

Винахід відноситься до ортопедичної стоматології і призначений для виготовлення зубних металевих протезів, зменшення ефекту електрохімічної пари в ротовій порожнині, зменшення токсичних і алергійних реакцій.

Відомий спосіб обробки зубних протезів (Заявка №OS 37 30 002 A61C13/00, ФРГ, ИСМ №11 - 89г.), який складається з обробки різанням або електроерозії заготовки зубного протеза.

Недоліками цього способу є те, що його застосування знижує механічні характеристики зубного протезу, що призводить до скорочення строку його служби, не зменшує ефект електрохімічної пари в ротовій порожнині.

Відомий спосіб обробки зубних металевих протезів для підвищення їх якості за рахунок забезпечення структурної однорідності матеріалу коронок (А.с. №1461442, A61C5/10, Бюл. Открытия, изобрет №8 - 89г.), який полягає у нагріві матеріалу в середовищі інертного газу з перепадом тиску 0,1...0,2 МПа з одночасною його ультразвуковою обробкою тривалістю 2,0...2,5с та охолодженні в охолоджуючій рідині.

Недоліки відомого способу полягають у складності забезпечення акустичного контакту ультразвукового генератора з виробом при підвищеній температурі, а також необхідності та складності підбору режимів ультразвукової обробки (УЗО) для різних сплавів, з яких виготовляються зубні протези, та кожної окремої виплавки зубного протезу. Відхилення від необхідних параметрів УЗО приводить до зниження механічних характеристик готового виробу.

Найбільш близьким до запропонованого є спосіб використання лазера для проведення стоматологічних операцій для видалення зубної емалі та дентину (Международная заявка №89/08432 A61C5/00, ИСМ 11-89г.), який полягає в тому, що лазерне випромінювання довжиною хвилі 2,0...3,0 мкм, тривалістю від декількох пікосекунд до декількох мілісекунд з рівнем енергії 0,1...100 МДж на імпульс та частотою повторення імпульсів 1...200 імпульсів в секунду генеруються лазером на поверхню зуба.

Недоліком даного способу є те, що він не може бути використаний для обробки поверхні зубних протезів.

Технічною задачею винаходу, який заявляється, є створення способу лазерної обробки зубних протезів, що дозволяє підвищити чистоту поверхні без використання додаткової механічної обробки з одночасним усуненням її локальної хімічної неоднорідності з метою зменшення ефекту електрохімічної пари в ротовій порожнині, а також зменшення токсичних і алергійних реакцій.

Технічна задача вирішується за рахунок того, що лазерне випромінювання генерується лазером на поверхню зуба, причому поверхню зубного протеза обробляють скануючим променем лазера безперервної дії потужністю випромінювання 80...130 Вт із щільністю енергії 10^3 Вт/см^2 , охолоджують на повітрі до утворення в поверхневому шарі гомогенної аморфної структури, з одночасним її рентгеноструктурним контролем.

Зубні протези, виготовлені із сплавів Wiron 77, Wiron 88 і Wiron 99, що містять від 64 до 69% нікелю, від 20 до 24% хрому, від 6 до 10% молібдену і від 1 до 3,5% кремнію після литва в керамічний тигель мали розвинену дендритну структуру. Після скануючої лазерної обробки за допомогою газового лазера ИЛГН-709 безперервної дії з потужністю випромінювання 90 Вт, із щільністю енергії 10 Вт/см та охолодження на повітрі у поверхневому шарі зубних протезів утворився аморфний шар, який контролювали за допомогою рентгеноструктурного аналізу на установці ДРОН-3М.

Металографічні дослідження поверхневого шару оброблених зубних протезів не виявили ознаки концентраційної неоднорідності в наслідок дендритної ліквідації. Корозійна стійкість поверхні в молочній кислоті при стандартних випробуваннях виявилася близької до стійкості сплавів на основі паладію і платини. Отримана чистота поверхні зубних протезів дозволила відмовитись від подальших поверхнево-оздоблювальних операцій протеза, що є особливо важливим при доведенні тонкостінних виливків.

Варіювання потужністю випромінювання лазера в межах 80...130 Вт дозволяє обробляти стоматологічні сплави різного хімічного складу, що мають різну температуру плавлення. Застосування лазера з потужності нижче 80 Вт не дозволяє отримувати аморфної структури поверхневого шару, а вище 130 Вт - не покращує однорідність та корозійну стійкість поверхні зубного протезу.

Отримання аморфної структури на поверхні стоматологічного сплаву підвищує корозійну стійкість зубного протезу, що зменшує ефект електрохімічної пари в ротовій порожнині та токсичних і алергійних реакцій, збільшує строк служби протезу.

Спосіб може бути використаний в лабораторних умовах, в стоматологічних закладах, клініках тощо.