 і з допомогою пружних тяг 3 регулюють корегуюче навантаження на зуби.

Приклад.

Хвора П., 21 рік, звернулася в клініку зі скаргами на некрасиву посмішку через оголені ясна.

Діагноз: глибокий прикус. Гіпертрофія фронтального відділу альвеолярного відростку верхньої щелепи.

Рентгенологічно та клінічно зроблена оцінка біологічного стану кістки по щільності. Протипоказань для встановлення імплантатів не виявлено.

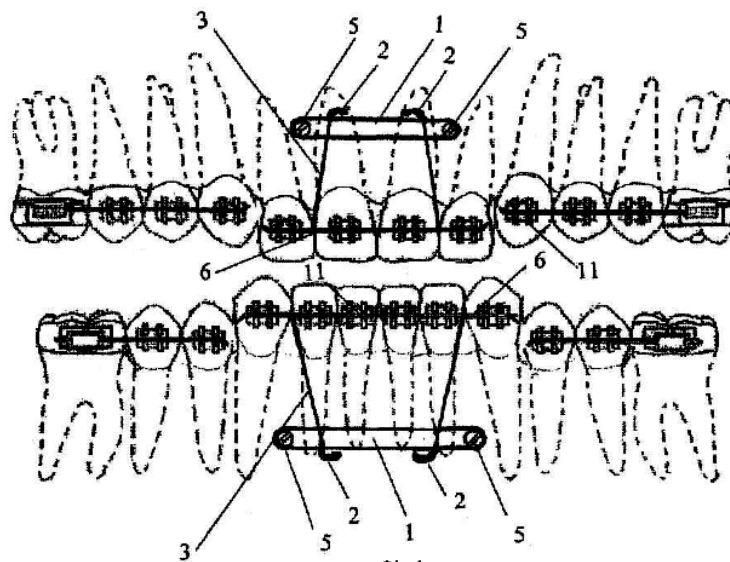
Після антисептичної обробки та інфільтраційної анестезії в області 11, 12, 21, 22 зубів зробили розрізи 3-4 мм. З допомогою распаратора відшарували слизово-надкістний шар від кістки і бором діаметром 1,5 мм сформували канал в кортикальному шарі глибиною 2 мм. По черзі вручну установили внутрішньокісткові частини запропонованих імплантатів в області 11, 12, 21, 22 зубів між їх кореннями. Розрізи не потребували зашивання.

Через 4 тижні хвору оглянули, рухливості імплантатів не виявлено. Хворій установлено крон-

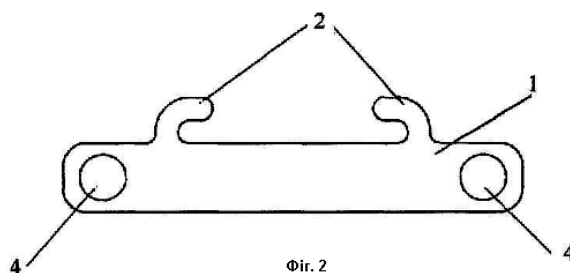
штейн, який з'єднали пружними тягами з ортодонтичною дугою та брекетами для подальшого вертикального переміщення 11, 12, 21, 22 зубів.

Система корегування дозволяє забезпечити нетравматичність операції, надійність первісної

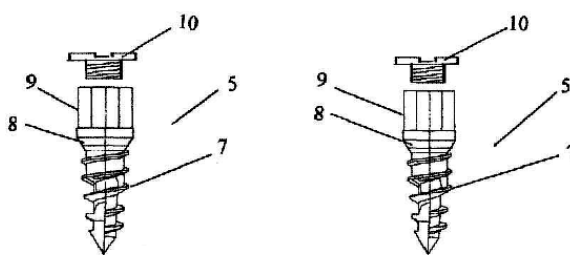
фіксації та найбільш раціональний розподіл функціонального навантаження, мінімізацію запальних процесів в ротовій порожнині, можливість застосування для верхньої і нижньої щелеп, більш низька вартість процедури.



Фіг. 1



Фіг. 2



Фіг. 3