

**МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
ДЕРЖАВНИЙ ВИЩИЙ НАВЧАЛЬНИЙ ЗАКЛАД
«УЖГОРОДСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ»
СТОМАТОЛОГІЧНИЙ ФАКУЛЬТЕТ
КАФЕДРА ОРТОПЕДИЧНОЇ СТОМАТОЛОГІЇ**

**СУЧАСНІ МЕТОДИКИ ТА РОЗРОБКИ
ПРИ ОРТОПЕДИЧНОМУ ЛІКУВАННІ
НЕЗНІМНИМИ І ЗНІМНИМИ ВИДАМИ
ЗУБНИХ ПРОТЕЗІВ**

Монографія

**Ужгород
2025**

УДК 616-089.23:616.314-089.23(02.064)

С 89

Сучасні методики та розробки при ортопедичному лікуванні незнімними і знімними видами зубних протезів: монографія / Є.Ю. Локота, С.Б. Костенко, І.В. Палійчук, Ю.Є. Локота, В.М. Криванич, В.І. Палійчук, М.Е. Ізай, М.І. Палійчук. Ужгород: Вид-во УжНУ «Говерла», 2025. 136 с. ISBN 978-617-8321-89-5

Монографія присвячена вивченню питань особливостей ортопедичного лікування знімними та незнімними ортопедичними конструкціями. Представлені описові і схематичні варіанти модифікацій різновидностей сучасних методик та розробок при ортопедичному лікуванні незнімними і знімними видами зубних протезів, висвітленні різні підходи і нововведення у практиці лікаря ортопеда.

Для студентів стоматологічних факультетів, магістрантів, аспірантів, клінічних ординаторів, лікарів-стоматологів.

Рецензенти:

Ожоган З.Р., доктор медичних наук, професор, завідувач кафедри ортопедичної стоматології Івано-Франківського національного медичного університету, Заслужений діяч науки і техніки України;

Гончарук-Хомин М.Ю., PhD, доктор філософії, доцент, завідувач кафедри терапевтичної стоматології Ужгородського національного університету.

Відтворення всієї книги чи її частини будь-якими засобами чи у будь-якій формі, у тому числі Інтернету, без письмового дозволу авторів забороняється.

**Рекомендовано до друку та опублікування
Вченою радою ДВНЗ «УжНУ»
(протокол № 7 від 30 червня 2025 р.)**

ISBN 978-617-8321-89-5

© ДВНЗ «УжНУ», 2025

© Кол. авторів, 2025

ПЕРЕДМОВА

Новітні матеріали, які використовуються в ортопедичній стоматології, є визначальним чинником для досягнення надійності, функціональної ефективності та естетичної привабливості зубних протезів. Розвиток сучасних технологій і наукових досліджень надав лікарям-стоматологам широкий вибір матеріалів, розширив варіанти їхнього оптимального індивідуального підбору для кожної клінічної ситуації.

Авторами представлені визначення фізичних властивостей стоматологічних матеріалів, які застосовуються для виготовлення знімних і незнімних ортопедичних конструкцій, від яких залежить якість проведеного лікування, гарантують їхню надійність і зручність у клінічному застосуванні. Критерії оцінки повною мірою відповідають вимогам щодо функціональності та естетики, забезпечуючи можливість створення персоналізованих і довговічних рішень для пацієнтів.

Вибір конкретного матеріалу ґрунтується на виді ортопедичної конструкції, клінічних показаннях та індивідуальних потребах пацієнта, що у підсумку гарантує високий рівень комфорту, функціональності та естетичного вигляду протезів.

Особливу увагу приділено питанню підвищення ефективності ортопедичного лікування пацієнтів незнімними і знімними видами зубних протезів з використанням розроблених сучасних методик та удосконалених цілої низки конструкцій відбиткових ложок із додатковими змінними елементами, прикріплених до основи ложки, які зміщуються і дають

змогу відтворити індивідуальну форму поверхні піднебіння та коміркового відростка для отримання більш точних відбитків з верхньої і нижньої щелеп. Удосконалені конструкції апаратів та пристроїв забезпечують хорошу фіксацію відбиткової маси по всій площині ложки, що запобігає її мікро-відриву від основи ложки, оптимально використовувати об'єм відбиткової маси, контролювати процес затвердіння відбиткової маси, що дозволяє більш раціонально використовувати робочий час для лікаря-стоматолога, а також зменшити рівень дискомфорту пацієнта.

Монографія дозволить як лікарям-стоматологам ортопедам, так і студентам стоматологічних факультетів, науковцям покращити ефективність і якість надання ортопедичної допомоги пацієнтам різними видами конструкцій.

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ

СОПР – слизова оболонка порожнини рота

СОПЛ – слизова оболонка протезного ложа

ОС – ортопедична стоматологія

ЩЛД – щелепно-лицева ділянка

НЩ – нижня щелепа

РОЗДІЛ 1. СУЧАСНІ МЕТОДИКИ, ТЕХНОЛОГІЇ ТА МАТЕРІАЛИ, ЯКІ ЗАСТОСОВУЮТЬСЯ ДЛЯ ВИГОТОВЛЕННЯ ЗНІМНИХ КОНСТРУКЦІЙ ЗУБНИХ ПРОТЕЗІВ

Полімерні матеріали широко використовуються в ортопедичній стоматології для виготовлення знімних зубних протезів або їх фрагментів, виготовлення індивідуальних ложок для зняття відбитків зубних рядів, тощо [1]. Значного поширення набули знімні протези виготовлені з акрилових пластмас [2, 3, 4], які використовуються у 98 % випадках [5]. Поряд із такими перевагами як дешевизна, технічна нескладність виготовлення, механічна міцність та задовільні естетичні якості, вони мають і певні недоліки, пов'язані з реакцією СОПЛ [2, 3].

Багатьма дослідженнями науковці намагалися оцінити якість конструкційних матеріалів знімних протезів різними способами. Так, оцінювали та порівнювали стійкість кольору штучних зубів різних марок [6, 7-10]. Більшість цих досліджень показали, що різні бренди акрилових пластмас мають різну стабільність.

Використовуючи візуальну оцінку Ansari et al. (2010 р.) порівнювали стабільність кольору композиційних (Glamour) та акрилових (Ideal Dent) матеріалів у чаї та каві [8], Roslan et al (2018р), дослідили зміни кольору акрилових протезів у розчинах куркуми та чорної кави [9].

Waldemarin et al. (2013р) досліджували зміни кольору протезів, використовуючи різні техніки обробки.

Результати показали, що лише професіонали можуть ідентифікувати зміну кольору з деякими барвниками [10].

Більш доказовим у визначенні змін кольору акрилових зубів (Mousavi et al., 2016 p.) [6] та зміни кольору 10 різних марок акрилових пластмас (Hirólito et al., 2013 p.) [7] були дослідження з використанням техніки спектрофотометрії.

В останні роки досягнуті певні успіхи у розробці нових матеріалів, стійких до впливу продуктів життєдіяльності мікроорганізмів РП [11, 12]. Так, у систематичному огляді Raszewski (2020) проаналізований досвід створення нових технологій у протезуванні ЗКЗП. Автори зазначають, що хоча базисний матеріал використовується для зубних протезів понад 80 років, нові технологічні підходи роблять акрилові знімні протези більш безпечними та досконалими. Застосування для обробки акрилових матеріалів технології CAD/CAM дозволяє покращити механічні властивості, під час обробки не відбувається усадки полімеризації, кількість залишкового мономерного матеріалу дуже низька, і вони мають кращу стійкість кольору, ніж самотвердіючі матеріали [12].

У роботі Motayagheni, R et al. (2020) показано, що такі бренди акрилових пластмас як Ivoclar and BStar зберігають свої естетичні та механічні властивості впродовж тривалого часу [13].

Загалом, чим більше залишкового мономерного матеріалу містить протез, тим більш вираженою буде реакція протезного ложа. У зв'язку з цим багато дослідників пропонують застосовувати різні методи окиснення та нейтралізації ЗМ [14, 15, 16, 17-21].

Перебільшення ролі інгредієнтів, що ініціюють ПС, визначило інтерес фахівців до пошуку шляхів удосконалювання зубних протезів: використанням самотвердіючого еластичного матеріалу [22], додавання до базисного матеріалу антимікробних препаратів, восків троянди, лаванди, шавлії [23], виготовлення протезів з поліпропілену «Tipplen R 359», оброблених в плазмі тліючого розряду [24], нанесення на внутрішню поверхню протеза металізованої плівки з паладію [25], виготовлення ЗПП із покращеними медико-біологічними властивостями методом штампування із безмономерної, біоінертної термопластмаси «Biosril-C» [26, 27], вдосконаленого методу виготовлення ПЗПП при непереносимості акрилової пластмаси [28, 29] і багато інших. Інші автори пропонують заміну в базисі протеза акрилової пластмаси на інший матеріал, що є основним елементом дискусії в цьому плані, дозволить вирішувати проблему на якісно іншому рівні, сконцентрувати її рішення на підвищенні стійкості тканин до механічного подразника [30].

Ціла низка дослідників рекомендують віддавати перевагу використанню безмономерних акрилових пластмас з високим ступенем пластичності, які відрізняються прецизійністю при обробці і є біологічно нейтральними, не завдаючи суттєвого токсичного і алергічного впливу на організм людини [3, 15-18].

Для вирішення проблеми попередженню ПС під час ортопедичного лікування хворих з частковими дефектами зубних рядів Шутурмінський В. Г. вдосконалював технологію виготовлення знімних конструкцій із застосуванням сучасних матеріалів для базисів протезів. На підставі проведеного комплексу клініко-лабораторних досліджень було доведено, що використання протезів з

сополімеру поліпропілену «Tipplen R 359», оброблених в плазмі тліючого розряду, дозволяє знизити запальні прояви з боку слизової РП, добитися зниження пористості поліпропілену «Tipplen R 359» в 2,8 рази, досягти найменшої кількості «вільного» барвника та зменшити усадку матеріалу базису протеза до $1,8 \pm 0,2 \%$ [31, 32].

Запропоновані й деякі інші особливості ортопедичного лікування при непереносимості акрилової пластмаси [33].

Як вказують дослідження Л. Д. Чулак, В. А. Розуменко застосування удосконалених поліпропіленових армованих ПЗПП у хворих з вторинною адентією характеризується більш швидким відновленням показників рН, ступеня міграції лейкоцитів в ротовій рідині, стійкості капілярів РП, покращенням гігієни протезів на 15,8 %, підвищенням жувальної ефективності на 3,2-17,9 % в порівнянні з акриловими протезами [24].

Перспективним в галузі матеріалознавства ортопедичного лікування ЗПП вбачається пошук нових, біологічно інертних базисних матеріалів із низькими адгезивними властивостями до мікроорганізмів РП та простих у використанні й виготовленні ЗПП. У теперішній час нашими і закордонними вченими розроблено багато різновидностей пластмас, які пропонуються для базисів ЗПП. Однак важливими залишаються повністю не вивчені їхні фізико-хімічні та медико-біологічні властивості [34].

Із цією метою детально були вивчені багатьма дослідниками фізико-механічні та фізико-хімічні властивості базисних пластмас [4, 32, 35-37].

Багаточисленими дослідженнями доведено, що стан початкових фаз порушень у тканинному гомеостазі РП в

пацієнтів із ПЗПП можна в багатьох випадках компенсувати, що збільшить стійкість тканин до відповідних протезів. Враховуючи, що ПЗПП з жорсткими базисами мають безпосередній прямий вплив на коміркові відростки [38] та призводить до порушень кровопостачання тканин протезного ложа [39], використання базису який містить рідину, дозволяє перерозподілити як парасагітальне, так і діагональне навантаження уздовж всієї поверхні СОПЛ та знизити інтенсивність напружено-деформованих станів на верхній щелепі [40-43].

Незважаючи на те, що акрилові зубні протези широко використовуються для реабілітації пацієнтів з дефектами зубних рядів, все ще залишаються невирішеними проблеми, враховуючи їх далекі від ідеальних механічні та біосумісні властивості [44-48].

Існують деякі невідповідності в ортопедичному лікуванні акрилових протезів, які спричинені специфікою протезних конструкцій, хімічною природою акрилових пластмас і невідповідним плануванням ортопедичного лікування, а інші пов'язані з проблемами, що виникли на лабораторних етапах виготовлення знімних протезів [44, 46, 49-51].

Деякі клінічні проблеми, які пов'язані з використанням зубних протезів можуть бути спрогнозовані і легко розпізнані лікарем стоматологом, який може їх виправити в процесі ортопедичного лікування [50-53].

Використання спектральних характеристик є поширеною процедурою оцінки якості стоматологічних матеріалів [54-59].

Для забезпечення якості ортопедичного лікування та їх функціонування Американським коледжем протезів розроблені рекомендації, які включають використання різних «специфічних компонентів для чищення протезів [60].

Однак, проблеми з якістю можуть виявлятися не лише під час тривалого функціонування протеза, а й одразу після надходження протеза із зуботехнічної лабораторії. Існує дефіцит контрольної фази в процесі виготовлення акрилових зубних протезів, яка може відігравати роль перехідного етапу між лабораторним виготовленням та етапом клінічного використання. Відповідно до Схеми аудиту виробників стоматологічних пристроїв виготовлення індивідуальних стоматологічних пристроїв має відповідати відповідним вимогам, як загальним, що враховують «Систему управління якістю, людські ресурси, приміщення, обладнання та виробниче середовище», так і вимогам до «виробництва продуктів або надання послуг» [61].

Оцінку якості акрилових протезів можна було б забезпечити за допомогою класичного методу, розробленого Sato et al., [62], але він орієнтований здебільшого на клінічні критерії оцінки, не враховуючи важливості лабораторного етапу виготовлення ЗКЗП [61].

На нашу думку, для оптимізації роботи необхідні два аспекти: удосконалення процесу виготовлення протезів та клінічний контроль якості протезів. Використання методу LC-QTOF-MS (рідинна хроматографія в поєднанні з квадрупольною часопротіною мас-спектрометрією) допомогло виявити, що паспорти безпеки різних стоматологічних матеріалів не повністю відображають їх точні компоненти, тоді як

дослідники змогли ідентифікувати різні форми олігомерів, домішок і ізомерів [63].

Незважаючи на те, що такі дослідження здебільшого були присвячені оцінці композитів і герметиків, питання хімічного складу акрилових пластмас, які використовуються для виготовлення базисів протезів залишається актуальними. Порушення процесу полімеризації акрилових пластмас, пов'язана з ризиком розвитку алергії, запальних процесів СОПЛ через наявність ЗМ. Численні огляди та метааналітичні дослідження показали різні рівні цитотоксичних ефектів, спричинених акриловими матеріалами, які використовуються для виготовлення ЗКЗП [46, 64-66].

Порушення режиму полімеризації та збільшення кількості ЗМ акрилових протезів спричиняє порушення біомеханічних показників і біоцинозу РП, підсилює запальні реакції тканин протезного ложа, підвищує рівень ендогенної інтоксикації [67, 68].

На сьогодні зниження вмісту ЗМ в знімних протезах, виготовлених з акрилових пластмас є стандартом у більшості країн світу [69, 70, 71]. Це обумовлено тим, що крім шкідливого впливу на організм людини підвищений вміст ЗМ чинить негативний вплив на фізико-механічні властивості пластмас, підвищуючи їх здатність до абсорбції рідин та швидкої деградації матеріалу [3, 69, 71].

У систематичному огляді було зазначено, що в більшості проаналізованих досліджень вплив ЗМ оцінювався в культуральних середовищах, але не було надано інформації про можливість клінічної оцінки якості акрилових базисів протезів через факт ймовірної

наявності надлишку мономеру, спричиненого розбіжностями в протоколі полімеризації [64].

Автори Goiato et al. підкреслили, що, враховуючи той факт, що акрилові пластмаси характеризується наявністю надлишку мономеру, який є токсичний, потребують в майбутніх дослідженнях використання різних методів його оцінки [46].

Урбан В.М. та ін. для оцінки залишкової кількості мономеру у стоматологічних акрилових пластмасах розробили методику використання високоефективної рідинної хроматографії із спеціальним алгоритмом процедури екстракції [72].

В матеріалознавстві широко застосовуються фізичні, фізико-хімічні та хімічні методи дослідження. Серед них особливе місце займає спектроскопія - розділ фізики, який призначений для вивчення спектрів електромагнітного випромінювання.

Дослідником Палійчуком І.В. (1998 р.) був розроблений експрес-метод визначення рівня ЗМ в екстракті подрібненої стружки акрилової пластмаси спектрофотометричним способом в діапазоні 230 нм [73, 74].

Проте, значний інтерес на сьогодні є одержання інформації про структурні зміни матеріалів в процесі їх полімеризації та подальшого використання, зокрема, ідентифікації матеріалів із застосуванням оптичної спектроскопії.

Аналогічний удосконалений метод оцінки базових матеріалів протезів був описаний з використанням інфрачервоного спектроскопічного аналізу з перетворенням Фур'є [75]. Отримані результати показали, що кількість ЗМ в CAD/CAD матеріалах базисів протезів

була кількісно низькою і статистично не відрізнялася від загальноприйнятого методу полімеризації. Аналогічний підхід був використаний у дослідженні, присвяченому оцінці нещодавно запропонованої автополімеризованої акрилової пластмаси [76]. Запропоновані методи характеризуються високим рівнем точності, але їх реалізація передбачає використання складного обладнання та інгредієнтів. Тому перспективним у подальших дослідженнях залишається розробка простого у використанні методу з мінімальною потребою в додаткових витратних матеріалах [66].

І все ж таки, хоча технічне вдосконалювання протезів, запропоноване в останні роки, частково допомогло вирішити проблему ортопедичного лікування ЗКЗП, однак, варіанти індивідуальної несумісності зустрічаються, як і раніше, досить часто.

РОЗДІЛ 2. ПРИСТРОЇ ТА АПАРАТИ ДЛЯ ДОСЛІДЖЕННЯ ЩЕЛЕПНО-ЛИЦЕВОЇ ДІЛЯНКИ

2.1. Пристрій для визначення податливості поверхневого шару

Пристрій для визначення податливості поверхневого шару м'яких тканин щелепно-лицевої ділянки, який містить трубчасту оправу, опорну пластину з отвором в середній частині, валик з плоским торцем, пропущений через отвір опорної частини і встановлений з можливістю поздовжнього переміщення відносно опорної пластини та систему регулювання тиску в зоні контакту торця валика з поверхневим шаром м'яких тканин, який відрізняється тим, що система регулювання тиску включає сильфон, рухома частина якого механічно з'єднана з заднім торцем валика, а нерухома частина прикріплена до трубчастої оправы, гнучкий патрубок, джерело підвищеного тиску, причому порожнина гнучкого патрубку одним кінцем сполучена з порожниною сильфону, а іншим кінцем з джерелом підвищеного тиску.

Пристрій для визначення податливості поверхневого шару м'яких тканин ЩЛД, де джерело підвищеного тиску виготовлене у вигляді двох вертикально встановлених ємностей, порожнини яких сполучені в нижніх частинах і частково заповнені рідиною, причому сильфон, патрубок та одна із ємностей утворюють спільну порожнину, відокремлену від зовнішнього середовища рідиною, розміщеною в ємностях.

Пристрій належить до ортопедичної стоматології і призначений для визначення податливості поверхневого шару м'яких тканин СОПЛ.

Задачею було розширення функціональних можливостей пристрою для визначення податливості поверхневого шару м'яких тканин ЩЛД. Поставлена задача вирішується тим, що в пристрої для визначення податливості поверхневого шару м'яких тканин ЩЛД, який містить трубчасту оправу, опорну пластину з отвором в середній частині, валик з плоским торцем, пропущений через отвір опорної частини і встановлений з можливістю поздовжнього переміщення відносно опорної пластини та систему регулювання тиску в зоні контакту торця валика з поверхневим шаром м'яких тканин, згідно з корисною моделлю, система регулювання тиску включає сильфон, рухома частина якого механічно з'єднана з заднім торцем валика, а нерухома частина прикріплена до трубчатої оправы, гнучкий патрубок, джерело підвищеного тиску, причому порожнина гнучкого патрубку одним кінцем сполучена з порожниною сильфону а іншим кінцем з джерелом підвищеного тиску. У одному із варіантів конструкції запропонованого пристрою джерело підвищеного тиску виготовлене у вигляді двох вертикально встановлених ємностей, порожнини яких сполучені в нижніх частинах і частково заповнені рідиною, причому сильфон, патрубок та одна із ємностей утворюють спільну порожнину, відокремлену від зовнішнього середовища рідиною, розміщеною в ємностях.

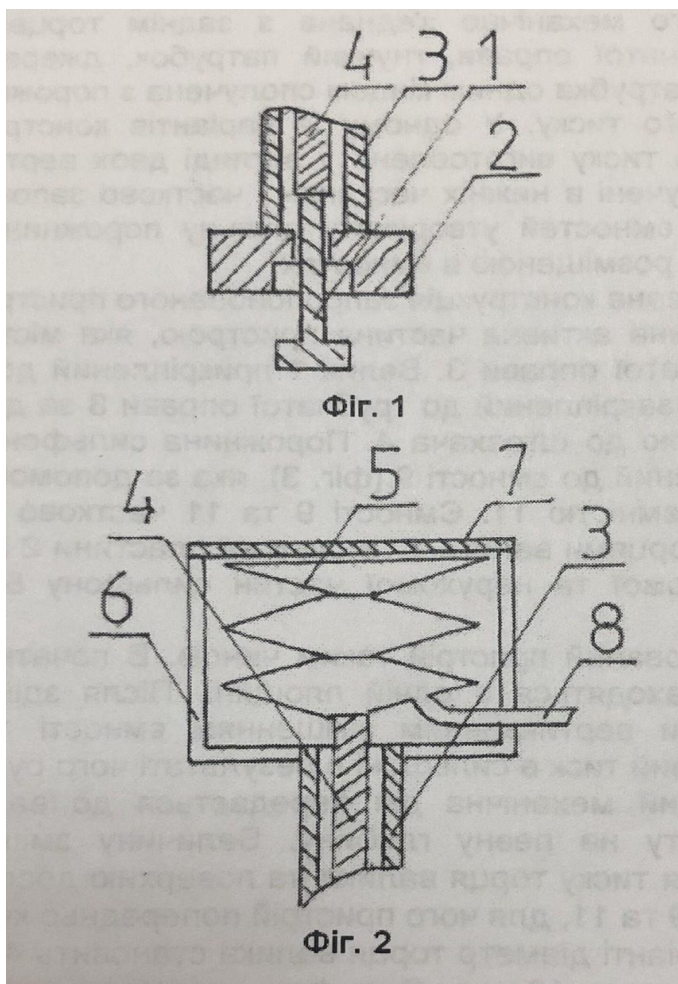
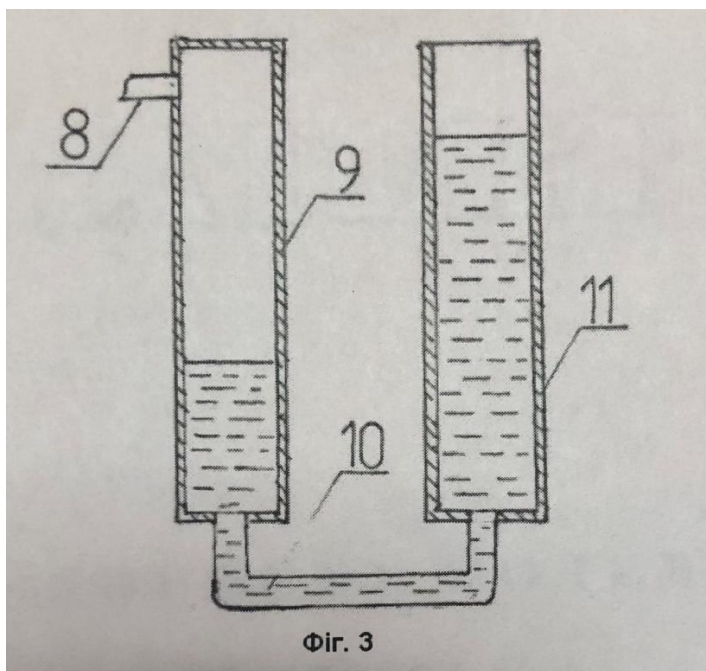


Рис. 1. (Фіг. 1, фіг. 2) Пристрій для визначення податливості поверхневого шару м'яких тканин щелепно-лицевої ділянки

Примітки: 1 – валик, 2 – опорна пластина, 3 – трубчата оправа, 4 – штовхач, 5 – сильфон, 6 – стержень, 7 – пластина, 8 – патрубок



**Рис. 2. (Фіг. 3). Пристрій для визначення податливості
поверхневого шару м'яких тканин щелепно-лицевої
ділянки**

*Примітки: 8 – патрубок, 9, 11 – ємкість,
10 – гнучкий патрубок [77]*

На кресленні (рис. 1, рис. 2) показана конструкція запропонованого пристрою. На фіг. 1 зображена активна частина пристрою, яка містить валик 1, опорну пластину 2, прикріплену до трубчатої оправы 3. Валик прикріплений до штовхача 4. Сильфон 5 (фіг. 2) нерухомою частиною закріплений до трубчатої оправы 3 за допомогою стержнів 6 та пластини 7, а рухомою частиною до штовхача 4. Порожнина сильфона сполучена

з патрубком 8, який іншим кінцем приєднаний до ємності 9 (фіг. 3), яка за допомогою гнучкого патрубка 10 в нижній частині сполучена з ємністю 11. Ємності 9 та 11 частково заповнені рідиною, в основному, водою. Віддаль між торцями валика 1 та опорної пластини 2 визначають за допомогою стрілок, прикріплених до рухомої та нерухомої частин сільфону 5 та індикатора.

Працює запропонований пристрій таким чином. В початковому положенні торці валика та опорної пластини знаходяться в одній площині. Після здійснення їх контакту з поверхнею досліджуваної ділянки вертикальним зміщенням ємності 11 по відношенню до ємності 9 створюють надлишковий тиск в сільфоні в результаті чого рухома частина сільфону 5 тисне на штовхач 4, через який механічна дія передається до валика 1, який прогинає поверхню досліджуваного об'єкту на певну глибину.

Величину зміщення визначають за допомогою індикатора, а значення тиску торця валика на поверхню досліджуваної ділянки по різниці рівнів рідини 10 в ємностях 9 та 11, для чого пристрій попередньо калібрують.

У конкретному варіанті діаметр торця валика становить 4 мм, опорна пластина виготовлена у вигляді круга діаметром 12 мм. Сільфон виготовлено із полімерного матеріалу, діаметр максимального поперечного перерізу порожнини сільфону 15 мм, ємності виготовлені у вигляді вертикально встановлених скляних трубок висотою по 200 мм, які нижніми частинами сполучені за допомогою силіконового патрубка. Одна із ємностей верхньою частиною за допомогою патрубка сполучена з порожниною сільфону.

Ємності частково заповнені водою. По результатах калібрування пристрою встановлена залежність тиску торця валика на досліджувану поверхню від різниці рівнів води в ємностях.

Таким чином, запропонована конструкція пристрою для визначення податливості поверхневого шару м'яких тканин ЩЛД розширює функціональні можливості, оскільки в одному експерименті можливо дослідити залежність величини деформації м'язової тканини від зовнішнього тиску.

2.2. Апарат для визначення податливості поверхневого шару м'яких тканин щелепно-лицевої ділянки

Апарат для визначення податливості поверхневого шару м'яких тканин ЩЛД містить трубчасту оправу, опорну пластину з отвором в середній частині, валик з плоским торцем, пропущений через отвір опорної пластини і встановлений з можливістю поздовжнього переміщення відносно опорної пластини, систему передачі механічного зміщення валика відносно опорної пластини та індикатор зміщення. Система передачі механічного зміщення містить гнучкий вал, рухома частина якого виконана у вигляді продовгуватого тіла із пружного матеріалу.

Цей апарат можна використовувати для дослідження податливості тканин слизової оболонки протезного ложа при конструюванні та виготовленні пластинчатих протезів.

Поставлена задача вирішується тим, що апарат для визначення податливості поверхневого шару м'яких

тканин ЩЛД, який містить трубчасту оправу, опорну пластину з отвором в середній частині, валик з плоским торцем, пропущений через отвір опорної пластини і встановлений з можливістю поздовжнього переміщення відносно опорної пластини, систему передачі механічного зміщення валика відносно опорної пластини та індикатор зміщення, згідно з корисною моделлю, система передачі механічного зміщення містить гнучкий вал, рухома частина якого виконана у вигляді продовгуватого тіла із пружного матеріалу.

Основними характеристиками гнучкого вала є мала жорсткість на вигин та значна жорсткість на кручення. У запропонованому апараті застосовано гнучкий вал, в якому рухома деталь виготовлена у вигляді дроту із пружного матеріалу, зокрема із сталі, що запобігає зміні довжини деталі при здійсненні досліджень. При цьому довжину рухомої деталі можна вибирати, виходячи із бажаної відстані між робочою частиною апарата та індикатором зміщення.

У конкретному виконанні в якості механізму передачі зміщення застосовано гнучкий вал довжиною 280 мм із діаметром перерізу внутрішньої деталі 1,5 мм, що дало змогу збільшити відстань між торцем валика та індикатором на 150 мм. Для такого продовження в апараті прототипі необхідно застосувати додатково понад 100 кульок. Крім цього збільшення кількості кульок може знизити жорсткість механізму передачі зміщення у поздовжньому напрямку. Таким чином, застосування запропонованого апарату дає змогу спростити конструкцію, зменшити кількість деталей та покращити умови дослідження за рахунок розташування індикатора зміщення на більшій відстані від зони дослідження [78].

2.3. Спосіб визначення об'єму атрофії альвеолярного відростка щелепи

Спосіб визначення об'єму атрофії альвеолярного відростка щелепи включає виготовлення індивідуальної відбиткової ложки, зняття відбитку та визначення геометричних параметрів альвеолярного відростка через відомі часові інтервали користування змінним протезом. Одержану відбиткову масу, розташовану між дном індивідуальної відбиткової ложки та слизовою оболонкою протезного ложа, переносять в порожнину вертикально встановленої продовгуватої ємності з постійною площею поперечного перерізу порожнини ємності, частково заповненої рідиною, і по зміні положення поверхні рідини визначають об'єм відбиткової маси.

Даний спосіб відноситься до ортопедичної стоматології (ОС), і може бути застосований при протезуванні знімними пластиковими протезами для оцінки атрофічних змін протезного ложа в динаміці користування протезами.

Клінічно доведено, що існує взаємозв'язок між втратою зубів і передчасною атрофією щелепних кісток, впливом зміненого жувального навантаження на функціональну і морфологічну перебудову тканин протезного ложа при виникненні дефектів зубного ряду. Для контролю можливих змін геометричних параметрів альвеолярного відростка доцільно на початковому етапі користування протезом здійснити геометричні вимірювання моделі, зокрема її об'єму.

Задачею було забезпечення отримання інформації по визначенню об'ємних параметрів альвеолярного

відростка на початковому етапі та в динаміці користування знімним протезом.

Поставлена задача вирішується тим, що у запропонованому способі визначення об'єму атрофії альвеолярного відростка щелепи, що включає визначення геометричних параметрів відбитка, одержану відбиткову масу, розташовану між дном індивідуальної відбиткової ложки та слизовою оболонкою протезного ложа, переносять в порожнину вертикально встановленої продовгуватої ємності з постійною площею поперечного перерізу порожнини ємності, частково заповненої рідиною, і по зміні положення поверхні рідини визначають об'єм відбиткової маси.

У більшості випадків об'єм відбиткової маси, розташованої між дном індивідуальної відбиткової ложки та альвеолярним відростком, становить від одного до декількох кубічних сантиметрів, а сам зразок легко деформується та може бути розділений на фрагменти розрізанням, що дає змогу достатньо точно визначити його об'єм шляхом вимірювання об'єму витісненої ним рідини.

Наводимо приклад здійснення запропонованого способу. Як ємність застосували піпетку у вигляді трубки з нанесеними на її поверхні поділками. Ціна поділки 0,2 мл, діаметр поперечного перерізу піпетки 3,0 мм. Піпетку частково заповнили водою, а досліджуваний зразок розрізали на продовгуваті пластини, ширина яких менша 3 мм. Здійснено п'ять вимірювань об'єму зразка. Отримано значення 1,548 см³. Середня квадратична похибка середнього арифметичного становить 0,008 см³. Запропонований спосіб швидкий, простий, не вимагає застосування спеціального обладнання і може бути здійснений протягом декількох хвилин [79].

2.4. Визначник податливості поверхневого шару м'язової тканини

Визначник податливості поверхневого шару м'язової тканини, який містить трубчасту оправу, опорну пластину з отвором в середній частині, валик з плоским переднім торцем, пропущений через отвір опорної пластини і встановлений з можливістю поздовжнього переміщення відносно опорної пластини, систему передачі механічного зміщення валика відносно опорної пластини та індикатор зміщення, який відрізняється тим, що індикатор зміщення виконаний у вигляді двох продовгуватих стрілок, орієнтованих вздовж напрямку руху торця валика, стрілки розташовані в одній площині і складаються із внутрішніх та зовнішніх фрагментів, задні кінці внутрішніх фрагментів прикріплені до заднього торця валика, а задні кінці зовнішніх фрагментів до трубчастої оправы, передні кінці фрагментів кожної пари сполучені механічно.

Визначник податливості поверхневого шару м'язової тканини належить до медицини, зокрема до ОС, і може бути застосований для дослідження податливості приповерхневих шарів м'яких тканин.

Поставлена задача вирішується тим, що визначник податливості поверхневого шару м'язової тканини, який містить трубчасту оправу, опорну пластину з отвором в середній частині, валик з плоским переднім торцем, пропущений через отвір опорної пластини і встановлений з можливістю поздовжнього переміщення відносно опорної пластини, систему передачі механічного зміщення валика відносно опорної пластини та індикатор зміщення, згідно з корисною моделлю, індикатор зміщення виконаний у вигляді двох продовгуватих

стрілок, орієнтованих вздовж напрямку руху торця валика, стрілки розташовані в одній площині і складаються із внутрішніх та зовнішніх фрагментів, задні кінці внутрішніх фрагментів прикріплені до заднього торця валика, а задні кінці зовнішніх фрагментів до трубчатої оправи, передні кінці фрагментів кожної пари сполучені механічно. У запропонованій конструкції передбачено застосування системи індикації зміщення, яка містить принаймні одну пару продовговуватих стержнів, орієнтованих в одному напрямку, сполучених передніми частинами, а задні частини прикріплені до фрагментів пристроїв, віддаль між якими вимірюють. Розташування стрілок в одній площині забезпечує значну зміну віддалі між місцями сполучення фрагментів при незначних змінах взаємного розташування точок закріплення внутрішніх і зовнішніх фрагментів стрілок. Така система складається із незначної кількості нескладних деталей і проста у виготовленні у порівнянні із стрілочним індикатором.

На кресленні (рис. 3) показано фрагмент запропонованого визначника податливості поверхневого шару м'язової тканини.

Внутрішні фрагменти стрілок 1 та 2 в передніх частинах сполучені з зовнішніми фрагментами 3 та 4, а задніми частинами до торця рухомої частини механізму передачі переміщення 5. Задні частини зовнішніх фрагментів стрілок 3 та 4 прикріплені до трубчатої оправи 6.

Працює запропонований визначник податливості поверхневого шару м'язової тканини таким чином. При зміні взаємного розташування точок закріплення задніх кінців стрілок кожна пара фрагментів стрілок прогинається в той чи інший бік в залежності від

напрямку зміни відносного положення трубчатої оправи та торця валика, причому зміна віддалі між передніми кінцями стрілок набагато більша зміни віддалі між точками закріплення задніх частин стрілок, що забезпечує достатню чутливість пристрою.

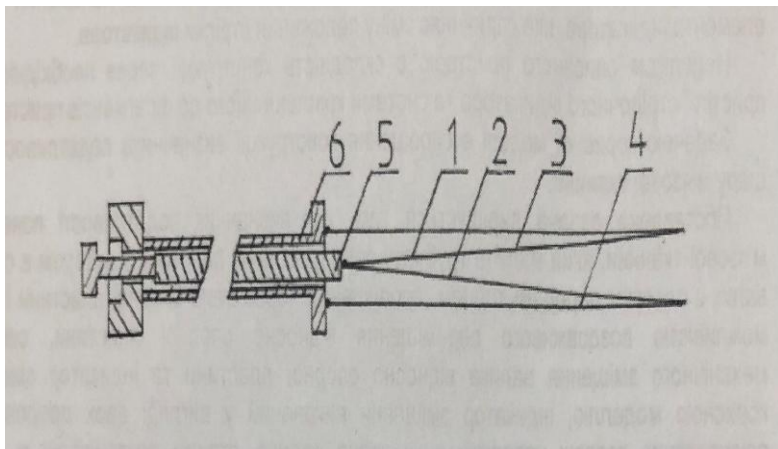


Рис. 3. Визначник податливості поверхневого шару м'язової тканини

Примітки: 1-2 – внутрішні фрагменти стрілок, 3-4 зовнішні фрагментами, 5 – задня частина торця рухомої частини механізму передачі переміщення, 6 – трубчата оправа [80]

У конкретному виконанні індикатор зміщення містить чотири фрагменти стрілок, виготовлені у вигляді сталевих пластин товщиною 0,3 мм, шириною 3,0 мм та довжиною 100,0 мм попарно закріплених паянням у передніх частинах. Задні частини фрагментів стрілок прикріплені до трубчатої оправи та задньої частини передавача руху валика. У вихідному положенні передній торець валика виступає на 5 мм від поверхні опорної

пластини, а віддаль між передніми торцями стрілок становить 2 мм. При зменшені віддалі між торцями валика та опорної пластини на 1 мм віддаль між кінцями стрілок збільшується на 8 мм і може бути виміряна відомими засобами.

Таким чином, запропонований визначник податливості поверхневого шару м'язової тканини забезпечує достатню точність вимірювань при спрощенні конструкції пристрою.

2.5. Спосіб фіксації електродів для реографічного дослідження м'яких тканин у ділянці кута нижньої щелепи

Спосіб фіксації електродів для реографічного дослідження м'яких тканин у ділянці кута нижньої щелепи належить до медицини, зокрема щелепно-лицевої хірургії, і може бути використана при дослідженні гемодинаміки м'яких тканин у ділянці кута нижньої щелепи у післяопераційному періоді.

В основі цієї задачі було поліпшити спосіб фіксації електродів для реографічного дослідження м'яких тканин у ділянці кута нижньої щелепи шляхом підвищення щільності та збільшення площі прилягання електродів.

Поставлена задача вирішується тим, що у способі фіксації електродів для реографічного дослідження м'яких тканин у ділянці кута нижньої щелепи, що включає фіксацію електродів на шкірі, згідно з корисною моделлю, електроди фіксують за допомогою еластичного шолома.

Запропонований спосіб поліпшує фіксацію електродів, оскільки еластичний шолом відповідає

рельєфу обличчя і збільшує, таким чином, щільність та площу прилягання електродів.

Крім того, такий спосіб фіксації виключає похибки на вологість, жирність, алергічні реакції, наявність волосяних покривів.

Запропонований метод модель ілюструється фотографією (рис. 4), де відображено спосіб фіксації електродів при реографічному дослідженні м'яких тканин у ділянці кута НЩ.



Рис. 4. Спосіб фіксації електродів для реографічного дослідження м'яких тканин у ділянці кута нижньої щелепи [81]

Спосіб фіксації електродів для реографічного дослідження м'яких тканин у ділянці кута НЩ здійснюють так.

У протигазі відповідного розміру вирізають потиличну та лицеву ділянки.

Одягають на голову пацієнта отриманий еластичний шолом та фіксують ним на шкірі у ділянці кута нижньої щелепи з обох боків електроди діагностичного обладнання.

Як зображено на ілюстрації, та проводять дослідження гемодинаміки м'яких тканин.

Запропонований спосіб дозволяє покращити фіксацію електродів у ділянці кута НЩ та досягнути більшої достовірності отриманих результатів дослідження.

2.6. Пристрій для дослідження температурної топографії поверхні м'язової тканини

Пристрій для дослідження температурної топографії поверхні м'язової тканини містить диференціальну термопару із бокових та середньої гілок у вигляді відрізків дроту, бокові гілки виготовлені з металу або металевого сплаву, по складу відмінного від складу матеріалу середньої гілки, кінці середньої гілки знаходяться в електричному контакті з кінцями бокових гілок, а інші кінці бокових гілок приєднані до засобу вимірювання електрорушійної сили.

Пристрій містить електроізолюючу пластину з теплопровідністю, меншою теплопровідності матеріалів гілок, один із контактів середньої гілки з боковою виготовлено роз'ємним, з боку роз'ємного контакту на середній гілці прикріплено групу додаткових відрізків, виготовлених із матеріалу, ідентичного матеріалу бокових гілок, місця контактів додаткових відрізків із середньою гілкою розташовані вздовж середньої гілки через певні

інтервали, а не закріплений кінець бокової гілки встановлено з можливістю почергового електричного контакту з вільними кінцями додаткових відрізків, місця приєднання додаткових відрізків до середньої гілки розташовані по один бік пластини, а додаткові відрізки пропущені через пластину і на вільних кінцях містять контактні елементи із електропровідного матеріалу.

Пристрій належить до засобів вимірювання температури людини і може бути застосований при медичній діагностиці та лікуванні, в тому числі в стоматології для виявлення додатковим виділенням тепла.

Задачею було розширення функціональних можливостей пристрою для дослідження температурної топографії поверхні м'язової тканини.

Поставлена задача вирішується тим, що пристрій для дослідження температурної топографії поверхні м'язової тканини, який містить диференціальну термопару із бокових та середньої гілок у вигляді відрізків дроту, бокові гілки виготовлені з металу або металевого сплаву, по складу відмінного від складу матеріалу середньої гілки, кінці середньої гілки знаходяться в електричному контакті з кінцями бокових гілок, а інші кінці бокових гілок приєднані до засобу вимірювання електрорушійної сили, згідно з корисною моделлю, пристрій містить електроізолюючу пластину з теплопровідністю, меншою теплопровідності матеріалів гілок, один із контактів середньої гілки з боковою виготовлено роз'ємним, з боку роз'ємного контакту на середній гілці прикріплено групу додаткових відрізків, виготовлених з матеріалу, ідентичного матеріалу бокових гілок, місця контактів додаткових відрізків з середньою гілкою розташовані вздовж середньої гілки через певні

інтервали, а незакріплений кінець бокової гілки встановлено з можливістю почергового електричного контакту з вільними кінцями додаткових відрізків, місця приєднання додаткових відрізків до середньої гілки розташовані по один бік пластини, а додаткові відрізки пропущені через пластину і на вільних кінцях містять контактні елементи із електропровідного матеріалу.

На кресленні показано схему запропонованого пристрою (рис. 5). Бокові гілки 1 приєднані до засобу вимірювання електрорушійної сили 2. Один кінець бокової гілки 1 прикріплений до одного з кінців середньої гілки 3, а другий кінець до засобу вимірювання електрорушійної сили 2, приєднані додаткові відрізки 4, а в місцях приєднання вмонтовані теплоприймальні пластини 5. Додаткові відрізки 4 пропущені через електроізолюючу пластину 6 і вільними кінцями прикріплені до електроконтактних пластин 7, розташованих на іншому боці пластини 6. Друга бокова гілка одним кінцем приєднана до засобу вимірювання електрорушійної сили 2, а до іншого кінця бокової гілки прикріплено електроконтактний елемент 8, встановлений з можливістю почергового контакту з електроконтактними пластинами 7. Ділянки середньої гілки між теплоприймальними пластинами 5 розташовані всередині пластини 6. Інший контакт середньої гілки з боковою 9 розташований в ізотермічному середовищі з відомою температурою.

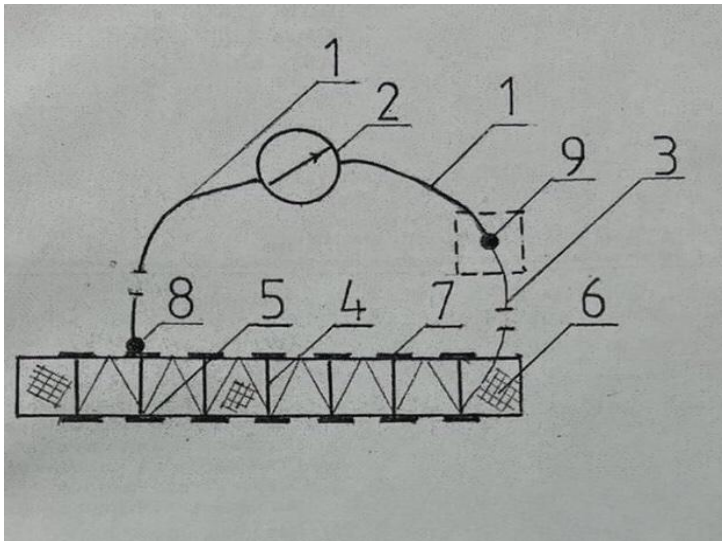


Рис. 5. Пристрій для дослідження температурної топографії поверхні м'язової тканини

Примітки: 1 – бокові гілки, 2 – засіб вимірювання електрорушійної сили. 3 – кінець середньої гілки, 4 – додаткові відрізки, 5 – теплоприймальні пластини, 6 – електроізолююча пластина, 7 – електроконтактна пластина, 8 – електроконтактний елемент, 9 – ізотермічне середовище [82]

Працює запропонований пристрій таким чином. На досліджувані ділянки поверхні тіла накладають теплоізолюючий шар таким чином, що теплоприймальні пластини знаходяться в тепловому контакті з досліджуваною поверхнею. Контактний елемент бокової гілки почергово приєднують до електроконтактних пластин і здійснюють вимірювання електрорушійної сили.

У конкретному виконанні бокові гілки та додаткові відрізки виготовлені з міді, а середня гілка з константану.

Теплоізолюючий шар виготовлено із пористої гуми товщиною 5 мм.

Теплоприймальні та електроконтактні пластини виготовлені із алюмінію і прикріплені до мідних та константанових фрагментів пристрою пресуванням. Експериментальний зразок містить 36 теплоприймальних пластин, розташованих в шаховому порядку через 8 мм.

Випробування експериментального зразка запропонованого пристрою здійснено на ділянці щоби пацієнта, на якій спостерігались перші ознаки запального процесу. Сканування температурного поля дало змогу окреслити ділянку з підвищеною температурою, на якій в подальшому спостерігали збільшення інтенсивності запалення. Процес сканування та обробки отриманих даних тривав менше 10 хвилин.

Пристрій для дослідження температурної топографії поверхні м'язової тканини забезпечує розширення функціональних можливостей пристрою та зменшує тривалість досліджень.

2.7. Пристрій для вимірювання об'єму зразка матеріалу

Пристрій для вимірювання об'єму зразка матеріалу містить ємність продовгуватої форми, яка складається із двох ділянок різної товщини, тонша ділянка виконана у вигляді трубки з постійною площею поперечного перерізу. Торець тоншої частини пристрою заглушений, торець ширшої частини виконаний відкритим. Пристрій додатково містить заглушку, форма і розміри якої

забезпечують ізоляцію порожнини пристрою від зовнішнього середовища.

Корисна модель належить до вимірювальної техніки і може бути застосована для вимірювання об'єму зразків матеріалу в твердому, рідкому та пастоподібному стані, зокрема в ОС для періодичного вимірювання об'єму відбитків при дослідженні атрофії альвеолярного відростка щелепи.

Задачею є розширення функціональних можливостей пристрою, скорочення часу та спрощення інструментального забезпечення вимірювання.

Поставлена задача вирішується тим, що пристрій для вимірювання об'єму зразка матеріалу, що містить ємність продовгуватої форми, яка складається із двох ділянок різної товщини, тонша ділянка виконана у вигляді трубки з постійною площею поперечного перерізу, згідно з корисною моделлю, торець тоншої частини пристрою заглушений, а торець ширшої частини виконаний відкритим, пристрій додатково містить заглушку, форма і розміри якої забезпечують ізоляцію порожнини пристрою від зовнішнього середовища.

На тоншій ділянці пристрою нанесено шкалу або виконано мітку (рис. 6).

На кресленні показана конструкція запропонованого пристрою. Пристрій складається з ширшої 1 та вузької 2 частин та заглушки 3. На вузькій частині нанесено шкалу 4. В робочому стані порожнина пристрою містить рідину 5. Досліджуваний зразок 6 при вимірюваннях розташований в порожнині ширшої частини пристрою.

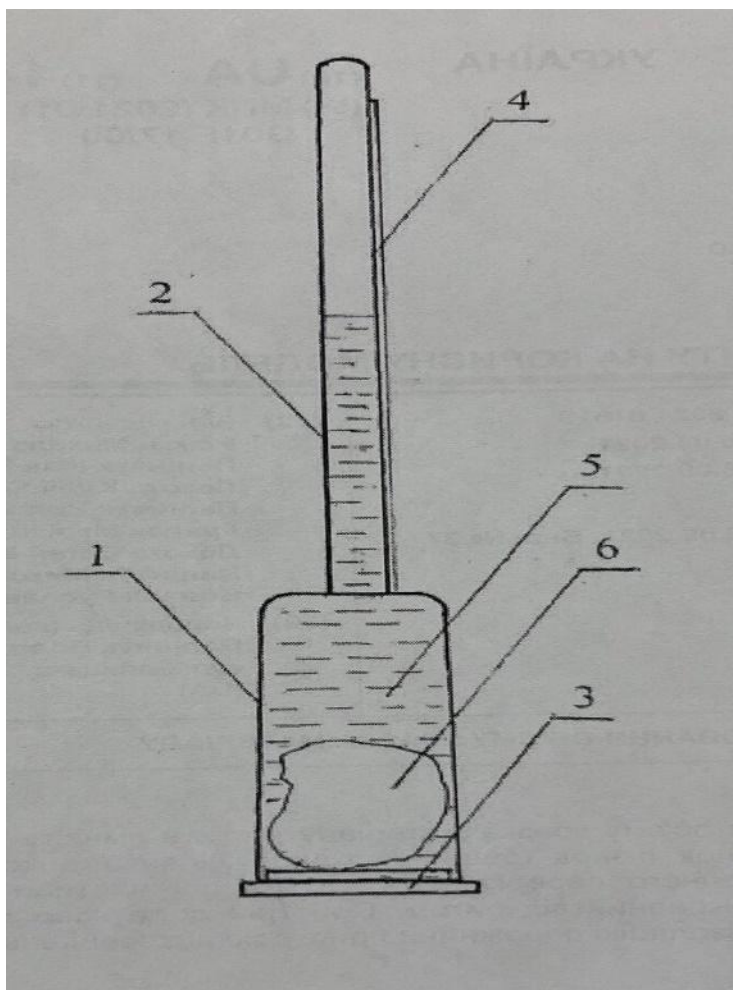


Рис. 6. Пристрій для вимірювання об'єму зразка матеріалу

Примітки: 1 – широка частина, 2 – вузька частина, 3 – заглушка, 4 – шкала, 5 – рідина, 6 – досліджуваний зразок [83]

Працює пристрій таким чином. Корпус пристрою встановлюють вертикально ширшою частиною догори і визначають об'єм рідини, яку необхідно залити в порожнину пристрою перед здійсненням вимірювань з таким розрахунком, що при встановленні пристрою тоншою частиною догори рівень рідини був в нижній частині звуженої ділянки. Після часткового заповнення порожнини пристрою рідиною встановлюють пристрій тоншою частиною догори і відмічають положення рівня рідини, після чого встановлюють пристрій ширшою частиною догори, знімають заглушку і розміщують всередині корпусу пристрою досліджуваний зразок, знову внутрішній об'єм пристрою герметизують за допомогою заглушки, перевертають пристрій тоншою частиною догори, відмічають положення рівня рідини і по різниці рівнів рідини вираховують об'єм досліджуваного зразка із використанням результатів калібрування пристрою.

У конкретному виконанні корпус пристрою виготовлено із скла, а заглушку із тефлону.

Загальна довжина корпусу пристрою 180 мм, довжина звуженої частини 120 мм, площа поперечного перерізу порожнини звуженої частини 12 мм², об'єм порожнини ширшої частини 15 см³.

Здійснено вимірювання об'єму восьми відбитків верхніх та нижніх щелеп із застосуванням запропонованого пристрою та методом гідростатичного зважування. Отримані результати в межах допустимих похибок співпадали, проте, при застосуванні запропонованого пристрою відпала необхідність застосування терезів, що спрощує інструментальне забезпечення та скорочує час вимірювання.

2.8. Спосіб дослідження морфологічних особливостей альвеолярного відростка

Спосіб дослідження морфологічних особливостей альвеолярного відростка належить до медицини, а саме до ортопедичної стоматології, і може бути застосований при протезуванні знімними пластиковими протезами для оцінки атрофічних змін протезного ложа в динаміці користування протезами.

Клінічно доведено, що існує взаємозв'язок між втратою зубів і передчасною атрофією щелепних кісток, впливом зміненого жувального навантаження на функціональну і морфологічну перебудову тканин протезного ложа при виникненні дефектів зубного ряду. Для контролю можливих змін геометричних параметрів альвеолярного відростка доцільно на початковому етапі користування протезом здійснити геометричні вимірювання моделі, зокрема її об'єму.

Задачею корисної моделі є забезпечення отримання інформації по визначенню об'ємних параметрів альвеолярного відростка на початковому етапі та в динаміці користування знімним протезом.

Поставлена задача вирішується тим, що у запропонованому способі визначення об'єму атрофії альвеолярного відростка щелепи, що включає визначення геометричних параметрів його відбитка, згідно з корисною моделлю, одержану відбиткову масу, розташовану між дном індивідуальної відбиткової ложки та слизовою оболонкою протезного ложа, переносять в порожнину вертикально встановленої продовгуватої ємності з постійною площею поперечного перерізу порожнини ємності, частково заповненої рідиною, і по

зміні положення поверхні рідини визначають об'єм відбиткової маси.

У більшості випадків об'єм відбиткової маси, розташованої між дном індивідуальної відбиткової ложки та альвеолярним відростком, становить від одного до декількох кубічних сантиметрів, а сам зразок легко деформується та може бути розділений на фрагменти розрізанням, що дає змогу достатньо точно визначити його об'єм шляхом вимірювання об'єму витісненої ним рідини.

Наводимо приклад здійснення запропонованого способу. Як ємність застосували піпетку у вигляді трубки з нанесеними на її поверхні поділками. Ціна поділки 0,2 мл, діаметр поперечного перерізу піпетки 3,0 мм. Піпетку частково заповнили водою, а досліджуваний зразок розрізали на продовгуваті пластини, ширина яких менша 3 мм. Здійснено п'ять вимірювань об'єму зразка. Отримано значення $1,548 \text{ см}^3$. Середня квадратична похибка середнього арифметичного становить $0,008 \text{ см}^3$. Запропонований спосіб швидкий, простий, не вимагає застосування спеціального обладнання і може бути здійснений протягом декількох хвилин [84, 85].

2.9. Пристрій для визначення геометричних параметрів фрагментів ротової порожнини

Пристрій для визначення геометричних параметрів фрагментів ротової порожнини, який містить два шарнірно сполучені стержні із загнутими кінцями, який відрізняється тим, що шарнірний вузол містить вал циліндричної форми, на який насаджені стержні, по обидва боки шарнірного вузла ділянки стержнів

одинакові по довжині, частина валу виступає за межі тіл стержнів і має ділянку з поперечним каналом, в який введено штангу, встановлену з можливістю поздовжнього переміщення, на обох кінцях штанги виконані виступи, аналогічні зігнутим кінцям стержнів і направлені перпендикулярно площині, в якій розташовані стержні.

Пристрій для визначення геометричних параметрів фрагментів ротової порожнини має у своїй будові стержні та штангу виконані однакової довжини.

Даний пристрій належить до медицини, а саме до ортопедичної стоматології і може бути застосований для оцінки форми та розмірів зубних рядів. При виготовленні знімних та незнімних протезів зубних рядів застосовуються відбиткові ложки, внутрішній об'єм яких заповнюють відбитковим матеріалом перед зняттям відбитків. Оскільки форми та розміри щелеп та зубних рядів є індивідуальними, актуальним є вибір із наявного комплекту ложки, яка найкраще підходить до конкретного пацієнта. Вдалий вибір ложки запобігає нераціональній витраті відбиткового матеріалу і не створює додаткових незручностей пацієнту. Традиційно відбиткові ложку вибирають після візуального обстеження ротової порожнини, що недостатньо ефективно.

В основу цього пристрою поставлено задачу забезпечення визначення взаємного розташування базових точок в ротовій порожнині для оцінки форми та розмірів зубних рядів при виборі відбиткової ложки.

Поставлена задача вирішується таким чином. Пристрій для визначення геометричних параметрів фрагментів ротової порожнини, який містить два шарнірно сполучені стержні із загнутими кінцями, згідно з корисною моделлю, шарнірний вузол містить вал

циліндричної форми, на який насаджені стержні, по обидва боки шарнірного вузла ділянки стержнів однакові по довжині, частина валу виступає за межі тіл стержнів і має ділянку з поперечним каналом, в який введено штангу, встановлену з можливістю поздовжнього переміщення, на обох кінцях штанги виконані виступи, аналогічні зігнутим кінцям стержнів і направлені перпендикулярно площині, в якій розташовані стержні. У варіанті корисної моделі стержні та штанга виконані однакової довжини.

Суть корисної моделі пояснюється кресленням (рис. 7), де показана конструкція запропонованого пристрою. На валу 1 шарнірно закріплені стержні 2 та 3, у валу виконано поперечний канал, в який введено штангу 4, встановлену з можливістю поздовжнього переміщення, кінці стержнів зігнуті в один бік паралельно валу 1, а на кінцях штанги 4 є виступи, аналогічні зігнутим кінцям стержнів і розташовані паралельно їм.

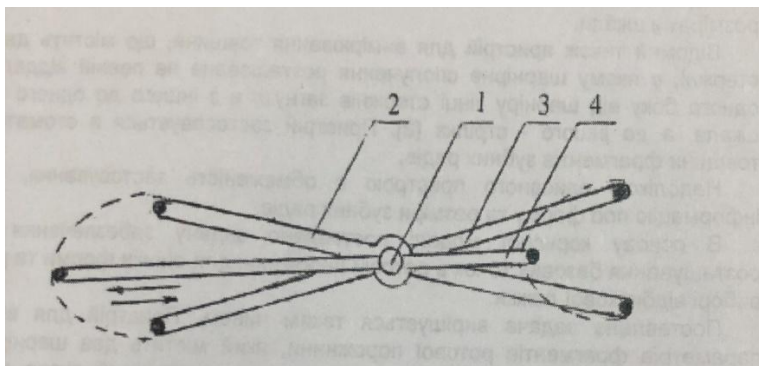


Рис. 7. Пристрій для визначення геометричних параметрів фрагментів ротової порожнини
Примітки: 1 – вал, 2-3 – стержні, 4 – штанга [85, 86, 87]

Працює пристрій таким чином. Для оцінки форми та розмірів зубних рядів кінці двох стержнів та штанги вводять в ротову порожнину до встановлення кінців стержнів на рівні кутніх зубів, розводять стержні до контакту з зубами, зміщують штангу до контакту виступу з одним із передніх зубів і встановлюють координати кінців стержнів та виступу штанги з протилежного боку, ззовні ротової порожнини, відомими методами, наприклад, проектуванням на розграфлену поверхню або зняттям відбитків на поверхні пластичного матеріалу. При цьому враховують поправку на положення мітки від виступу штанги ззовні ротової порожнини шляхом зміщення цієї мітки в бік валу.

У конкретному виконанні стержні та штанга виготовлені довжиною по 200 мм, штанга та отвір у валу мають діаметр перерізу 4,0 мм, зігнуті кінці стержнів та виступи штанги мають довжину по 7,0 мм. Всі деталі пристрою виготовлені із дюралюмінію.

Випробування запропонованого пристрою показали, що його застосування забезпечує оперативну оцінку форми та розмірів зубних рядів і дає змогу оперативно вибрати із наявного комплекту найбільш оптимальну відбиткові ложку.

2.10. Стоматологічний вимірювач товщини

Стоматологічний вимірювач товщини належить до медицини, а саме до засобів діагностики та підготовки до лікування в ортопедичній стоматології.

Задачею даного вимірювача товщини є розширення функціональних можливостей пристрою шляхом зменшення його габаритів.

Поставлена задача вирішується таким чином, що в стоматологічному вимірювачі товщини, що містить опорний та рухомий елементи, кожен елемент з одного боку має стержень з контактним виступом на кінці, виступи направлені один навпроти одного, згідно з корисною моделлю, частини опорного та рухомого елементів, протилежні контактним виступам, виконані потовщеними, потовщена частина опорного елемента містить два стержні з різьбою, розташовані на певній віддалі паралельно один до одного в одній площині із стержнем і перпендикулярно йому, а в потовщенні рухомого елемента виконано два канали, віддаль між якими рівна віддалі між стержнями, а поперечний переріз каналів рівний або більший поперечного перерізу стержня, пристрій містить дві фіксуючі гайки з різьбою, аналогічною різьбі стержнів і в робочому стані розташовані на стержнях.

На рис. 8 (Фіг. 1, 2) показана конструкція запропонованого стоматологічного вимірювача товщини.

Опорний елемент 1 містить контактний виступ 2, в потовщеній частині вмонтовані стержні 3 та 4, в рухомому елементі 5 із контактним виступом 6 в потовщеній частині виконані канали, які при робочому стані пристрою орієнтовані навпроти стержнів 3 та 4. На стержнях 3 та 4 встановлені гайки 7 та 8.

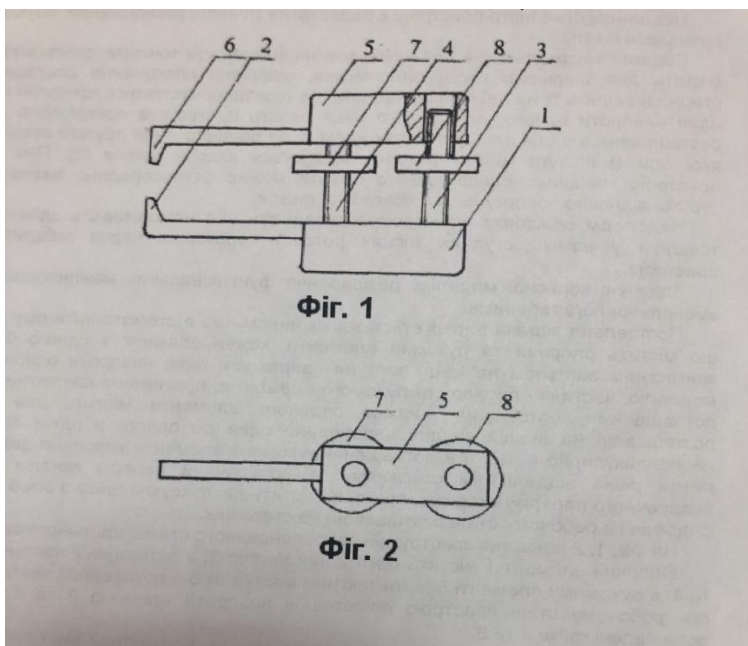


Рис. 8. (Фіг. 1, фіг. 2) Стоматологічний вимірювач товщини

Примітки: 1 – опорний елемент, 2 – контактний виступ, 3-4 – стержні, 5 – рухомий елемент, 6 – контактний виступ, 7-8 – гайки [88]

Працює запропонований пристрій таким чином. Контактний виступ 2 опорного елемента 1 вводять в контакт з поверхнею досліджуваного об'єкта, після чого з іншого боку об'єкта розташовують рухомий елемент 5 таким чином, що торці стержнів 3 та 4 знаходяться всередині каналів рухомого елемента. При цьому гайки 7 та 8 розташовані поблизу опорного елемента 1. Рухомий елемент 5 зміщують вздовж стержнів 3 та 4 до контакту виступу із другою поверхнею досліджуваного об'єкта, а

гайки 7 та 8 переміщують до контакту із поверхнею рухомого елемента 5, після чого рухомий та опорний елементи роз'єднують, видаляють із зони дослідження, знову з'єднують і вимірюють віддаль між торцями виступів одним із відомих методів, наприклад оптичним або із застосуванням каліброваних щупів.

За рахунок того, що запропонована конструкція передбачає значно менші розміри пристрою у порівнянні з аналогами, забезпечується можливість робити виміри у важкодоступних місцях ротової порожнини, тобто, розширюються функціональні можливості стоматологічного вимірювача товщини.

РОЗДІЛ 3. СПОСОБИ ВИЗНАЧЕННЯ ФІЗИКО-МЕХАНІЧНИХ ВЛАСТИВОСТЕЙ СТОМАТОЛОГІЧНИХ МАТЕРІАЛІВ

3.1. Спосіб визначення часу полімеризації стоматологічного полімерного матеріалу

Корисна модель належить до стоматологічного матеріалознавства і може бути застосована для визначення часу полімеризації матеріалу, що забезпечує вибір оптимальних умов виготовлення виробів із нього.

Задачею способу визначення часу полімеризації стоматологічного полімерного матеріалу є забезпечення визначення часу полімеризації полімерного стоматологічного матеріалу.

Поставлена задача вирішується тим, що в способі визначення часу полімеризації стоматологічного полімерного матеріалу, який включає створення умов полімеризації та визначення фізичних властивостей матеріалу через певні проміжки часу, згідно з корисною моделлю, визначають коефіцієнт пропускання світла T матеріалом для принаймні однієї довжини хвилі в інтервалі 500-650 нм до отримання постійного значення коефіцієнта пропускання, а час полімеризації визначають шляхом екстраполяції залежності $T=f(t)$, де t час до кінцевого значення коефіцієнта пропускання світла.

Експериментально встановлено, що на спектрах пропускання світла багатьох полімерних стоматологічних матеріалів є ділянки, на яких залежність близька до лінійної, а значення коефіцієнтів пропускання світла до

повного завершення полімеризації залежить від часу полімеризації.

На кресленні (рис. 10) представлені залежності $T = f(\tau)$ для матеріалу СИНМА (фіг. 1) та матеріалу РЕДОНТ (фіг. 2) для довжини хвилі 570 нм.

Як видно із результатів визначення коефіцієнта пропускання, час повної полімеризації для обох матеріалів становить 30 ± 5 хвилин.

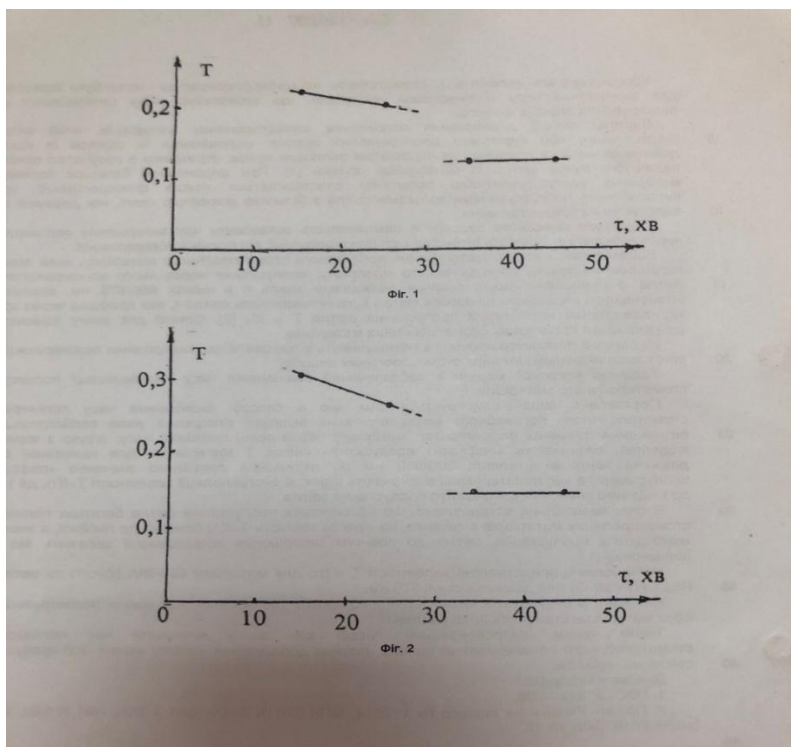


Рис. 9. Спосіб визначення часу полімеризації стоматологічного полімерного матеріалу
Примітки: СИНМА (fig. 1), РЕДОНТ (fig. 2) [89, 90]

Таким чином, запропонований спосіб дає змогу визначати час полімеризації стоматологічного полімерного матеріалу шляхом дослідження часової залежності пропускання світла матеріалом.

3.2. Спосіб порівняльної ідентифікації полімерного стоматологічного матеріалу

Спосіб порівняльної ідентифікації полімерного стоматологічного матеріалу, який включає виготовлення зразка матеріалу та зразка для порівняння у вигляді пластин плоскопаралельними полірованими поверхнями, пропускання через зразки монохроматичного світла та визначення коефіцієнту пропускання світла, який відрізняється тим, що досліджуваний зразок та зразок для порівняння піддають термічній полімеризації і через однакові проміжки часу визначають коефіцієнт пропускання світла T для певної довжини хвилі в межах 540-700 нм, визначають перші похідні $dT/d\lambda$, де t – час термічної полімеризації, порівнюють їх та роблять висновок про ідентичність зразків при несуттєвій різниці значень $dT/d\lambda$, а при суттєвій різниці $dT/d\lambda$ роблять висновок, що зразки належать до різних матеріалів.

Корисна модель належить до стоматологічного матеріалознавства і може бути використана для ідентифікації полімерних стоматологічних матеріалів.

В основу поставлена задача підвищення достовірності ідентифікації полімерних стоматологічних матеріалів.

Експериментально встановлено, що для різних полімерних стоматологічних матеріалів вид спектрів

пропускання світла подібний, проте значення коефіцієнтів пропускання світла певної довжини хвилі з часом полімеризації матеріалу змінюється по різному, що дає змогу здійснювати ідентифікацію матеріалів шляхом порівняння значень $dT/d\lambda$.

Для випробування запропонованого способу були зняті спектри пропускання зразків 40 полімерних матеріалів фтораксу, редонту, вінакрилу, синми, а також зразка невідомого походження. Дослідження здійснювали на зразках товщиною 1,0 мм через 15, 25, 35 та 45 хвилин полімеризації. Для всіх досліджених зразків характерна наявність горизонтальної ділянки на графіках $T = f(x)$ в межах довжин хвиль 540-700 нм. Значення коефіцієнтів пропускання в даному інтервалі залежать від часу полімеризації, ця залежність близька до лінійної і для досліджених матеріалів відрізняється як по величині, так і по знаку.

Таким чином, запропонований спосіб дає змогу по характеру залежності пропускання світла від часу полімеризації здійснювати порівняльну ідентифікацію і може бути застосований як самостійний, так і як додатковий при застосуванні інших методів, що підвищує достовірність результатів ідентифікації [90, 91].

3.3. Спосіб порівняльної ідентифікації пломбувальних фотополімерних стоматологічних матеріалів

Спосіб порівняльної ідентифікації пломбувальних фотополімерних стоматологічних матеріалів належить до стоматологічного матеріалознавства і може бути

використаний для ідентифікації стоматологічного пломбувального матеріалу на різних етапах його використання. Основною задачею є підвищення достовірності порівняльної ідентифікації пломбувальних фотополімерних стоматологічних матеріалів.

Спосіб включає виготовлення зразка досліджуваного матеріалу та зразка для порівняння у вигляді пластин із плоскопаралельними полірованими поверхнями, через зразок досліджуваного матеріалу та через зразок для порівняння пропускають монохроматичне світло із принаймні двома різними довжинами хвиль в межах 600-675 нм, визначають інтенсивність падаючого на кожен зразок світла та інтенсивність світла, яке пройшло через зразки матеріалу, вираховують коефіцієнти пропускання світла та перші похідні, порівнюють їх та роблять висновок про ідентичність зразків при несуттєвій різниці значень $dT/d\lambda$, а при суттєвій різниці $dT/d\lambda$, роблять висновок, що зразки належать до різних матеріалів.

Поставлена задача вирішується таким чином, що у способі порівняльної ідентифікації пломбувального фотополімерного стоматологічного матеріалу, який включає виготовлення зразка матеріалу із принаймні однією плоскою поверхнею, опромінення зразка світлом та дослідження параметрів світлового пучка, отриманого в результаті взаємодії падаючого пучка світла із матеріалом зразка, згідно з винаходом, готують досліджуваний зразок матеріалу та зразок для порівняння у вигляді пластин із плоскопаралельними полірованими поверхнями, через зразок досліджуваного матеріалу та через зразок для порівняння пропускають монохроматичне світло із принаймні двома різними

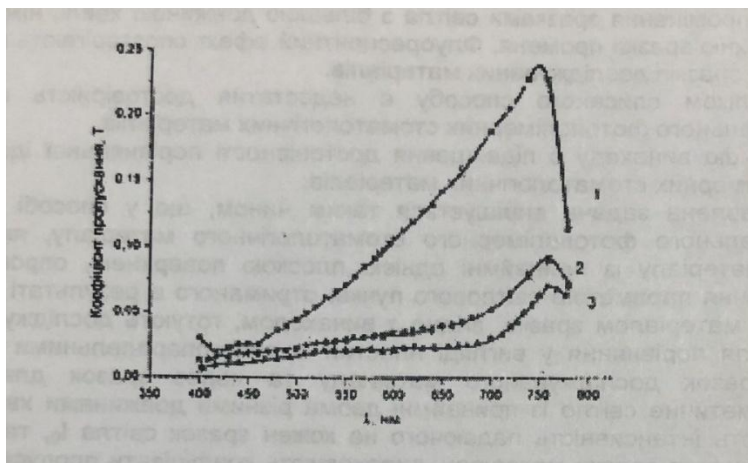
довжинами хвиль λ в межах 600-675 нм, визначають інтенсивність падаючого на кожен зразок світла, та інтенсивність світла, яке пройшло через зразки матеріалу, вираховують коефіцієнти пропускання.

Експериментально встановлено, що на спектрах пропускання різних пломбувальних стоматологічних матеріалів є ділянки, на яких залежність $T=f(\lambda)$ лінійна і ці ділянки включають інтервал довжин хвиль від 600 до 675 нм. Для різних матеріалів кут нахилу цих ліній різний, що дає змогу здійснювати порівняльну ідентифікацію об'єктів дослідження.

Для випробування запропонованого способу були зняті спектри пропускання світла стоматологічних фотополімерних матеріалів фірм виробників Charisma, I-Xcite та Filtes (uH). Для дослідження спектрів пропускання використали комплекс, який складається із послідовно встановлених джерела випромінювання, блока світлофільтрів, тримача зразків, фотоприймача та системи вимірювання інтенсивності сигналів фотоприймача. Джерелом випромінювання світла є лампа розжарювання із вольфрамовою ниткою. Зразки для дослідження виготовлені у вигляді пластин товщиною 0,3 мм з плоскопаралельними поверхнями. Заготовки спочатку шліфували із використанням водяної суспензії. Поверхні зразків полірували з використанням алмазної пасти на м'якій підкладці при відносній швидкості полірувальної поверхні по відношенню до зразка від 0,10 м/с до 0,15 м/с.

На кресленні (рис. 10) представлені спектри пропускання досліджених зразків. Криві 1, 2 та 3 відображають спектри пропускання світла зразків досліджених матеріалів фірм-виробників Charisma, Xcite та Filtes (UH) відповідно.

Таким чином, запропонований спосіб забезпечує підвищення об'єктивності ідентифікації стоматологічних пломбувальних матеріалів.



**Рис. 10. Спосіб порівняльної ідентифікації
пломбувальних фотополімерних стоматологічних
матеріалів**

*Примітки: Криві 1, 2 та 3 відображають спектри
пропускання світла Charisma, Xcite та Filtes (UH) [90,92]*

3.4. Спосіб порівняльної ідентифікації стоматологічних полімерних матеріалів

Спосіб порівняльної ідентифікації стоматологічних полімерних матеріалів включає виготовлення зразка досліджуваного матеріалу та зразка для порівняння у вигляді однакових по формі та розмірах пластин та дослідження їх фізичних параметрів в ідентичних умовах. Обидва зразка розташовують горизонтально на підставки

таким чином, що під середніми частинами зразків відсутні опори, зверху цих частин розташовують ідентичні тягарці. Досліджуваний зразок та зразок для порівняння разом із підставками та тягарцями розміщують в термостат, одночасно нагрівають і визначають температури, при яких відбувається розм'якшення зразків. Якщо ці температури значно відрізняються, роблять висновок, що матеріали, з яких виготовлені зразки, неідентичні.

Корисна модель належить до стоматологічного матеріалознавства і може бути застосована для ідентифікації стоматологічних матеріалів.

Основним завданням є зниження трудомісткості порівняльної ідентифікації полімерних стоматологічних матеріалів.

Для кожного полімерного матеріалу характерний певний температурний інтервал, в межах якого фізичні властивості матеріалу в реальному часі суттєво не змінюються. При підвищених температурах більшість полімерних матеріалів розм'якшуються, але температура, при якій цей процес активується, для різних матеріалів різна.

Здійснено випробування запропонованого способу. Досліджували нейлонові та акрилові матеріали, для чого виготовлено пластини довжиною 10,0 мм, шириною 2,0 мм та товщиною 1,0 мм. Пластини розмістили на торці патрубків із плавленого кварцу зовнішнім діаметром 9,0 мм, над пластинами встановили сталі стержні товщиною 4,0 мм і вагою по 75 г. Обидва зразка розмістили всередині вертикально встановленої печі опору з діаметром поперечного перерізу 30 мм. Температуру вимірювали за допомогою хромель-алюмелевої термопари та мілівольтметра. Нагрівання

зразків здійснювали з швидкістю 5-7 К/хв. При температурі 205 °С зафіксовано розм'якшення зразка із нейлонового полімеру, а руйнування зразка з акрилового полімеру відбулось при температурі 240 °С.

Таким чином, застосувавши запропонований спосіб, по різниці температур, при яких відбувається значне розм'якшення матеріалів, можна встановити, чи ідентичні матеріали, з яких виготовлені досліджувані зразки [90,93].

РОЗДІЛ 4. АПАРАТИ ТА ПРИСТРОЇ ДЛЯ КОРИГУВАННЯ ПОЛОЖЕННЯ ЗУБІВ

4.1. Тимчасовий фіксатор зубів

Тимчасовий фіксатор зубів містить опорні елементи з контактними поверхнями, орієнтованими назовні в протилежних напрямках, систему регулювання та фіксації віддалі між контактними поверхнями. Опорні елементи виготовлені у вигляді продовгуватих пластин, ідентичних за формою та розмірами, кожна із пластин має звужений кінець, між ширшими кінцями закріплена гайка з гвинтом, направленим вздовж опорних елементів, між опорними елементами встановлено продовгуватий клин, орієнтований вздовж пластин, ширший кінець клина в робочому стані пристрою встановлено в механічному контакті з торцем гвинта.

Тимчасовий фіксатор зубів належить до ортопедичної стоматології і може бути застосований для тимчасового корегування взаємного положення сусідніх зубів.

В основу цього фіксатора поставлена задача розширення функціональних можливостей та спрощення конструкції тимчасового фіксатора зубів.

Поставлена задача вирішується тим, що тимчасовий фіксатор зубів містить опорні елементи контактними поверхнями, орієнтованими назовні в протилежних напрямках, систему регулювання та фіксації віддалі між контактними поверхнями. Опорні елементи виготовлені у вигляді продовгуватих пластин, ідентичних за формою та розмірами, кожна із пластин має звужений кінець, між

ширшими кінцями закріплена гайка з гвинтом направленим вздовж опорних елементів, між опорними елементами встановлено продовгуватий клин орієнтований вздовж пластин, ширший кінець клина в робочому стані пристрою встановлено в механічному контакті з торцем гвинта.

Суть корисної моделі пояснює креслення (рис. 11). На кресленні показана конструкція запропонованого тимчасового фіксатора зубів. Між опорними елементами 1 та 2 розташовано розширювач 3, а між ширшими кінцями опорних елементів закріплена гайка 4 з гвинтом 5. У робочому стані вужчі кінці опорних елементів розташовані між зубами 6 та 7.

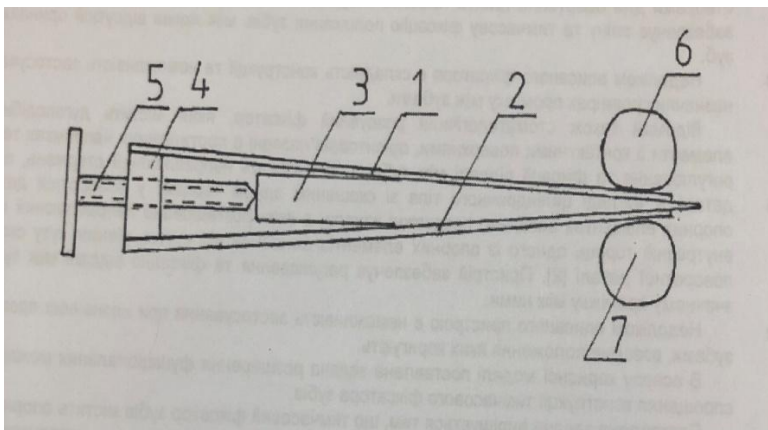


Рис. 11. Тимчасовий фіксатор зубів

Примітки: 1-2 – опорні елементи, 3 – розширювач, 4 – гайка, 5 – гвинт, 6-7 – зуби [94]

Працює тимчасовий фіксатор зубів таким чином. Для незначної зміни кута нахилу одного або двох сусідніх зубів між ними встановлюють кінці опорних елементів,

здебільшого на рівні верхніх частин зубів, після чого за допомогою гвинта переміщують розширювач в бік контакту опорних елементів з зубами до необхідного їх взаємного положення, що дає змогу здійснювати необхідні лікувальні процедури в міжзубному просторі, після чого фіксатор видаляють.

У конкретному виконанні всі деталі фіксатора виконані із сталі. Довжина опорних елементів по 70 мм, ширина контактних частин опорних елементів 3 мм, ширших частин по 10 мм. Між опорними елементами закріплені гайка та гвинт з різьбою М 3. Довжина розширювача 45 мм, кут між площинами розширювача 8° .

Проведені випробування запропонованого тимчасового фіксатора зубів підтвердили, що його застосування забезпечує коригування положення сусідніх зубів при незначній віддалі між ними.

4.2. Стоматологічний фіксатор зубів

Стоматологічний фіксатор зубів, який містить опорні елементи та механізм фіксації взаємного положення опорних елементів, виготовлені із твердого матеріалу, який відрізняється тим, що опорні елементи та механізм фіксації виготовлені із оксидного матеріалу, хімічно стійкого до контактуючих з ним речовин.

Стоматологічний фіксатор зубів належить до ортопедичної стоматології і може бути застосований для фіксації зубів, між якими розташована дефектна ділянка зубного ряду, на якій відсутні або частково зруйновані зуби.

Задачею було запобігання виникненню електрохімічних процесів в ротовій порожнині.

Поставлена задача вирішується таким чином, що відомий стоматологічний фіксатор зубів, який містить опорні елементи та механізм фіксації взаємного положення опорних елементів, виготовлені із твердого матеріалу, згідно з корисною моделлю, опорні елементи та механізм фіксації виготовлені із оксидного матеріалу, хімічно стійкого до контактуючих з ним речовин, а саме корунду, плавленого кварцу або двоокису цирконію.

Корунд по хімічному складу є оксидом алюмінію, який при звичайних умовах має високу хімічну стійкість, по твердості поступається лише алмазу.

Плавлений кварц склоподібний двоокис кремнію, твердість якого по шкалі Мооса понад 7, хімічно стійкий при звичайних умовах, піддається механічній обробці із використанням як абразивного матеріалу як алмазу, так і корунду, вироби із плавленого кварцу можуть бути виготовлені як механічною обробкою заготовки, так і формуванням конструктивних елементів у розм'якшеному стані.

Двоокис цирконію, ZrO_2 , відомий також під назвою "фіаніт", має твердість по шкалі Мооса понад 8, хімічно стійкий у слабокислих або слаболужних середовищах при звичайних умовах, може бути механічно оброблений із використанням як абразивного матеріалу корунду.

Для корунду, плавленого кварцу та двоокису цирконію характерна вища адгезійна здатність до пломбувальних матеріалів, ніж для металів та металевих сплавів. Виготовлено зразки запропонованого стоматологічного фіксатора зубів.

Приклад 1. Зразок виготовлено із лейкосапфіру. Опорні елементи в місцях контакту із зубами мають дугоподібну поверхню із радіусом кривизни 4,0 мм, протилежні контактній частини мають циліндричну форму з діаметром поперечного перерізу 5,0 мм, вздовж осей симетрії опорних елементів виконані поздовжні канали з діаметром поперечного перерізу 2,0 мм. На циліндричній частині одного із опорних елементів виконане скошення. Механізм фіксації включає циліндричне тіло довжиною 6,0 мм із поздовжнім каналом з діаметром поперечного перерізу 2,0 мм та із скошеним одним кінцем а також циліндричний направляючий стержень товщиною 1,9 мм.

Приклад 2. Елементи фіксатора по формі та розмірам аналогічні описаним в прикладі 1. Направляючий стержень виготовлено із лейкосапфіру, а інші деталі із плавленого кварцу.

Приклад 3. Конструкція фіксатора аналогічна описаній в прикладі 1, направляючий стержень виготовлено із лейкосапфіру, інші деталі із двоокису цирконію.

При використанні описаних виробів була забезпечена надійна фіксація зубів-антагоністів, розташованих по обидва боки проміжної частини, в якій були відсутні два зуби.

Таким чином, використання як матеріалу стоматологічного фіксатора зубів корунду, плавленого кварцу або двоокису цирконію забезпечує надійну фіксацію зубів без застосування металів або металевих сплавів, що зменшує можливість виникнення електрохімічних процесів в ротовій порожнині [95].

4.3. Пристрій для коригування положення зубів

Пристрій для коригування положення зубів належить до медицини, а саме до ортопедичної стоматології, і може бути застосований для витягування зуба, який не повністю прорізався, до оптимального положення в зубному ряду.

В основу поставлена задача забезпечити можливість витягування зуба, який не повністю прорізався, до оптимального положення. Поставлена задача вирішується тим, що у пристрої для коригування положення зубів, що містить пружний активатор, згідно з корисною моделлю, активатор виготовлено у вигляді продовгуватої пластини із середнім та боковими вигинами, бокові вигини направлені в бік, протилежний вигину в середній частині, в активаторі виконано два отвори, розташовані вздовж активатора по обидва боки від його середини, до бокових торців активатора прикріплено дві пари пластин, направлених в бік, протилежний боковим вигинам, в кожній парі пластини розташовані одна навпроти одної і прикріплені по різні боки активатора, пристрій містить також тяговий елемент у вигляді П-подібної пластини із пружного матеріалу, бокові торці якої містять виступи, направлені всередину, в робочому стані бокові частини тягового елемента введені в отвори активатора, пристрій містить також підковоподібний захоплювач зуба, який в робочому стані прикріплено до зуба, який не повністю прорізався, і механічно взаємодіє з виступами тягового елемента.

Принцип роботи пояснюється кресленням (рис. 12), на якому наведено конструкцію запропонованого пристрою для коригування положення зубів.

В активаторі 1 виконані отвори 2, через які пропущені бокові частини тягового елемента 3, торці якого мають виступи, направлені всередину, і які механічно контактують з підковоподібним захоплювачем 4 прикріпленого до зуба, який не повністю прорізався, 5. До активатора 1 прикріплено пластини 6, розташовані ззовні сусідніх зубів 7 і 8 і призначені для підтримання орієнтації активатора вздовж лінії зубного ряду. Поверхня активатора з обох боків покрита шаром полімерного матеріалу для запобігання руйнування зубів в місцях контакту з активатором.

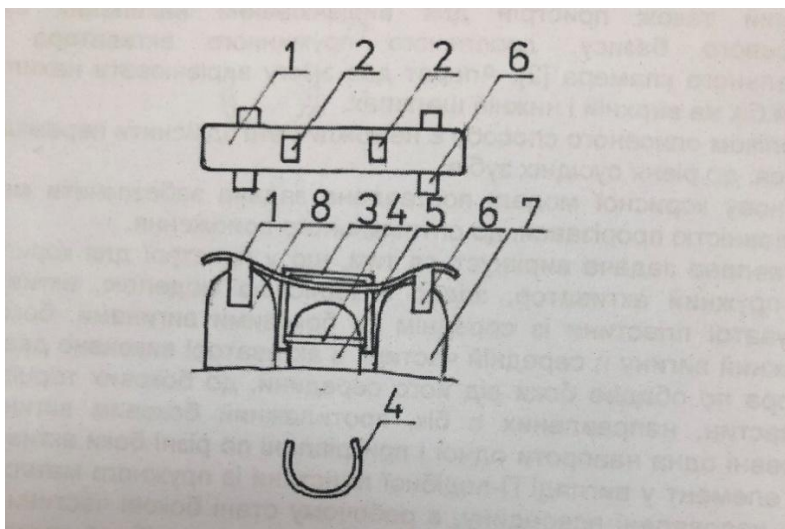


Рис. 12. Пристрій для коригування положення зубів

Примітки: 1 – активатор, 2 – бокові 3 – частини тягового елемента, 4 – підковоподібний захоплювач, 5 – зуб, який не повністю прорізався, 6 – пластина, 7 – 8 – сусідні зуби [96]

Пристрій працює таким чином. При зімкненні щелеп на бокові випуклі частини активатора діє сила прикусу зубів протилежної щелепи. Оскільки активатор контактує із сусідніми зубами, при натиску на бокові вигини середня частина активатора піднімається і через тяговий елемент зусилля передається на зуб, який не повністю прорізався, в потрібному напрямку. Силою прикусу можна регулювати силу, що діє на зуб. Захоплювач зуба може бути знімним або тимчасово фіксованим. Всі деталі пристрою виготовлені з пружного матеріалу, сталі, що дає змогу відносно просто встановлювати пристрій в робоче положення та знімати.

В результаті випробування запропонованого пристрою підтверджено його ефективність при зміщенні зуба, який не повністю прорізався, до оптимального положення.

4.4. Пристрій для тимчасової фіксації фрагментів зубних рядів

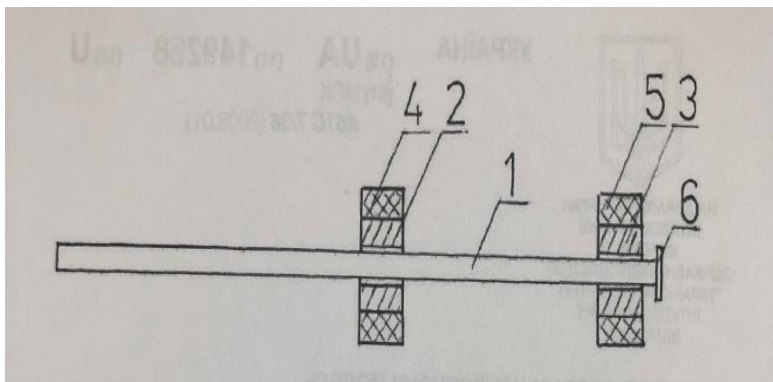
Корисна модель належить до стоматологічних пристроїв і може бути застосована при здійсненні профілактичних та лікувальних процедур.

В основу поставленої задачі є розширення функціональних можливостей пристрою, зокрема, забезпечення тимчасової фіксації взаємного розташування зубних рядів.

Поставлена задача вирішується тим, що пристрій для тимчасової фіксації фрагментів зубних рядів, який містить принаймні одну опорну деталь, здатну частково деформуватись під дією протилежно направлених

поверхонь фрагментів ротової порожнини, згідно корисної моделі, містить несучий стержень та дві опорні деталі, кожна з яких має по дві плоскопаралельні контактні поверхні, покриті шаром еластичного матеріалу та наскрізні отвори, орієнтовані паралельно контактним поверхням, поперечні перерізи отворів рівні або більші поперечного перерізу стержня, опорні деталі встановлені на стержні з можливістю поздовжнього переміщення.

На кресленні (рис. 13) показана конструкція запропонованого пристрою. Пристрій містить стержень 1 та опорні деталі 2 та 3, в яких виконані отвори, що відповідають поперечному перерізу стержня 1. Опорні деталі встановлені з можливістю переміщення вздовж стержня 1. Кожна опорна деталь має пару плоско паралельних поверхонь, до яких прикріплені пластини 4 та 5 із еластичного матеріалу. На одному із кінців стержня виконане потовщення 6. Працює запропонований пристрій таким чином. Для тимчасового фіксування взаємного положення щелеп встановлюють одну опорну деталь на кінці стержня біля торцевого розширення а іншу на віддалі від першої таким чином, що пари зубів верхньої та нижньої щелеп розташовані навпроти середніх частин еластичних пластин. При цьому кінець стержня розташований ззовні ротової порожнини. Віддаль між щелепами регулюють вибором розмірів опорних деталей та розташуванням пристрою в ротовій порожнині. При відсутності зубів на окремих ділянках зубних рядів встановлюють пристрій таким чином, що еластичні частини пристрою розташовані навпроти бездефектних ділянок зубних рядів.



**Рис. 13. Пристрій для тимчасової фіксації фрагментів
зубних рядів**

*Примітки: 1 – стержень, 2-3 – опорні, 4-5 – деталі,
6 – потовщення [97]*

У конкретному виконанні стержень та корпуси опорних деталей виготовлені із дюралюмінію, а еластичні частини із пористої гуми. Товщина стержня 4 мм, довжина 140 мм. В комплект пристрою входить набір опорних деталей різних розмірів.

Випробування запропонованого пристрою показали, його застосування дає змогу тимчасово фіксувати взаємне положення зубних рядів при здійсненні лікувальних чи профілактичних процедур.

4.5. Коригувальний стоматологічний пристрій

Коригувальний стоматологічний пристрій може бути застосований для вирівнювання зубів, нахилених у вестибулярному або оральному напрямках.

Поставлена задача вирішується тим, що в коригувальному стоматологічному пристрої, що містить фіксатор та пружний елемент, згідно з корисною моделлю, фіксатор має 2-подібну форму і виготовлений із дроту або пластини, а пружний елемент має форму продовгуватої прямокутної пластини із пружного матеріалу, яка вздовж середньої лінії має два продовгуваті отвори, довжина кожного із отворів рівна або більша довжини бокових торців фіксатора.

На кресленні (рис.14) показана конструкція запропонованого коригувального стоматологічного пристрою.

Фіксатор 1 в робочому стані контактує із зубом 2, положення якого коригують. Торці фіксатора 1 введені в отвори пружного елемента 3, який контактує із сусідніми зубами 4.

Працює запропонований пристрій таким чином. Після здійснення вимірів взаємного розташування зуба, положення якого коригують, та сусідніх зубів вибирають розміри фіксатора та пружного елемента. Фіксатор встановлюють таким чином, що він охоплює частину зуба, а торці фіксатора вводять в отвори пружного елемента, для чого торці фіксатора зближують, а пружний елемент згинають в сторону зуба, положення якого коригують. Бокові ділянки пружного елемента механічно контактують із сусідніми зубами. Після введення торців фіксатора в отвори пружного елемента взаємне положення їх зберігається за рахунок силової дії пружного елемента, яка забезпечує також постійний силовий вплив на зуб в потрібному напрямку.

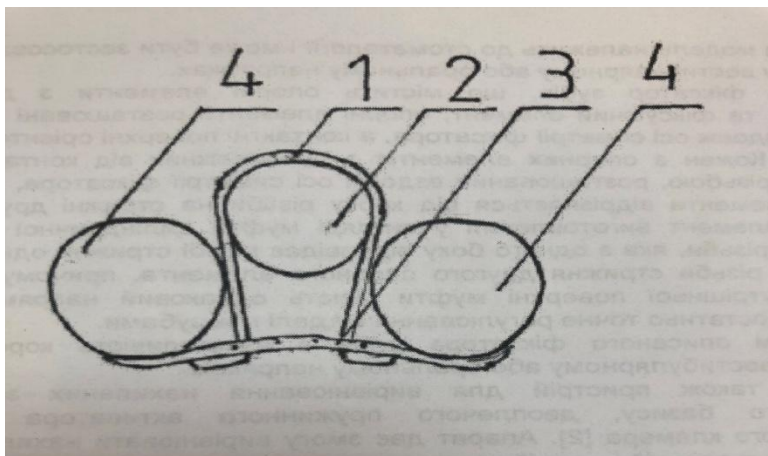


Рис. 14. Коригувальний стоматологічний пристрій
*Примітки: 1 – фіксатор, 2 – зуб, 3 – пружний елемент,
 4 – сусідні зуби [98]*

У конкретному виконанні фіксатор виготовлено із дроту товщиною 1,5 мм, а пружний елемент із пластини шириною 5,0 мм, довжиною 25,0 мм та товщиною 0,5 мм. Обидві деталі виготовлено із нержавіючої сталі.

Запропонований корегувальний стоматологічний пристрій містить всього дві деталі, що забезпечує спрощення як конструкції, так і виготовлення пристрою.

4.6. Фіксатор зубів

Фіксатор зубів належить до ортопедичної стоматології і може бути застосований для фіксації зубів, між якими розташована ділянка, на якій відсутні або частково зруйновані зуби.

Основною задачею було забезпечення постійного положення фіксатора при незначній зміні віддалі між зубами.

Поставлена задача вирішується тим, що фіксатор зубів, що містить опорні елементи з дугоподібними контактними поверхнями та фіксуючий елемент, який містить муфту циліндричної форми, опорні елементи розташовані по обидва боки фіксуючого елемента вздовж осі симетрії фіксатора, а контактні поверхні орієнтовані в протилежних напрямках, згідно з корисною моделлю, в кожному опорному елементі вздовж його осі симетрії виконані отвори з різьбою, а фіксуючий елемент містить дві муфти, кожна з яких з одного боку містить стержень з різьбою, аналогічною різьбі в отворах опорних елементів, а з другого боку циліндричний патрубок, стержень та патрубок розташовані вздовж осі симетрії муфти, зовнішній діаметр патрубка однієї муфти рівний або менший діаметра поперечного перерізу порожнини патрубку другої муфти, а в порожнинах патрубків муфт розташована циліндрична пружина, яка в робочому стані фіксатора торцями механічно взаємодіє з муфтами.

В запропонованому пристрої віддаль між контактними поверхнями регулюють, вибираючи довжину муфт. Пружина, розташована в порожнинах муфт, забезпечує пружну силову дію опорних елементів на фіксовані зуби і при їх незначному зміщенні від початкового положення сила дії практично не змінюється, що забезпечує стабільність положення фіксатора зубів.

На кресленні (рис. 15) показана конструкція запропонованого пристрою в розрізі. В опорних елементах 1 та 2 виконані поздовжні отвори з різьбою, на торцях муфт 3 та 4 є стержні 5 та 6 з різьбою, а з

протилежних боків від стержнів муфти мають ділянки у вигляді циліндрів 7 та 8, направлених порожнинами одна до другої. Для реалізації силової дії призначена пружина 9. Попередньо досліджують розташування зубів, положення яких необхідно зафіксувати, після чого вибирають муфти потрібних розмірів. У вихідному положенні віддаль між контактними поверхнями пристрою більша віддалі між зубами. При натисканні на контактні поверхні пружина стискається, що дає змогу розташувати фіксатор між зубами.

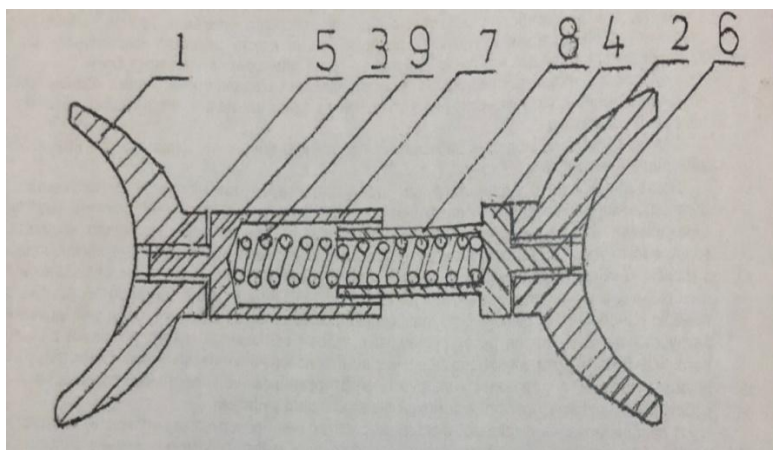


Рис. 15. Фіксатор зубів

Примітки: 1-2 – опорні елементи, 3-4 – торці муфт, 5-6 - стержні з різьбою, 7-8 - ділянки у вигляді циліндрів, 9 - пружина [99]

У конкретному виконанні фіксатор зубів виготовлено із сталі. Контактні поверхні опорних елементів виконані у вигляді дуг з радіусом кривизни 4,0 мм. В отворах опорних елементів та на стержнях муфт

виконана різьба М2. Зовнішній діаметр поперечного перерізу циліндричної частини однієї муфти 6,0 мм, а діаметр поперечного перерізу порожнини 5,0 мм. Для другої муфти ці величини становлять 4,8 мм та 3,8 мм відповідно. Мінімальна віддаль між контактними поверхнями 26,0 мм. Циліндричні ділянки муфт експериментального зразка мають довжину по 10 мм, довжина пружини в ненапруженому стані 18 мм, товщина 3,5 мм. Зразок дає змогу здійснювати фіксацію зубів, зустрічні поверхні яких розташовані на віддалі 26-32 мм.

4.7. Стоматологічний фіксатор зубів

Фіксатор зубів належить до ортопедичної стоматології і може бути застосований для фіксації зубів, між якими розташована ділянка, на якій відсутні або частково зруйновані зуби.

В основу поставлено задачу спрощення конструкції та технології виготовлення фіксатора зубів, а також забезпечення більш точного регулювання віддалі між зубами.

Поставлена задача вирішується тим, що у фіксаторі зубів, який містить опорні елементи з дугоподібними контактними поверхнями та фіксує елемент, розташований між опорними елементами вздовж осі симетрії фіксатора, а контактні поверхні орієнтовані назовні в протилежних напрямках, згідно з корисною моделлю, кожен із опорних елементів з протилежних від контактних поверхнь боків має стержень з різьбою, розташований вздовж осі симетрії фіксатора, причому крок різьби на стержні одного опорного елемента

відрізняється від кроку різьби стержня другого опорного елемента, а фіксуючий елемент виготовлений у вигляді муфти циліндричної форми з двома ділянками внутрішньої різьби, яка з одного боку відповідає різьбі стержня одного опорного елемента, а з іншого боку різьбі стержня другого опорного елемента, при чому різьби на стержнях та на ділянках внутрішньої поверхні муфти мають однакову направленість.

За рахунок того, що різниця кроків різьб на стержнях, а також на протилежних ділянках різьби фіксуючого елемента незначна, а різьби мають однаковий напрямок, при обертанні фіксуючого елемента навколо осі симетрії відбувається зближення або віддалення контактних поверхонь опорних елементів в залежності від напрямку обертання фіксуючого елемента. При одному оберті фіксуючого елемента зміна віддалі між контактними поверхнями дорівнює різниці кроків різьби, що значно менше від кроків цих різьб а також від зміни віддалі між контактними поверхнями опорних елементів при застосуванні пристроїв з різнонаправленими різьбами. Для різьб М4 та М3 при повороті фіксуючого елемента на 360° зміна віддалі між контактними поверхнями становить 0,23 мм.

На кресленні (рис. 16) показана конструкція запропонованого фіксатора зубів.

Опорні елементи 1 та 2 мають дугоподібні контактні ділянки 3 та 4, стержні 5 та 6 з різьбою. В фіксуючому елементі 7 з обох боків виконані внутрішні різьби, які відповідають різьбам на стержнях 5 та 6. Різьби на стержнях 5 та 6 та на фіксуючому елементі 7 мають однаковий напрямок.

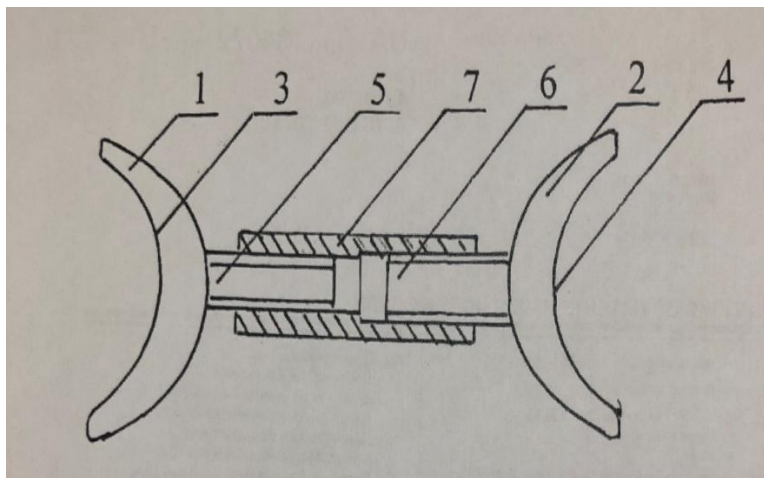


Рис. 16. Стоматологічний фіксатор зубів

Примітки: 1-2 – опорні елементи, 3-4 – дугоподібні контактні ділянки, 5-6 – стержні з різьбою, 7 – фіксуючий елемент [100]

Працює фіксатор зубів таким чином. При обертанні фіксуючого елемента 7 навколо осі симетрії відбувається її зміщення відносно до опорних елементів 1 та 2, в результаті якого віддаль між фіксуючим елементом та контактною поверхнею одного опорного елемента зменшується, а другого збільшується. Оскільки кроки різьб різні, в результаті обертання фіксуючого елемента відбувається зміна віддалі між контактними поверхнями опорних елементів.

У конкретному виконанні деталі фіксатора зубів виготовлені із нержавіючої сталі, контактні поверхні виконані з радіусом кривизни 4,0 мм, на стержні одного опорного елемента та з одного боку фіксуючого елемента

виконана різьба М4, а на стержні другого опорного елемента та з іншого боку фіксуючого елемента різьба М3.

Випробування фіксатора зубів показало, що запропонована конструкція забезпечує більш точне регулювання віддалі між зубами та спрощення технології виготовлення фіксатора.

4.8. Стоматологічний розсувний фіксатор

Стоматологічний розсувний фіксатор належить до медицини, зокрема до ортопедичної стоматології, і може бути використаний для запобігання зміщенню зубів, розташованих по обидва боки дефектної ділянки зубного ряду, на якій відсутні або частково зруйновані зуби.

Стоматологічний розсувний фіксатор містить опорні елементи з дугоподібними контактними поверхнями та фіксуючий елемент, опорні елементи розташовані по обидва боки фіксуючого елемента вздовж осі симетрії фіксатора, а контактні поверхні орієнтовані назовні в протилежних напрямках, фіксуючий елемент містить стержень та поворотну деталь у вигляді тіла циліндричної форми із скошеним одним торцем, у поворотній деталі виконано поздовжній канал, поперечний переріз стержня рівний або менший поперечного перерізу каналу поворотної деталі, в кожному опорному елементі виконано канал, поперечний переріз якого ідентичний поперечному перерізу каналу поворотної деталі, внутрішній торець одного із опорних елементів скошений під кутом, рівним куту скосу торця поворотної деталі, а довжина стержня менша мінімальної віддалі між контактними поверхнями опорних елементів. В робочому

стані поворотна деталь встановлена таким чином, що її скошений торець знаходиться в механічному контакті із скошеним торцем одного із опорних елементів. При повороті деталі навколо стержня віддаль між контактними поверхнями опорних елементів змінюється від мінімального значення, коли скошені поверхні повністю контактують, до максимального при контакті найбільш віддалених від контактної поверхні опорного елемента та від нескошеного торця поворотної деталі ділянок.

Суть фіксатора пояснюється кресленням (рис. 17), де представлена конструкція запропонованого стоматологічного розсувного фіксатора. Опорні елементи 1 та 2 в передніх частинах мають дугоподібні контактні поверхні 3 та 4, а з протилежних боків циліндричні ділянки з плоскими торцями. Торець 5 опорного елемента 1 виконано перпендикулярно осі симетрії фіксатора, а торець 6 опорного елемента 2 виконано скошеним. Поворотна деталь 7 має скошений 8 та нескошений 9 торці. В опорних елементах 1 та 2 та в поворотній деталі 7 виконані канали, орієнтовані вздовж осі симетрії фіксатора. В порожнинах опорних елементів 1 та 2 та поворотної деталі 7 розташований стержень 10.

Працює запропонований пристрій таким чином. Перед установкою фіксатора заміряють віддаль між зубами в місцях запланованого силового втручання і визначають величину оптимального відносного зміщення зубів під дією фіксатора, після чого вибирають положення поворотної деталі. Довжину стержня вибирають такою, щоб при мінімальній віддалі між контактними поверхнями опорних елементів він не виступав за їх межі, а при максимальній віддалі кінці стержня знаходились в порожнинах каналів опорних елементів. Фіксація взаємного положення

поворотної деталі та опорних елементів здійснюється за рахунок сил тертя або цементацією частини простору між поворотною деталлю та опорним елементом. У конкретному виконанні стоматологічний розсувний фіксатор виготовлено із лейкосапфіру. Робочі поверхні опорних елементів виконано у вигляді дуг з радіусом кривизни 4,0 мм, діаметр та довжина каналів відповідно 2,0 мм та 5,0 мм, діаметр поперечного перерізу поворотної деталі 5,0 мм, його довжина 6,0 мм, а кути скосу торця поворотного елемента та торця одного із опорних елементів становили 20°. Різниця між мінімальною та максимальною віддаллю між робочими поверхнями опорних елементів становила 3,0 мм. Довжина стержня 15,0 мм, а діаметр поперечного перерізу 1,9 мм.

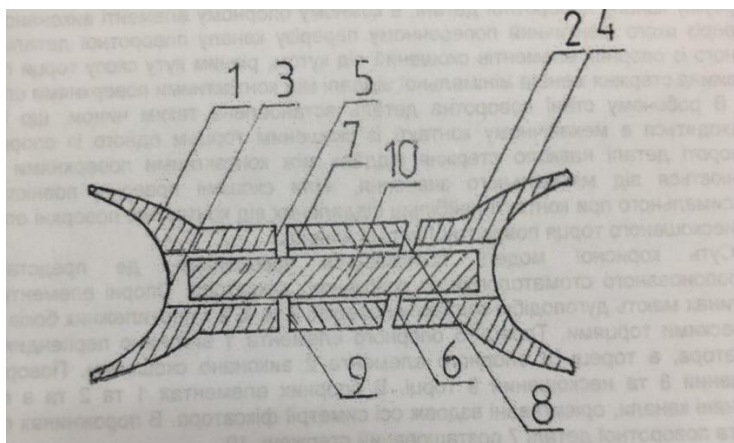


Рис. 17. Стоматологічний розсувний фіксатор

Примітки: 1-2 – опорні елементи, 3-4 – дугоподібні контактні поверхні, 5 – торець, 6 – торець опорного елемента скошений, 7 – поворотна деталь, 8 – скошений торець поворотної деталі, 9 – нескошений торець поворотної деталі, 10 – стержень [101]

Здійснено випробування запропонованого стоматологічного розсувного фіксатора. Фіксатор встановили на ділянці верхньої щелепи, де були відсутні два зуби, опорні елементи розташували таким чином, що середини робочих поверхонь опорних елементів знаходились на віддалі 3,5 мм від вершин зубів. За допомогою фіксатора збільшили відстань між точками контактів зубів з опорними елементами на 2,0 мм, що забезпечило повернення положення зубів до початкового.

Таким чином, запропонований фіксатор забезпечує коригування положення зубів при значному спрощенні конструкції і здешевленні процесу виготовлення пристрою.

4.9. Регулятор положення зубів

Регулятор положення зубів містить фіксатор та опорні елементи з дугоподібними контактними поверхнями, розташовані по обидва боки фіксатора. Контактні поверхні опорних елементів орієнтовано в бік фіксатора. Простори між контактними поверхнями та фіксатором достатні для розташування зубів, взаємне положення яких фіксують.

Регулятор положення зубів належить до ортопедичної стоматології і може бути застосований для корегування взаємного положення пари зубів, розташованих по обидва боки дефектної ділянки і нахилених в різні боки. Поставлена задача забезпечити корекцію положення зубів шляхом їх зближення.

На відміну від більшості відомих регуляторів положення зубів запропонований пристрій, призначений

для застосування у випадках, коли при відсутності одного або декількох зубів необхідно не збільшувати, а зменшувати віддаль між зубами, розташованими по обидва боки дефектної зони.

Нижче пояснюється кресленням (рис. 18), на якому показано конструкцію запропонованого регулятора положення зубів. Опорні елементи 1 та 2 мають дугоподібні контактні ділянки 3 та 4, орієнтовані в бік фіксуючого елемента, стержні 5 та 6 з різьбою. У фіксуючому елементі 7 з обох боків виконані внутрішні різьби, які відповідають різьбам на стержнях 5 та 6. Різьби на стержнях 5 та 6 та на фіксуючому елементі 7 мають однаковий напрямок. Віддаль між контактною поверхнею та корпусом кожного опорного елемента достатня для розташування між ними зуба. Працює пристрій таким чином.

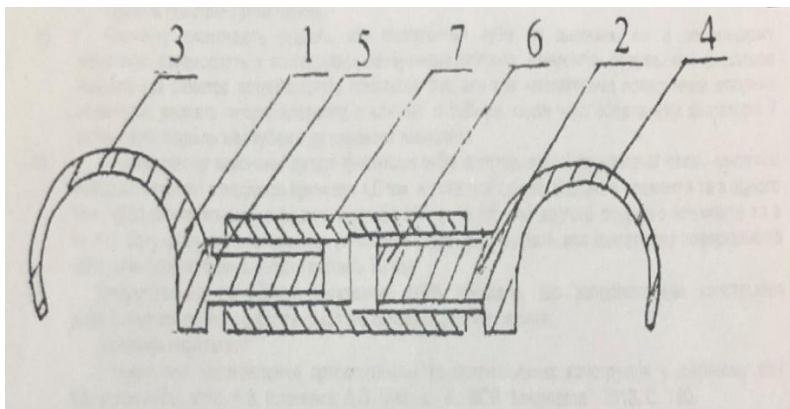


Рис. 18. Регулятор положення зубів

Примітки: 1-2 – опорні елементи, 3-4 – дугоподібні контактні ділянки, 5- 6 – стержні з різьбою, 7 – фіксуючий елемент [102]

Спочатку визначають віддаль між поверхнями зубів на ділянках, які в подальшому механічно взаємодіють з контактними поверхнями опорних елементів, обертанням фіксатора навколо осі симетрії встановлюють початкову віддаль між контактними поверхнями опорних елементів, вводять опорні елементи в контакт із зубами, після чого обертанням фіксатора 7 зменшують віддаль між зубами до заданого значення.

У конкретному виконанні деталі фіксатора зубів виготовлені із нержавіючої сталі, контактні поверхні виконані з радіусом кривизни 4,0 мм, на стержні одного опорного елемента та з одного боку фіксуючого елемента виконана різьба М4, а на стержні другого опорного елемента та з іншого боку фіксуючого елемента різьба М3. Найбільша віддаль між контактною поверхнею та корпусом опорного елемента становить 10 мм.

Випробування регулятора положення зубів показало, що запропонована конструкція забезпечує зближення зубів та фіксацію їх взаємного положення.

РОЗДІЛ 5. СПОСОБИ ВДОСКОНАЛЕННЯ ВИГОТОВЛЕННЯ ЗНІМНИХ ЗУБНИХ ПРОТЕЗІВ, ІНШИХ СТОМАТОЛОГІЧНИХ ІНСТРУМЕНТІВ ТА ПРИСТРОЇВ

5.1.Спосіб виготовлення знімного зубного протеза

Спосіб виготовлення знімного зубного протеза відноситься до ортопедичної стоматології і може бути застосований в процесі виготовлення та використання знімного зубного протеза для контролю якості та структурних змін параметрів матеріалу базису протеза після його виготовлення.

В основу корисної моделі поставлено задачу виготовлення одночасно із протезом зразка матеріалу базису протеза, призначеного для тривалого зберігання та контролю основних параметрів.

Поставлена задача вирішується таким чином. Спосіб виготовлення знімного зубного протеза, який включає моделювання воскової композиції протеза, гіпсування в кювету та заміну воску на пластмасу, згідно з корисною моделлю, в кювету разом із восковою композицією протеза гіпсують додаткову воскову пластину з товщиною, близькою до товщини протеза в базовій ділянці, орієнтовану паралельно дну кювети, і одночасно здійснюють заміну воскової композиції протеза і воскової пластини на пластмасу.

Виготовлення протеза і додаткового зразка в ідентичних умовах і з одного матеріалу дає змогу контролювати структурні зміни в матеріалі або встановлювати їх відсутність. Крім цього, в деяких

випадках наявність такого зразка може сприяти ідентифікації особи.

Експериментальний зразок знімного зубного протеза із застосуванням запропонованого способу виготовлено із пластмаси Фторакс. Додатковий зразок виготовлено у вигляді прямокутної пластини товщиною 1,5 мм, шириною 7,0 мм та довжиною 10,0 мм. Товщина додаткового зразка є усередненою для товщини базової ділянки протеза, а розташування воскової пластини паралельно дну кювети обумовлене технологічними умовами виготовлення протеза.

Протез передано для використання, а зразок-свідок на тривале зберігання [90,103, 104].

5.2. Зубний протез

Задачею є запобігання зміщенню природних зубів в бік крайніх зубів протеза, а також відтворення віддалі між штучними зубами, аналогічної віддалі між сусідніми природними зубами.

Поставлена задача вирішується тим, що зубний протез, що містить один або декілька штучних зубів, згідно з корисною моделлю, на краях протеза з медіального та дистального боків виконані виступи, розташовані на рівні шийки зубів, довжина виступів дорівнює віддалі між сусідніми природними зубами на рівні шийки зубів, при наявності в протезі декількох штучних зубів між сусідніми штучними зубами виконані перегородки на рівні шийок зубів, ширина перегородок відповідає віддалі між природними зубами на рівні шийок зубів.

За рахунок того, що ззовні зубного протеза в напрямку зубного ряду на протезі виконані виступи, досягається можливість запобігти зміщенню ближніх природних зубів в бік протеза.

Виготовлено протез нижнього зубного ряду, який містив три штучних зуби. Проміжки між сусідніми штучними зубами та виступи на крайніх штучних зубах виконані рівними проміжкам між сусідніми природними зубами і становили 3,0 мм. Через тривалий проміжок часу, понад чотири місяці, зміщення природних зубів, сусідніх з боковими зубами протеза не спостерігались завдяки наявності виступів на штучних зубах. Завдяки однаковим проміжкам між сусідніми природними та штучними зубами наявність протеза в зубному ряду була практично непомітною [104,105, 106].

5.3. Знімний зубний протез

Знімний зубний протез належить до ортопедичної стоматології і може бути застосований для заміни гарнітури штучних зубів, зокрема, при адаптації взаємодії знімного протеза та фрагментів ротової порожнини.

В основу корисної моделі поставлено задачу забезпечення можливості зміни форми і розмірів окремих штучних зубів без заміни зубного протеза. Поставлена задача вирішується тим, що знімний зубний протез містить основу та закріплені на ній штучні зуби, згідно з корисною моделлю, містить принаймні один змінний фрагмент у вигляді верхньої частини штучного зуба, нижня частина змінного фрагмента має форму циліндричного стержня, вісь якого направлена в бік

основи протеза, в основі протеза на місці розташування виконано глухий канал, по формі ідентичний формі нижньої частини змінного фрагмента, а в основі та стержні виконані отвори, які в робочому стані протеза розташовані вздовж лінії, перпендикулярної осі нижньої частини змінного фрагмента, і містить фіксуєчий елемент, розташований в отворах в основі протеза та в змінному фрагменті і встановлений з можливістю видалення із отворів.

На кресленні показана конструкція частини запропонованого знімного зубного протеза (рис. 19).

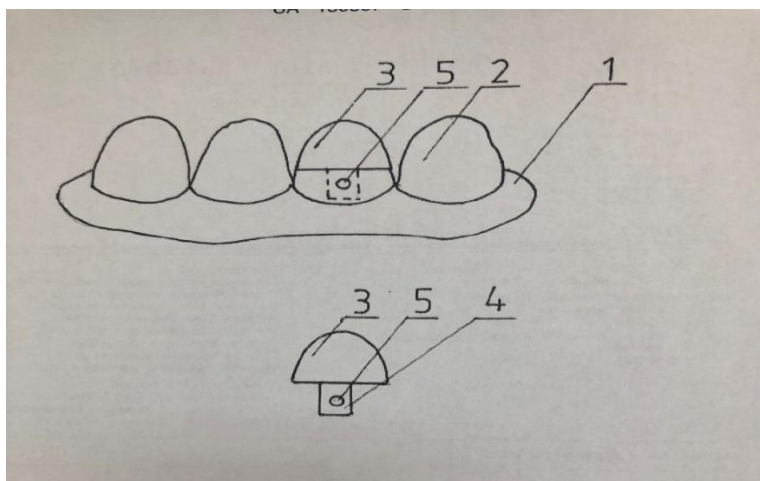


Рис. 19. Знімний зубний протез

Примітки: 1 – корпус, 2 – штучні зуби, 3 – знімний фрагмент, 4 – нижня частина змінного фрагмента, 5 – отвір [107, 108]

Знімний зубний протез містить корпус 1, на якому закріплені штучні зуби 2, знімний фрагмент 3, нижня

частина якого 4 має форму тіла циліндричної форми. В основі протеза та в нижній частині змінного фрагмента 3 виконано отвори 5, в яких в робочому стані протеза розташований фіксуєчий елемент. Фіксуєчий елемент виготовлений по формі та розміру аналогічним отвору в основі протеза та нижньої частини змінного фрагмента. У одному із варіантів отвір має звуження з боку ротової порожнини для запобігання переміщенню фіксатора в бік ротової порожнини, а фіксатор відповідне звуження на одному кінці.

Перед розташуванням знімного зубного протеза в робоче положення нижню частину змінного фрагмента вставляють в глухий канал основи протеза таким чином, що отвори в основі протеза та в змінному фрагменті розташовані вздовж прямої лінії, і розташовують в отворі фіксуєчий елемент. Довжину фіксуєчого елемента вибирають таким чином, що його торці не виступають за межі поверхні основи. В конструкції знімного зубного протеза може бути передбачена наявність одного або декількох змінних фрагментів. При необхідності зміни положення виступаючої частини знімного фрагмента його замінюють на інший. Для видалення знімного фрагмента спочатку видаляють фіксуєчий елемент, витісняючи його з отворів за допомогою стержня назовні зубного протеза.

5.4. Пристрій для виготовлення зубних протезів

В основу даної розробки поставлено задачу зменшення витрат пластмасового матеріалу при виготовленні зубного протеза.

Поставлена задача вирішується тим, що пристрій для виготовлення зубних протезів, що містить завантажувальну камеру з отвором в нижній частині, механізм подачі пластмасового тіста, зуботехнічну кювету для розміщення гіпсової моделі, яка складається з основи, кришки, верхнього і нижнього кілець, на стикуючих краях кілець виконані напівкруглі вирізи, які утворюють на стику кілець наскрізні отвори, згідно з корисною моделлю, додатково містить групу втулок, розташованих в отворах на стикуючих краях, кожна втулка виготовлена у вигляді патрубку циліндричної форми з поперечною перегородкою в порожнині патрубка, в якій виконано групу отворів загальною площею 0,2-0,5 площі поперечного перерізу порожнини патрубка, а на торцях втулки ззовні мають кільцеві потовщення.

На рис. 20 (фіг. 1, 2) показана конструкція запропонованого пристрою. Завантажувальна камера 1 розташована над зуботехнічною кюветою з основою 2, кришкою 3, верхнього 4 та нижнього 5 кілець, механізму з'єднання 6, який фіксує відносне положення верхньої та нижньої частин кювети. В отворах, утворених напівкруглими вирізами кілець 4 та 5, розташовані втулки 7 з перегородками 8 та потовщеннями 9. В перегородках 8 виконані отвори 10.

Працює запропонований пристрій таким чином. Пластичну масу переміщують із завантажувальної камери в зуботехнічну кювету до заповнення порожнин для протеза в гіпсовій формі та вихідних литників. Після заповнення порожнин рух пластмасового тіста сповільнюється, оскільки загальна площа отворів в перегородках втулок менша площі поперечних перерізів литникових каналів. Про завершення заповнення

порожнин свідчить поява пластмасового тіста ззовні перегородок.

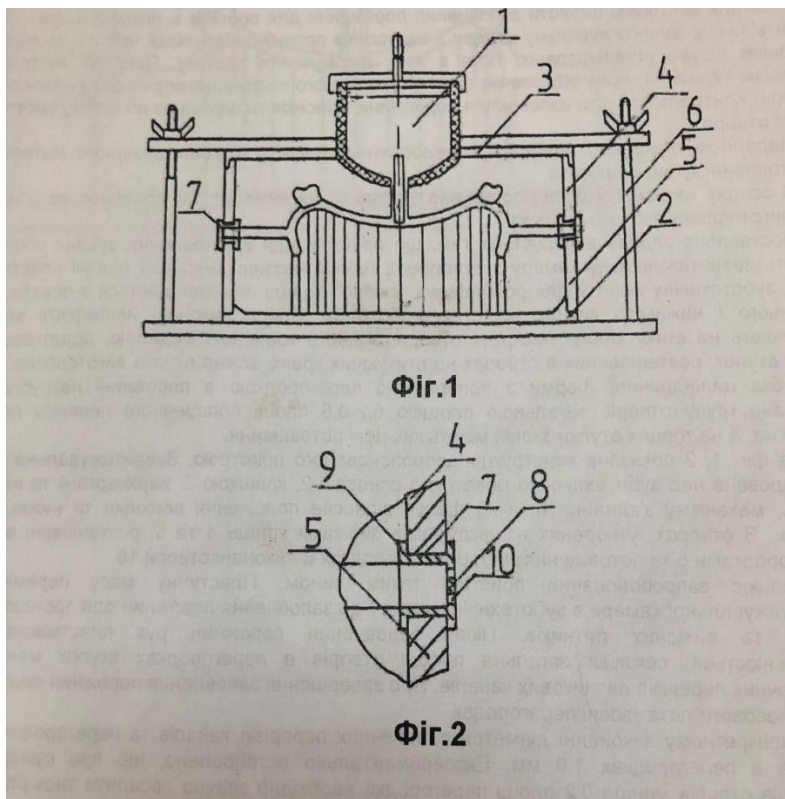


Рис. 20. (Фіг. 1, 2) Пристрій для виготовлення зубних протезів

Примітки: 1 – завантажувальна камера, 2 – зуботехнічна кювета з основою, 3 – кришка, 4 – верхнє кільце, 5 – нижнє кільце, 6 – механізм з'єднання, 7 – втулки, 8 – перегородки, 9 – потовщення, 10 – отвір [104,106,109]

У конкретному виконанні діаметри поперечних перерізів каналів та перегородок 5,0 мм, а отворів в перегородках 1,0 мм. Експериментально встановлено, що при сумарній площі перерізів отворів менше 0,2 площі перегородки необхідно значно посилити тиск робочої маси під час завершення заповнення порожнин, а при сумарній площі отворів в перегородках понад 0,5 площі перегородок ускладнюється фіксація моменту повного заповнення порожнин.

Таким чином, застосування запропонованого пристрою дає змогу зменшити витрату робочого матеріалу за рахунок більш точного визначення моменту повного заповнення порожнин.

5.5. Пристрій для діатермокоагуляції

Пристрій для діатермокоагуляції належить до терапевтичної стоматології і може бути застосований в процесах лікування та профілактики стоматологічних захворювань.

Явище діатермокоагуляції широко використовується в стоматології. Діатермокоагуляція виникає при створенні локальної зони підвищеної температури, в результаті чого згортаються білки та кров, що запобігає всмоктуванню продуктів тканинного розпаду, попаданню мікроорганізмів в судинне русло. Застосування діатермокоагуляції дає змогу забезпечити коагуляцію вмісту кореневих каналів при пульпіті і періодонтиті, видалення доброякісних новоутворень слизової оболонки порожнини рота та видалення грануляційної тканини з патологічних ясенних кишень. Задачею є розширення

функціональних можливостей пристрою за рахунок покращення контрольованості зони підвищеного тепловиділення при діатермокоагуляції.

Поставлена задача виконується таким чином, що пристрій для діатермокоагуляції, який містить активний електрод у вигляді петлі із електропровідного матеріалу, систему регулювання потужності електричного струму, ручку, провідники струму та контактні елементи, згідно корисної моделі, активний електрод виготовлено із потоншенням у середній частині. При пропусканні електричного струму через резистивний нагрівач із змінним поперечним перерізом кількість тепла, яка виділяється на одиниці довжини нагрівача, буде різною. У конкретному виконанні запропонований пристрій містить діатермокоагулятор. Активний елемент виготовлено у вигляді петлі із ніхромової пластини товщиною 0,25 мм та шириною 4,0 мм. У середній частині петлі виконане звуження довжиною 12,0 мм та поперечним перерізом 0,3 мм².

Встановлено, що при пропусканні електричного струму через активний елемент інтенсивність тепловиділення на звуженій ділянці в 8-10 разів більша, ніж на інших ділянках активного елемента.

Таким чином, запропонований пристрій дає змогу запобігти неконтрольованому підвищенню температури на ділянках, які не підлягають термічній обробці [110].

5.6. Пристрій для видалення зубів

Пристрій для видалення зубів належить до хірургічної стоматології і може бути застосований для видалення зубів або їх фрагментів.

В основу поставлена задача зменшення матеріалоемності набору щипців та спрощення процесу стерилізації контактної частини пристрою. Поставлена задача вирішена таким чином, що в пристрої для видалення зубів, який містить щічки, ручки та замок, згідно з корисною моделлю, кожна із ручок складається із двох фрагментів, причому один із фрагментів ручки містить виступ у формі рівнобічної трапеції, ширший бік виступу розташований ззовні перпендикулярно осі ручки, в іншому фрагменті виконано виріз, форма і розміри якого відповідають формі і розміру виступу першого фрагменту ручки і забезпечують можливість розташування виступу першого фрагменту у вирізі другого фрагменту ручки.

На кресленні (рис. 21) показана конструкція запропонованого пристрою. Пристрій містить ручки 1 та 2, замок 3, щічки 4 та 5. На фрагментах ручок 1 та 2 виконані виступи 6 та 7, а на інших фрагментах ручок вирізи, які по формі та розмірам відповідають виступам 6 та 7 ручок 1 та 2.

Працює запропонований пристрій таким чином. Набір щипців включає одну пару зовнішніх фрагментів ручок та набір передніх частин щипців з різною формою та розташуванням щічок. При цьому вирізи на внутрішніх фрагментах ручок ідентичні, що дає змогу застосовувати лише одну пару зовнішніх частин ручок.

Експериментальний зразок виготовлено із щипців із прямими щічками. На віддалі 30 мм від центру зразка ручки були розділені і на одних частинах ручок виготовлені виступи у вигляді рівнобічних трапецій а на інших вирізи відповідної форми та розмірів. В робочому стані ручки утримуються в потрібному положенні за рахунок сил тертя. Виступи виконані на зовнішніх частинах ручок. Можливе також виконання виступів на внутрішніх частинах ручок, а вирізів на зовнішніх. При застосуванні експериментального зразка зміщення ручок перпендикулярно їх осям не спостерігалось.

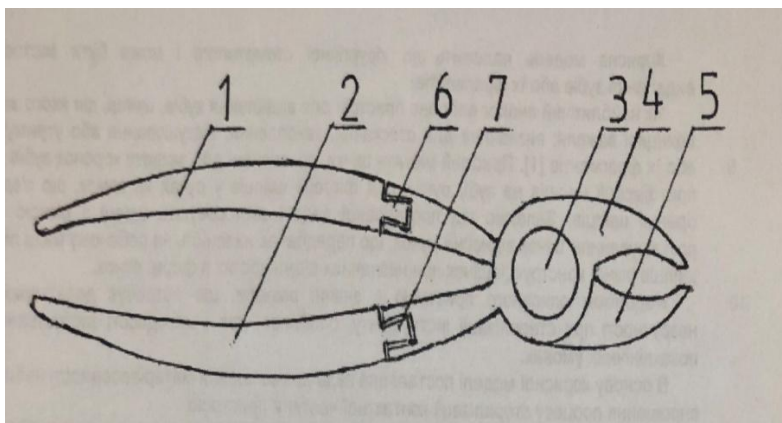


Рис. 21. Пристрій для видалення зубів

Примітки: 1- 2 – ручки, 3 – замок, 4-5 – щічки, 6-7 – виступи [111]

Таким чином, запропонований пристрій дає змогу зменшити матеріалоемність комплекту щипців та спростити процес стерилізації інструменту.

5.7. Капа

Стоматологічна капа належить до ортопедичної стоматології і може бути застосована для терапевтичних, ортопедичних, естетичних, захисних або профілактичних цілей.

В основу цієї розробки поставлена задача розширити функціональні можливості капи, за рахунок забезпечення рідинної обробки фрагментів зубного ряду без видалення корпусу капи.

Поставлена задача вирішується тим, що капа, що містить корпус із еластичного матеріалу, внутрішня частина корпусу має форму негативного відбитку зубного ряду або його фрагменту, згідно з корисною моделлю, додатково містить накладний елемент із еластичного матеріалу, що повторює форму зовнішньої частини корпусу, а в корпусі виконано групу каналів, кожен із яких розташований між зовнішньою та внутрішньою частиною корпусу.

Корисна модель представлена кресленням (рис. 22), на якому зображено вертикальний переріз ділянки капи.

Корпус капи 1 охоплює зубний ряд 2. Між зовнішньою та внутрішньою поверхнями корпусу 1 виконані канали 3. Накладний елемент 4 охоплює зовнішню поверхню корпусу 1 і встановлений з можливістю відділення від корпусу без зняття корпусу із зубного ряду.

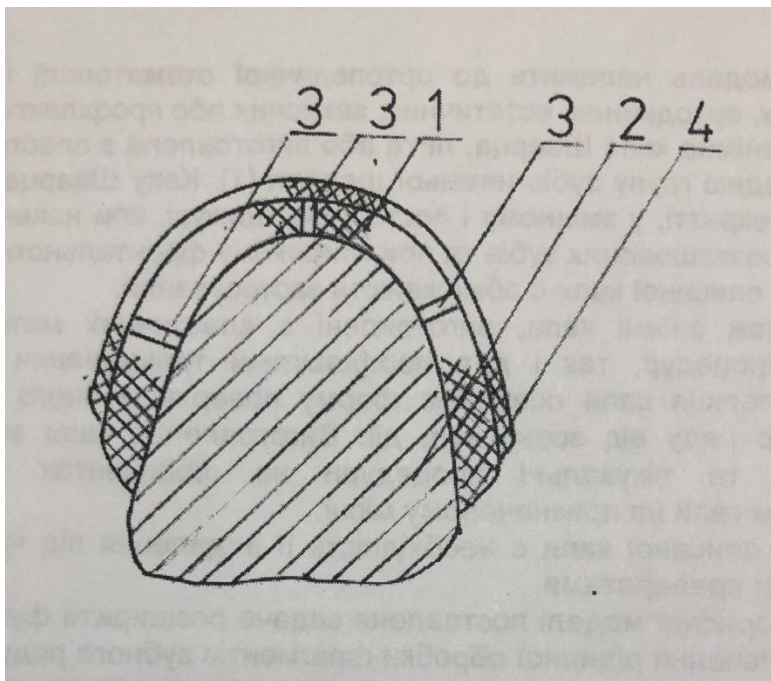


Рис. 22. Капа

*Примітки: 1 – корпус капи, 2 – зубний ряд, 3 – канали,
4 – накладний елемент [85,112]*

Наявність каналів в корпусі, розташованих між зовнішньою та внутрішньою поверхнями корпусу дає змогу вводити рідину до фрагменту зубного ряду без знімання корпусу, а накладний елемент захищає порожнини каналів від зовнішнього середовища.

Корисна модель працює таким чином. При необхідності обробки певної ділянки зубного ряду рідким препаратом накладний елемент знімають і через канал, розташований навпроти оброблюваної ділянки подають

рідину, після чого накладний елемент знову закріплюють на корпусі капи.

У конкретному виконанні капу на зубний ряд верхньої щелепи виготовлено з поліметилметакрилату. Корпус виготовлено по формі зубного ряду, а накладний елемент по формі зубного ряду із закріпленим на ньому корпусі. Канали в корпусі виконані з площею поперечного перерізу $0,7 \text{ мм}^2$.

Випробування експериментального зразка показали, що конструкція капи дає змогу здійснювати локальну рідинну обробку фрагменту зубного ряду без знімання корпусу капи.

РОЗДІЛ 6. МАТЕРІАЛИ ТА РІЗНОВИДНІСТЬ ТЕХНОЛОГІЙ ДЛЯ ВИГОТОВЛЕННЯ ЧАСТКОВИХ ЗНІМНИХ ПРОТЕЗІВ

6.1. Основні характеристики акрилових пластмас

Досвід застосування акрилових пластмас у клініці ортопедичної стоматології свідчить, що вони діють не тільки на тканини протезного ложа, але й на весь організм. Акрилові пластмаси більше 50 років залишаються основними конструкційними матеріалами для базисів знімних зубних протезів.

Виготовлення знімних конструкцій зубних протезів за загальноприйнятими технологіями не забезпечує отримання протезів точної форми та достатньої міцності. Як наслідок, спостерігається велика кількість поломок базисів протезів. Приводились дані поломок протезів в залежності від матеріалу базисів та термінів користування ними. Так, відсоток поломок за даними різних авторів коливається від 7,9 до 25,4%. Підтвердженням цьому є також дані ряду авторів, що 20-24,9% хворих не користуються знімними конструкціями зубних протезів, а в 37% випадків змушені пристосовуватися до протезів з недостатньою фіксацією та стабілізацією [113]. У зв'язку з широким застосуванням акрилових пластмас у клініці ортопедичної стоматології в якості базисних матеріалів виникла проблема, яка отримала назву «протезні стоматити».

Перспективним є використання методу ливарного пресування акрилових пластмас, але суб'єктивізм у дозуванні механічної сили на пластмасове тісто,

недосконалість режимів полімеризації, відсутність розробок щодо подальшого удосконалення апаратури для об'єктивізації технологічних процесів, які б дозволили зробити технології виготовлення знімних зубних протезів менш залежними від роботи зубних техніків не дозволяє позбутися великої кількості недоліків та ускладнень при їх використанні.

Тому нерідко через розпорошеність таких досліджень, а деколи і дуже складних та високовартісних заклади практичної охорони здоров'я на практиці не мають змоги користуватися раціональними і доцільними практичними рекомендаціями.

Використання в клініці ортопедичної стоматології каучуку для базисів протезів впродовж цілого століття довело, що подальший розвиток цього важливого розділу ортопедичної стоматології неможливий. Розвиток медичної науки диктував необхідність заміни каучуку на сучасніші базисні матеріали, які б володіли цілим комплексом властивостей, необхідних для використання їх в якості конструкційних матеріалів [85,108].

Перші розробки з виготовлення базисів знімних конструкцій на основі ПММА для застосування в стоматологічній практиці відносилися до 40-х років. Вихідним матеріалом для отримання полімеризата в той час стали подрібнені до порошкоподібного стану відходи органічного скла. Однак отримані полімеризати не відрізнялися технологічністю і внаслідок цього широкого поширення не отримали .

АКР-7, що призначалася для виготовлення базисів протезів і штучних зубів. Порошок (полімер) представляв собою роздріблені відходи органічного скла. Рідину (мономер) отримували шляхом перегонки тих же відходів,

а також відходів при виробництві протезів з АКР-7. Ініціатором реакції був перекис бензоїлу, що складав 1% від кількості полімеру.

АКР-7 за короткий час витиснула каучук із практики зубопротезування. Цьому сприяла така її перевага, як відносна хімічна інертність. З появою акрилових полімерів значно підвищилася функціональна цінність та естетичні властивості знімних зубних протезів. Поява акрилатів сприяла розробці нових конструкцій, застосування яких до впровадження їх було неможливо. Внаслідок цього знизилася кількість ускладнень, пов'язаних зі знімним протезуванням. Дійсно, підвищилася продуктивність праці лікарів і зубних техніків. Робота з удосконалення акрилових базисних матеріалів продовжувалася. На зміну маловиробничому процесу дроблення промислових відходів органічного скла прийшов емульсійний спосіб отримання порошку-полімеру безпосередньо з мономеру. При цій технології кінцеву полімеризацію пластмасового тіста здійснювали на водяній бані.

Подальше поліпшення властивостей полімеризату, що отриманий на основі поліметилакрилату, призвело до створення просторово-структурних полімерних композицій.

Полімеризати цих конструкцій містять спеціальні зшиваючі агенти, що створюють поперечні зв'язки між макромолекулами полімеру. Представниками цих композицій є: «Акрил», «Етакрил», «Акроніл», «Бакрил», «Композиція», «Фторакс». Згадані матеріали за своїми міцносними і біологічними характеристиками значно відрізняються від лінійних акрилатів, що застосовувалися раніше. За кордоном у клініці знімного зубного

протезування широко застосовуються аналогічні пластичні маси на акриловій основі: «Палудар», «Палапрес», «Паладонт-65», «Калакрил-А», «Колорстат» і багато інших.

З метою підвищення еластичності базисних матеріалів були початі спроби впровадження в їх склад пластифікаторів, наприклад, дибутилфталата при створенні АКР-9. Пізніше рядом авторів була запропонована поліхлорвінілова маса ЕГ-мас-12, а також інші матеріали на цій основі. Розпочаті роботи з підвищення стійкості акрилових полімеризатів шляхом впровадження у вміст компонентів різних речовин, що покращують властивості пластмаси, не призвели до очікуваних результатів, оскільки добавки, наповнювачі, пластифікатори швидко вимивалися ротовою рідиною і були схильні до руйнуючого впливу мікрофлори порожнини рота.

Впровадженню акрилатів у знімне зубне протезування сприяла техніка компресійного пресування з використанням бронзоалюмінієвої зуботехнічної кювети. Гіпсування моделі з восковою репродукцією протеза робилося зворотнім способом у контркуюеті, при цьому, штучні зуби протеза знаходяться в основі кювети. Під час пресування у міру зближення половин кювети надлишок пластмаси видавлювався між ними, але частина пластмасового тіста залишалась між половинами кювети.

Ця обставина й визначала недолік методу тому, що надлишок пластмаси («грат») підвищував висоту прикусу на товщину «грату», приблизно на 0,2 мм. Зміна форми базису протеза після отримання полімеризату може відбуватися за рахунок полімеризаційної усадки. Для компенсації цієї усадки були запропоновані спеціальні

пружинні дуги і кювети, використовувалися знімні кільця між половинами кювети і застосовувалося додаткове пресування [85, 87].

Багато авторів вказують на перевагу методу компресійного пресування в порівнянні з іншими.

Метод ливарного пресування ускладнює процес виготовлення протезів тому, що вимагає спеціального устаткування, спеціальної ливарної пластмаси і тому не знаходить широкого застосування, але роботи в цьому напрямку продовжуються.

Метод відцентрового виливання протезів вимагає досить складного устаткування, перепідготовки зубних техніків.

Способи полімеризації акрилових пластмас у сушильній шафі, на водяній бані, в автоматичних гідрополімеризаторах не виключають контакту полімеризату з водою, що призводить до набрякання пластмаси і її значної пористості, що знижує її міцність.

Виготовлення конструкцій знімних пластинкових протезів за загальноприйнятою технологією не забезпечує отримання протезів точної форми та достатньої міцності. Як наслідок, спостерігається велика кількість поломок базисів протезів, наводяться дані поломок протезів у залежності від матеріалу базисів та термінів користування ними. Відсоток поломок коливається від 7,9 до 25,4.

Проводячи аналіз переломів знімних протезів із акрилових пластмас, ряд авторів відмічає, що із загальної кількості переломів приходить на протези верхньої.

Компоненти акрилових пластмас для отримання базисів протезів необхідно переробити. І в залежності від технології переробки готові базиси протезів з акрилових пластмас володіють тими чи іншими властивостями.

Одним з основних технологічних прийомів є метод формування пластмас у стоматологічні кювети. Метод компресійного пресування, запропонований значно раніше, залишається в арсеналі всіх зуботехнічних лабораторій, але отримані таким чином базиси акрилових протезів мають ряд серйозних недоліків, на що вказують результати досліджень багатьох вчених.

Так, деякі автори вказують, що використання компресійного пресування призводить до зміни форми і зміни висоти прикусу внаслідок усадки, утворення пор.

На думку деяких авторів метод полімеризації за інструкцією заводовиробника також має істотні недоліки грануляційної пористості, високий вміст залишкового мономеру. Це класичні дефекти базисів знімних конструкцій, кожний з яких зв'язаний з конкретним і визначеним порушенням режиму полімеризації у водному середовищі. Тому деякі автори пропонують альтернативні методи отримання базисної пластмаси. В одному випадку пропонують полімеризацію під тиском стиснутого повітря. При цьому спостерігали відмінність фізико-механічних властивостей базисного матеріалу після зміни технології полімеризації.

При формуванні базисів протезів методом компресійного пресування «пластмасове тісто» готується шляхом змішування полімеру з мономером в об'ємному співвідношенні 3:1 або у ваговому 2:1.

Після змішування полімеру з мономером відбувається розчинення емульсійних частинок порошку і об'єм маси збільшується, а після формування, під час полімеризації, зменшується. Таким чином складаються умови для утворення пор у полімеризаті, що, у свою чергу, знижує якість останніх. Виготовлені таким способом протези мають

підвищений вміст залишкового мономеру, що призводить до зниження фізико-механічних характеристик протезів і негативної дії на тканини протезного ложа і поля [87, 104, 106, 114, 115, 116, 117, 118].

Плановану товщину базису знімного протеза можна отримати в запрограмованій кюветі з інжекційними пружинами, але при цьому для гіпсування потрібна велика кількість гіпсу і спеціально пристосована кювета. Спрощений спосіб виготовлення гіпсового контрштампа із застосуванням звичайної кювети для полімеризації не дозволив визначити товщину базису, замість гіпсового контрштампа деякі автори пропонували застосовувати стандартні форми з поліетиленової плівки або металевій фольги товщиною 0,05 мм. При цьому досягалася така поверхня, що майже не вимагала подальшої механічної обробки. Однак, отримувати заплановану товщину базису не завжди вдавалося.

Безумовно, використання методу ливарного пресування акрилових пластмас у порівнянні з методом компресійного протезування має переваги в тому, що деталі отримують точний розмір, так як рештки матеріалу залишаються в литтєвому каналі, форма не піддається великому деформуючому тиску і через канал, використовуючи тиск пружини або еластичної гуми, можна на формуючу масу діяти з постійним тиском до її повної полімеризації. Але суб'єктивізм у дозуванні механічної сили на пластмасове тіло, недосконалість режимів полімеризації не дозволяє позбутися великої кількості ускладнень, основним з яких є, безумовно, поломки базисів протезів.

Наступним у технологічному ланцюжку важливим прийомом, який впливає на фізико-механічні і медико-

біологічні властивості базисів акрилових протезів, є методи та режим полімеризації. У літературі є багато даних, які свідчать про погіршення фізико-механічних характеристик унаслідок водонасичення, якщо полімеризація проводиться в умовах водяної бані. Разом з тим відмічають позитивні результати при полімеризації пластмас у сухому середовищі.

Використання спрямованої гарячої полімеризації дає добрі результати з використанням методу ливарного пресування.

Багато дослідників пропонували зміцнити акрилові базиси шляхом армування нейлоном, капроном, лавсаном, скловолокном, натуральним шовком і різними металами.

Однак, при виготовленні армованих протезів важко уникати виходу матеріалів, що армують на поверхні базису. Армуючі матеріали погано з'єднуються з акриловою основою і неоднорідні за термічним розширенням. Сукупність цих відомих чинників може призводити до послаблення міцності базису протеза, а потім – до його поломки.

Надлишковий атмосферний тиск у процесі полімеризації позитивно впливає на якість акрилового полімеризата, що призводить до упорядкування мікроструктури полімеру, збільшення його механічної міцності, підвищення стійкості до агресивних середовищ.

Заслуговує на увагу безкюветна технологія виготовлення знімних протезів і апаратів із базисної пластмаси холодної полімеризації, типу протакрил-М. Полімеризація здійснюється під тиском повітря 4-5 атм, підвищується якість полімеризату за рахунок усунення газової і грануляційної пористості, більшої щільності й однорідності.

Враховуючи перераховані вище недоліки акрилових пластмас та технологічні недосконалості, в якості альтернативи пропонуються метали і їх сплави для базисів знімних пластинкових протезів. На вибір металів та їх сплавів велике значення мають фізико-механічні властивості.

Погана теплопровідність пластмасових базисів, у порівнянні з металевими, часто призводить до «парникового ефекту».

Для литих металевих базисів обов'язковою умовою є наявність пружних властивостей, так як вони постійно знаходяться під дією різнонаправлених сил. Це відноситься і до системи кламерів.

Але використання металевих суцільнолитих базисів у клініці не знайшло широкого застосування внаслідок складності технології їх виготовлення.

Дослідженнями багатьох авторів доведено, що найбільшій точності при виготовленні металевих базисів знімних протезів досягнуто виливанням на вогнетривких моделях.

Технологія виготовлення суцільнолитих конструкцій протезів на вогнетривких моделях передбачає дублювання робочої моделі щелепи, яку протезують. Воно здійснюється за допомогою спеціальних мас, які служать для отримання відбитку.

Технологія дублювання займає декілька годин роботи: від 5 до 6,5, що складає значні труднощі і не дозволяє широко використовувати цей метод.

Розподіл навантаження від часткових пластинкових протезів повинен бути відповідним до компенсаторних можливостей опорних структур, але цьому перешкоджає

10-60-ти кратна різниця у величинах фізіологічної податливості зубів і слизової протезного ложа.

Тому часткові пластинчаті протези при функціонуванні чинять механічну дію на опорні зуби. Для пародонта найнесприятливішими є сили, що діють горизонтально і під кутом, а нерівномірний розподіл жувального тиску часто зумовлює поломки пластмасових базисів у місці їх прилягання до поодиноких зубів.

Розглядаючи цінність поодинокого зуба з позиції умов для кламерної фіксації знімного протеза і можливості більш частих при цьому його поломок, деякі автори пропонували такі зуби, за винятком важливого положення в зубному ряді, на верхній щелепі видаляти, особливо різці, внаслідок швидкого подальшого їх розхитування і втрати [104,114, 116].

Утримуючі пристосування, будучи передаючою ланкою в системі знімний протез, опорний зуб, чинять на пародонт механічну побічну дію, значимість зменшення якої зростає зі зменшенням кількості опорних зубів на щелепі, тобто величина такої дії залежить від виду застосованого фіксуєчого елемента.

У літературі є численні згадки про виражену побічну дію кламерних конструкцій часткових пластинкових протезів.

Доведено, що протягом 1-4 років користування такими протезами 13% опорних зубів видаляється, набувають рухомості I-II ступеня 33-42%, а до 5-8 року остання цифра зростає до 78%.

Ще небезпечнішою є бокова дія утримуючих кламерів при захворюваннях пародонта, що призводить до втрати 75% опорних зубів уже в перші 2-4 роки користування пластинчатими протезами.

Способи застосування в таких випадках багатоланкових шинуючих кламерів, що охоплюють рухливі зуби з вестибулярного боку, давали тимчасовий успіх, а потім клінічна картина захворювання погіршувалась.

Щільний контакт кламера і базису із зубами, не покритими штучними коронками, сприяє вдвічі більшому ураженню їх карієсом (до 20-60%) внаслідок механічного пошкодження твердих тканин і токсичної дії акрилових пластмас.

Крім того, утримуючі кламери не перешкоджають вертикальним переміщенням протеза при жуванні, і в результаті підвищеного навантаження на протезне ложе посилюються атрофічні процеси в щелепах, травмується і запалюється слизова та крайовий пародонт.

З метою профілактики карієсу опорних зубів і запобігання травматизації крайового пародонта при рухах протеза деякі клініцисти пропонували звільняти їх від контакту з базисом.

Враховуючи так багато недоліків пластинкових протезів із гнучими дротяними кламерами, ряд авторів запропонували максимально обмежити їх застосування. Однак зменшення кількості використання спрощених кламерних конструкцій у практичній охороні здоров'я не спостерігається.

Повідомлялось про ефективне застосування денто-альвеолярних кламерів при обширних дефектах зубних рядів, але і ці протези мають ряд недоліків та обмежень при використанні.

Вказувалось також, що низькі клінічні коронки опорних зубів, їх нахили, нависаючі альвеолярні гребені, наявність гінгівітів є протипоказаннями до застосування

денто-альвеолярних кламерів. Крім того, вони менш міцні, швидко стираються, не активуються, а способи їх армування з метою зміцнення не дають належного ефекту через різницю коефіцієнтів об'ємного розширення матеріалів. На верхній щелепі ретенційні кламери випинають губу і помітні при усмішці, що неможливо приховати навіть із застосуванням білих пластмас. Здійснення ними винятково утримуючої функції не виключає травмування слизової протезного ложа.

З позиції впливу на опорні зуби і якості фіксації знімних протезів хорошою альтернативою кламерам є телескопічна система утримання. Недоліки її полягають у можливості додаткової механічної травми, що послаблює стабілізацію протеза, сприяє збільшенню механічної дії на опорні зуби і передчасне їх видалення.

З метою підвищення естетики, а також зміцнення пластинкового протеза, рекомендують виготовляти його з металічним базисом і зовнішнім телескопом у вигляді коронки з облицюванням, а також відливати такий базис із прихованим телескопом, попередньо депульпувавши, зашліфувавши та покривши металічним ковпачком наявні поодинокі зуби. Однак, ці автори вважають, що через можливість появи важеля, система телескопічних коронок протипоказана при атрофії альвеоли більше ніж на 1/3.

Одним із різновидів телескопічної системи фіксації є балкова система. Шинуючим початком цієї системи є передумова до використання її при нестійких поодиноких зубах.

Але застосування балкової фіксації при малій кількості зубів обмежується не завжди існуючим показанням до проведення такого шинування, складністю

виготовлення балок і матриць, а також і необхідністю спеціальних пристроїв для цього.

Принцип механічного утримання за рахунок виявлення сил тертя, зчеплення, заклинення лежить в основі замкової і кнопкової фіксацій знімних протезів, які знаходяться в стадіях опрацювання.

За типом розміщення матриці на зубі розрізняють позакоронкові, внутрішньокоронкові, надкореневі і внутрішньокореневі атачмени, а сполучення їх частин між собою може бути жорстким чи рухливим.

Відмічаючи позитивні властивості атачменів, багато дослідників вказують і на їх недоліки.

До таких вони відносять складність клінічної підготовки та технології виготовлення, малоефективність, а іноді і неможливість застосування при низьких клінічних коронках, втрату фіксуючої здатності по мірі зношування матеріалу і неможливість заміни, жорсткість передачі протеза на опорні зуби і поява обертального моменту сили в позакоронкових замків.

Використовуючи фізичні явища як засіб покращення фіксації знімних протезів, деякі автори вказують на використання з цієї метою магнітів.

Крім того, недостатньо вивчено вплив магнітного поля на ендокринну систему організму.

Недоліки покривних конструкцій, на думку деяких авторів, полягають у необхідності ретельнішого дотримування гігієни ротової порожнини і протезів через створення навколо перекритих базисом карієс-нерезистентних зубів умов для посилення карієсного процесу.

Таким чином, вивчення науково-медичної літератури показало, що застосування застарілих технологій

виготовлення базисів часткових знімних пластинкових протезів та використання для цих цілей акрилових пластмас не забезпечує високої якості останніх. Такі базиси протезів негативно діють на тканини протезного ложа та поля, що значно скорочує терміни користування ними, а отже, і знижує ефективність такого виду лікування.

Досвід застосування акрилових пластмас у клініці ортопедичної стоматології свідчить, що вони діють не тільки на тканини протезного ложа, але й на весь організм. Акрилові пластмаси більше 50 років залишаються основними конструкційними матеріалами для базисів знімних протезів.

З того часу і почалось вивчення дії акрилових пластмас на тканини протезного ложа і організму в цілому.

У той же час вчені звертають увагу на неоднозначну дію акрилових пластмас і їх компонентів на біологічні середовища людини.

В ортопедичній стоматології, як і в загальній ортопедії, важливим критерієм є вплив протеза на організм і реакція організму на протез.

Але думки вчених розходились в оцінці дії різних чинників знімних протезів на слизову оболонку порожнини рота й організму в цілому. Багато авторів вважають, що акрилові пластмаси діють комбіновано [85, 108].

Протези з акрилових пластмас мають токсико-біологічну, хімічну, механічну, термічну, алергічну дію на тканини протезного ложа і поля, тому пропонують диференціювати роль кожного з компонентів.

Вказували на комбіновану дію протезів або механічну травму, пов'язану з помилками при виготовленні протезів, звертали увагу на токсичну і алергічну дію

залишкового мономеру. На ці ж причини вказує і K.Felgentreff, який відзначав, що в 35% випадків відбуваються патологічні зміни тканин протезного ложа і поля, що несприйняття зубних протезів є поліетіологічним за походженням, але основним чинником є пластмасовий базис.

У зв'язку із застосуванням акрилових пластмас у клініці ортопедичної стоматології виникла проблема, яка отримала назву «протезні стоматити».

Багато авторів вважають головною причиною ускладнень зі сторони тканин протезного ложа механічну травму.

На підставі проведених досліджень вказано на розширення рогового шару епітелію під протезами, що сприяє бактеріальній і токсичній дії на СОПР. Також відмічено підвищений тиск знімних протезів на окремі ділянки СОПР, що призводить до ускладнень.

При лікуванні знімними протезами лікарю необхідно враховувати такі чинники, як загальний стан організму пацієнта, його психосоматичний статус. Так, за даними багатьох досліджень 91% жінок повільніше, ніж чоловіки, звикають до протезів будь-якої конструкції. З цієї причини переробляється до 8% знімних протезів.

У результаті механічного стиснення базисом знімних протезів кровоносних судин, нервів, слизової оболонки, надкисниці, кісткової тканини, змінюється рівень обмінних процесів у цих тканинах, відзначаються зміни в надкисниці. Базиси знімних протезів перешкоджають виділенню секрету слинних залоз, ведуть до застою секрету в протоках, що в кінцевому підсумку призводить до атрофії залозистої тканини.

Багато дослідників вважає, що основною причиною виникнення «Stomatitis prohtetik» є недоліки в конструкціях знімних зубних протезів.

Із збільшенням віку пацієнта і терміну користування знімними протезами знижувалася захисна функція слизової оболонки.

Значні зміни слизової оболонки під базисом знімного протеза відзначалися в осіб, які користуються ними цілодобово, мають незадовільну гігієну порожнини рота та догляд за протезами. Поганий гігієнічний догляд створював сприятливий фон для виникнення стоматиту.

З цього можна зробити висновок, що захворювання зустрічаються в 64,7% людей. З них вогнищеві травматичні стоматити – у $41 \pm 2,3\%$, розлиті токсико-алергічні стоматити – у $12 \pm 2,8\%$, дисфункції рецепторного апарату без видимих морфологічних змін слизової оболонки – у $11,4 \pm 2,8\%$.

За даними багатьох авторів базиси, виготовлені з акрилових пластмас, діють негативно на СОПР. Використання індиферентніших матеріалів у клініці ортопедичної стоматології, зокрема металів, є перспективним [85, 108].

У хворих, які користуються знімними протезами з металевими базисами, практично відсутні патологічні зміни зі сторони слизової оболонки порожнини рота.

Знімні протези з металевими базисами мають менш виражену дію на активність лізоциму слини, ніж знімні протези з пластмасовими базисами.

Відомо, що металеві базиси значно тонші, ніж пластмасові, мають добру теплопровідність, менше порушують тактильну і смакову чутливість, а також функцію мови.

Високоякісна поверхня, яка отримується в металевих базисах, покращує стабілізацію знімних протезів під час функції за рахунок прилипання базису до слизової оболонки порожнини рота, гладка поверхня базисів попереджає їх від мікробного забруднення і значно полегшує та спрощує гігієнічний догляд за такими протезами. Вказані переваги не реалізуються на практиці через складність технології та високу вартість таких протезів.

Вивчаючи в динаміці реакцію слизової оболонки альвеолярного відростка і кістки на навантаження, N. Muller і M. Hofmann визначили пряму залежність від виду протезів. Використовуючи метод ексфоліативної цитології, вони зазначали високі показники кератинізації, пікнозу від механічного подразнення неправильно виготовленими знімними зубними протезами. Зважаючи на важкість і характер змін стану тканин протезного ложа і середовища порожнини рота від якості виготовлених зубних протезів, їх конструкцій, а також періоду користування ними, помічено високий відсоток (85,5%) стоматитів і пародонтальних змін у пацієнтів, які користуються частковими знімними протезами і в меншій (66,0%) – повними знімними протезами.

Одним з основних патологічних чинників із виникнення протезних стоматитів є хімікотоксичні дії акрилових пластмас і особливо дії залишкового мономеру базису протеза на тканини протезного ложа і організм у цілому. Велика група авторів описала клініко-токсичну і алергічну дію низькомолекулярних речовин базисних матеріалів на СОПР і всього організму.

Зазначається підвищена чутливість СОПР до хімічних речовин і особливо до базисних матеріалів. Дослідженнями доведено, що монометилакрилат з наявними подвійними

зв'язками надзвичайно активний і при контакті з тканинами здатний діяти як подразнююче, так і токсично на СОПР і весь організм. На їх думку, мономер є протоплазматичною отрутою. У результаті дослідження бар'єрних властивостей СОПР, зокрема доведено, що бар'єрні можливості СОПР у десять разів перевищують можливості інших органів та систем людини.

На зв'язок між виникненням протезних стоматитів і захворюваннями травного каналу, серцево-судинної, нервової і ендокринної системи вказують багато авторів. За їх даними 85,0% усіх хворих алергією до акрилатів – це жінки в клімактеричному періоді або в період відсутності оваріально-менструального циклу. А для виникнення алергічних реакцій необхідна взаємодія двох чинників: екзогенного (базису протеза) і ендогенного (гормональні зрушення): зоб, захворювання кровоносної системи, вегетативні порушення [108, 114, 119].

Точку зору вищеназваних авторів про те, що несприйняття пластмасових протезів у людей у віці старше 40 років спостерігається частіше у жінок, підтримують інші автори. Алергічні реакції у відповідь на введення акрилових протезів у поєднанні з глоситами, папулами, екземами на губах, печією слизової оболонки порожнини рота, альвеолярного відростка, язика, відчуттям сухості в роті, порушенням дихання, змінами смакових відчуттів відмічали деякі дослідники.

Вивчення літератури довело, що використанню для виготовлення знімних конструкцій зубних протезів акрилових пластмас у найближчому майбутньому альтернативи немає. Технології виготовлення знімних конструкцій на сьогоднішній день не відповідають високим медико-біологічним та фізико-механічним властивостям.

Використання для цієї мети конструкційних матеріалів нового покоління затримується на невизначений час, тому що немає віддалених результатів їх впливу на СОПР та організм у цілому. Тому актуальним є удосконалення існуючих та опрацювання раціональних конструкцій знімних зубних протезів з метою покращання, у першу чергу, медико-біологічних та фізико-механічних властивостей, що призведе до зменшення частоти ускладнень від масового використання знімних конструкцій зубних протезів з акрилових пластмас [85, 114, 119].

Для зубних техніків промисловість випускає пластмаси у вигляді комплекту, що складається з порошку (полімеру) і рідини (мономеру). Отримання виробів проводиться методом формування з суміші (тіста) полімеру і мономеру.

Мономер – метиловий ефір метакрилової кислоти (монометилметакрилат, МММА). Отримують метилметакрилат з ацетону і метилового спирту. Метиловий ефір метакрилової кислоти є летючою безбарвною прозорою рідиною з різким специфічним запахом. Температура кипіння 100,3°C, густина 0,95. Рідина легкозаймиста. При дії на мономер тепла УФ-променів може відбутися полімеризація з утворенням прозорої склоподібної твердої речовини – полімеру. Полімеризація мономеру супроводжується значною усадкою, що досягає 20%. Для запобігання полімеризації мономеру при зберіганні його наливають у темні флакони, в які додають сповільнювач полімеризації (інгібітор) гідрохінон у кількості 0,005%. Зберігають мономер у прохолодному місці.

У полімеризованій пластмасі (так як полімеризація не проходить кількісно) завжди є залишковий мономер, тобто та частина молекул МММА, яка не утворила зв'язків із молекулами полімеру.

Вважають, що виникнення протезних стоматитів пов'язане з наявністю в пластмасі (базисі протеза) залишкового, або вільного мономеру. Негативно на тканини порожнини рота впливають і інші компоненти, що входять до складу акрилової пластмаси, – барвники, замутнювачі, пластифікатори, каталізатори, інгібітори тощо. Потрапляючи в слину унаслідок вимивання або стирання пластмаси, вони зумовлюють виникнення токсико-алергічної реакції. Допустима кількість залишкового мономеру 0,5 % у пластмасах гарячої полімеризації.

Для забарвлення полімеру використовують як органічні, так і неорганічні фарбники. Органічні барвники – судан III і IV. Неорганічні: жовтий – сульфохромат свинцю, коричневий – залізний марс, зелений, – зелень Гіньє, синій – мелорій, оранжевий – хромомолібдат свинцю. Неорганічні фарбники мають перевагу перед органічними. Вони не руйнуються в природних умовах, дозволяють отримувати велику гаму стійкіших кольорів.

Порошок просіюється на ситах із числом отворів в 1 см отримання пластмасового тіста (полімер + мономер), з якого формуються різні зуботехнічні конструкції. Щоб процес набрякання полімерних кульок у мономері проходив одночасно і рівномірно, бажано використовувати порошок з однаковим ступенем дисперсності.

Пластмасове тісто готують у скляному або фарфоровому посуді. Спочатку наливають мономер, а

потім насипають порошок, використовуючи для цього мірники. Суміш ретельно розмішують і посудину щільно закривають. Абсолютно точне співвідношення мономеру і полімеру при отриманні тіста визначити неможливо через неоднорідності розмірів гранул порошку, труднощі визначення ступеня випаровування мономеру при дозріванні маси [87, 106, 114, 117].

Внутрішня напруга в пластмасі при полімеризації виникає в тих випадках, коли охолодження і затвердіння її відбувається нерівномірно в різних частинах. Тонші частини і ті, що знаходяться ближче до поверхні, охолоджуються швидше ніж інші і в першу чергу зменшуються в об'ємі.

Нерівномірність охолодження частин найбільш виражена у зубних протезів, що мають складну геометрично неправильну форму, неоднакову товщину в різних ділянках. Внутрішня напруга виникає при деформації пластмаси. Ділянки напруги локалізуються також у місцях з'єднання її з іншими матеріалами (металеві деталі зубних протезів, фарфорові зуби і т. д.) і пов'язані з різницею їх коефіцієнтів термічного розширення [85, 108].

Внутрішня напруга значно погіршує міцність матеріалу. Незначні навантаження можуть призвести до його руйнування. Щоб запобігти появі внутрішньої напруги в знімних протезах, капах, коронках, фасетках, апаратах необхідно охолодження форм проводити поволі. Для зняття залишкової або внутрішньої напруги протез можна занурити в бутиловий ефір оцтової кислоти на 3 хв при температурі 80°C.

Зміцнення зв'язку пластмаси в зубних протезах з металевими або фарфоровими частинами може

здійснюватися тільки механічним способом (крапони, гачки, петлі, поглиблення, потовщення тощо).

Тріщини. В результаті внутрішньої напруги в пластмасі навіть при невеликих навантаженнях можуть виникати тріщини, а при збільшенні навантаження може відбутися поломка. Причиною утворення внутрішньої напруги і тріщин є також зміни об'єму, що відбуваються при різких температурних коливаннях, а також при водопоглинанні і висиханні.

Акрилові пластмаси володіють здатністю поглинати воду, при цьому об'єм їх збільшується. При висиханні відбувається процес стиснення. Цю обставину треба враховувати при користуванні зубними протезами з пластмаси. Зберігати їх поза порожниною рота необхідно тільки у воді [85, 87, 113, 114, 115, 119,120].

6.2. Удосконалення технологій виготовлення часткових знімних пластинкових протезів

Використання акрилових пластмас у клініці ортопедичної стоматології для виготовлення базисів часткових пластинкових протезів натикається на ряд невирішених проблем, що, у свою чергу, призводить до зниження якості виготовлених знімних конструкцій пластинкових протезів із акрилових пластмас. На нашу думку, однією з основних невирішених проблем є об'єктивізація і оптимізація технологічного процесу, тобто зменшення суб'єктивного впливу зубних техніків на технологічні процеси. Тому нами розроблено, апробовано та впроваджено в практику ряд технологічних удосконалень, які дозволяють значно покращити фізико-

механічні характеристики та якість готових знімних пластинкових протезів з акрилових пластмас, об'єктивізувати та оптимізувати технологічний процес.

Значно скорочуються затрати робочого часу тільки на цьому технологічному етапі виготовлення часткових знімних конструкцій зубних протезів з акрилових пластмас. Іншою ланкою вирішених проблем виготовлення часткових знімних пластинкових протезів з акрилових пластмас є методи та режими полімеризації. З тією ж метою об'єктивізації технологічного процесу розроблено апарат для автоматичної направленої полімеризації (АНП) акрилових пластмас (Рожко М.М., Павленко О.В. та ін.).

Принцип роботи приладу АНП полягає в наступному. Стоматологічна кювета разом із заформованою базисною пластмасою ставиться на електронагрівальний пристрій, до якого підведений хромкапельний термометр опору, який у свою чергу, з'єднаний із термостатом. В стоматологічну кювету також вмонтовано аналогічний термометр опору, а він з'єднаний уже з логометром, який не має зв'язку з електропостачанням приладу і дає можливість реєструвати температуру всередині стоматологічної кювети. Перед вмиканням приладу в режим роботи вибираємо і встановлюємо температурний режим, а також часовий на передній панелі приладу. Тільки після цього вмикаємо його. На передній панелі вмикаються сигнали про роботу в певному режимі нагрів до необхідної температури [85].

Після досягнення на електронагрівальному пристрої необхідної температури сигнал через термометр опору передається на термостат, і подальше нагрівання

припиняється, про що сигналізує індикатор підтримання постійної температури і вмикання індикатора підігріву .

При зниженні температури нижче від необхідного рівня, сигнал поступає на термостат і вмикається підігрів електронагрівального пристрою, до речі, він з'єднаний напряду з апаратом для виключення помилок у підігріві і підтриманні певної температури.

Логометр дає можливість фіксувати динаміку підняття температури в стоматологічній кюветі і фіксувати її. Особливо це важливо на етапах проведення технологічних експериментів. Після закінчення роботи приладу в певному режимі автоматично вимикається живлення електронагрівного пристрою і вмикається індикатор закінчення циклу.

Таким чином, апарат дає можливість проводити полімеризацію в автоматичному режимі, що значно полегшує роботу зубних техніків, об'єктивізує технологічний процес, зменшує кількість помилок при проведенні режиму полімеризації акрилових пластмас. Температурний діапазон – від 0 до 350°C і часовий до 1 години, крім того електричний годинник може працювати ще в одному режимі – до 6 хвилин при відповідному перемиканні діапазону його роботи [85, 87, 104, 106, 108, 113, 114, 115, 116, 117, 118, 119,].

СПИСОК РИСУНКІВ

Пристрої та апарати для дослідження щелепно-лицевої ділянки

Рис. 1- ст.

Рис. 2- ст.

Рис. 3- ст.

Рис. 4-ст.

Рис. 5-ст.

Рис. 6-ст.

Рис. 7-ст.

Рис. 8-ст.

Способи визначення фізико-механічних властивостей стоматологічних матеріалів

Рис. 9 -ст.

Рис. 10 – ст.

Апарати та пристрої, для коригування положення зубів

Рис. 11 – ст.

Рис. 12 – ст.

Рис. 13 – ст.

Рис. 14 – ст.

Рис. 15 – ст.

Рис. 16 – ст.

Рис. 17 – ст.

Рис. 18 – ст.

Способи вдосконалення виготовлення знімних зубних протезів, інших стоматологічних інструментів та пристроїв

Рис. 19 – ст.

Рис. 20 – ст.

Рис. 21 – ст.

Рис. 22 – ст.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Рожко М.М., Неспрядько В.П., редактори. Зубопротезна техніка. К.: Книга-плюс; 2016. 604 с.
2. Friel T., Waia S. Removable Partial Dentures for Older Adults. *Prim Dent J.* 2020 Sep;9(3):34-9. doi: 10.1177/2050168420943435. PMID: 32940586.
3. Elmadani A.A., Radovic I., Tomic N.Z., Petrovic M., Stojanovic D.B., Heinemann R.J., et al. Hybrid denture acrylic composites with nanozirconia and electrospun polystyrene fibers. *PLoS One.* 2019 Dec 18;14(12):e0226528. doi: 10.1371/journal.pone.0226528. PMID: 31851701; PMCID: PMC6919599.
4. Al-Dwairi Z.N., Tahboub K.Y., Baba N.Z., Goodacre C.J., Ozcan M.A. Comparison of the Surface Properties of CAD/CAM and Conventional Polymethylmethacrylate (PMMA). *J Prosthodont.* 2019 Apr;28(4):452-7. doi: 10.1111/jopr.13033. Epub 2019 Feb 19. PMID: 30730086.
5. Палійчук І.В. Аналіз використання різних видів ортопедичних конструкцій та їх вплив на слизову оболонку порожнини рота. *Новини стоматології.* 2015;2(83):13-6.20.
6. Mousavi S., Narimani S., Hekmatfar S., Jafari K. Colour Stability of Various Types of Acrylic Teeth Exposed to Coffee, Tea and Cola. *J Dent Biomater.* 2016 Dec;3(4):335-40. PMID: 28959762; PMCID: PMC5608047.
7. Hipolito A.C., Barao V.A., Faverani L.P., Ferreira M.B., Assuncao W.G. Color degradation of acrylic resin denture teeth as a function of liquid diet: ultraviolet-visible reflection analysis. *J Biomed Opt.* 2013 Oct;18(10):105005. doi: 10.1117/1.JBO.18.10.105005. PMID: 24126696.
8. Ansari Lari H., Sazvar M.R., Ghahramani L., Atashrazm P., Izadi Z. The effect of tea and coffee on the color

change of composite resin teeth and Ideal Dent acrylic rein teeth. J Res Dent Sci 2010;6(4):58-62.

9. Roslan H., Muniandy P., Suhaimi F., Fairuz Omar A. Color stability of acrylic denture teeth exposed to black coffee and turmeric - IEEE Conference Publication [Internet]. Ieeexplore.ieee.org. 2018. Available from: <https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/8626692>.doi:10.1109/IECBES.2018.8626692

10. Waldemarin R., Terra P., Pinto L., Faot F. Color change in acrylic resin processed in three ways after immersion in water, cola, coffee, mate and wine. Acta odontológica latinoamericana: AOL. 2013;26(3):138-43.

11. Arweiler N.B., Netuschil L. The Oral Microbiota. Adv Exp Med Biol. 2016;902:45-60. doi: 10.1007/978-3-319-31248-4_4. PMID: 27161350.

12. Raszewski Z. Acrylic resins in the CAD/CAM technology: A systematic literature review. Dent Med Probl. 2020 Oct-Dec;57(4):449-54. doi: 10.17219/dmp/124697. PMID: 33444491.

13. Motayagheni R., Ebrahim Adhami Z., Taghizadeh Motlagh S.M., Mehrara F., Yasamineh N. Color changes of three different brands of acrylic teeth in removable dentures in three different beverages: An in vitro study. J Dent Res Dent Clin Dent Prospects. 2020 Summer;14(3):159-65. doi: 10.34172/joddd.2020.034. Epub 2020 Sep 21. PMID: 33408820; PMCID: PMC7770398.

14. Kostic M., Pejicic A., Igic M., Gligorijevic N. Adverse reactions to denture resin materials. Eur Rev Med Pharmacol Sci. 2017 Dec;21(23):5298-305. doi: 10.26355/eurrev_201712_13909. PMID: 29243801.

15. Ajay R., Suma K., Jaya Krishna Kumar S., Rajkumar G., Kumar S.A., Geethakumari R. Chemical Characterization of Denture Base Resin with a Novel

Cycloaliphatic Monomer. J Contemp Dent Pract. 2019 Aug 1;20(8):940-6. PMID: 31797851.

16. Dandiwal N., Kumar S., Jain S., Aggarwal R., Singla N., Reddy N.K. Evaluation of Shear Bond Strength of Three Different Acrylic Resin and Artificial Denture Teeth with and without Monomer Application. J Contemp Dent Pract. 2019 Jan 1;20(1):94-100. PMID: 31058620.

17. Ajay R., Suma K., Arulkumar S., Mahadevan R., Ambedkar E., Biju K.A. Histocompatibility of Novel Cycloaliphatic Comonomer in Heat-cured Denture Base Acrylic Resin: Histomorphometric Analysis in Rats. J Pharm Bioallied Sci. 2020 Aug;12(1):453-61. doi: 10.4103/jpbs.JPBS_139_20. Epub 2020 Aug 28. PMID: 33149505; PMCID: PMC7595537.

18. Ajay R, Suma K, Ali SA. Monomer Modifications of Denture Base Acrylic Resin: A Systematic Review and Meta-analysis. J Pharm Bioallied Sci. 2019 May;11(2):112-25. doi: 10.4103/JPBS.JPBS_34_19. PMID: 31198322; PMCID: PMC6555369.

19. Нідзельський М.Я., Давиденко В.Ю., Давиденко Г.М., Кузнецов В.В., Соколовська В.М. Порівняльна характеристика рівня залишкового мономеру в базисах знімних протезів із акрилових пластмас, виготовлених за різними технологіями полімеризації. Вісник проблем біології та медицини. 2014;2(2(108)):45-9.

20. Charasseangpaisarn T., Wiwatwarrapan C., Leklerssiriwong N. Ultrasonic cleaning reduces the residual monomer in acrylic resins. J Dent Sci. 2016 Dec;11(4):443-8. doi: 10.1016/j.jds.2016.07.003. Epub 2016 Nov 14. PMID: 30895010; PMCID: PMC6395231.

21. Jadhav S.S., Mahajan N., Sethuraman R. Comparative evaluation of the amount of the residual monomer in conventional and deep-frozen heat cure polymethylmethacrylate acrylic resin: An *in vitro* study. J Indian Prosthodont Soc. 2018 Apr-Jun;18(2):147-53. doi:

10.4103/jips.jips_206_17. PMID: 29692568; PMCID: PMC5903178.

22. Янішен І., Куліш С., Герман С., Яровая А. Удосконалені методики виготовлення знімних протезів з використанням самотвердіючого еластичного матеріалу. Експериментальна та клінічна стоматологія. 2019;4(3):50-4.

23. Громов О.В., Альберт Є.Л., Чекригіна А.А. Вплив базисного матеріалу на мікробіологічний стан ротової порожнини. Сучасна стоматологія. 2010;1:118-21.

24. Розуменко В.А., Чулак Л.Д., Шутурмінський В.Г. Клінічна оцінка вдосконаленого методу виготовлення біоінертного повного знімного протезу. Вісник стоматології. 2013;(1):104-7.

25. Сафаров А.М. Стан слизової оболонки протезного ложа при знімному протезуванні. Вісник стоматології. 2010;2:121-3.

26. Палійчук В.І., Рожко М.М., Палійчук І.В., винахідники. Івано-Франківський національний медичний університет, патентовласник. Спосіб удосконалення виготовлення знімного пластинкового протеза методом штампування із пластмаси «Biosgil-C». Патент на корисну модель України № 67006. 2012 січ 25.

27. Палійчук В.І., Рожко М.М., Палійчук І.В., винахідники. Івано-Франківський національний медичний університет, патентовласник. Спосіб удосконалення виготовлення знімного пластинкового протеза із пластмаси «Biosgil-C» Патент на корисну модель України №67018. 2012 січ 25.

28. Гризодуб Д.В. Оцінка догляду за акриловими знімними протезами, виготовленими з різних пластмас залежно від типу раціону. Новини стоматології. 2013;4:69-71.

29. Кривчук А.А. Результати клініко-експериментальної апробації вдосконаленої технології

виготовлення базисів знімних зубних протезів з акрилової пластмаси. Вісник стоматології. 2019;32(2):42-6.

30. Farias-Neto A., Carreiro Ada F. Changes in patient satisfaction and masticatory efficiency during adaptation to new dentures. *Compend Contin Educ Dent*. 2015;36(3):174-7.

31. Шутурмінський В.Г. Експериментальне обґрунтування застосування нового матеріалу для виготовлення базисів знімних зубних протезів. *Georgian medical news*. 2013;10(223):25-31.

32. Шутурмінський В.Г. Результати порівняльних досліджень фізико-механічних властивостей поліпропіленових та акрилових пластмас. *Інновації в стоматології*. 2015;1(7):56-9.

33. Чулак Л.Д., Розуменко В.А. Особливості ортопедичного лікування хворих з повною відсутністю зубів, які страждають на непереносимість акрилових пластмас. *А. Стоматологічний журнал*. 2013;4:336-9.

34. Палійчук В.І. Клініко-експериментальне обґрунтування використання безмономерних базисних пластмас для виготовлення знімних пластинкових протезів. [автореферат]. Івано-Франківськ; 2015. 20 с.

35. Палійчук В.І., Рожко М.М. Порівняльна характеристика фізико-механічних властивостей базисної пластмаси «Biocril-C» та «Фторакс». *Галицький лікарський вісник*. 2012;19(1):47-50.

36. Чулак Л.Д., Задорожний В.Г., Розуменко В.А. Вивчення структури, фізико-хімічних властивостей безакрилових повних знімних протезів. *Український стоматологічний альманах*. 2013;1:81-3.

37. Жуков К.В. Зміни властивостей поверхні знімних пластинкових протезів, виготовлених із акрилових пластмас. *Вісник стоматології*. 2014; 3(88)).

38. Shuturminskiy V.H., Labunets V.A., Kirichuk A.V. Influence of direct prostheses on the condition of the alveolar

processes during dental implantation. The Saudi Dental Journal. 2022;34(1):51-5.

39. Yanishen I., Zapara P., Fedotova O., Khlistun N., Saliya L. Study of hemodynamics of the mucous membrane of the prosthetic area at the stages of treatment of patients with removable dentures according to the improved technique. Polish Medical Journal. 2022;295:391-3.

40. Фастовець О.О., Котелевський Р.А., Крижановський А.Є. Дослідження змін мікроциркуляції крові в тканинах протезного ложа при користуванні повними знімними протезами. 2013;4:54-7.

41. Крижановський А.Є., Фастовець О.О. Аналіз причин повторного протезування при повній відсутності зубів. Медичні перспективи. 2013; 18(4):131-5.

42. Фастовець О.О., Крижановський А.Є. Вивчення напружено-деформованих станів тканин протезного ложа при повному знімному протезуванні. Клінічна стоматологія. 2014;1:57-60.

43. Крижановський А.Є. Результати клінічної апробації повного знімного протеза з тришаровим базисом за даними лазерної доплеровської флоуметрії. Клінічна стоматологія. 2015;1:105-10.

44. Ardelean L.C., Bortun C.M., Podariu A.C., Rusu L.C. Акрилати та їх альтернативи в стоматології. Акрилові полімери в охороні здоров'я. 2017; 3-23.

45. Akinyamoju C.A., Dosumu O.O., Taiwo J.O., Ogunrinde T.J., Akinyamoju A.O. Якість життя, пов'язана зі здоров'ям порожнини рота: акрилові та гнучкі часткові протези. Медичний журнал Гани. 2019;53(2):163-9.

46. Goiato M.C., Freitas E., Sonogo M. Цитотоксичність акрилової смоли для основи зубних протезів. (Огляд літератури). Досягнення клінічної та експериментальної медицини: офіційний орган Вроцлавського медичного університету. 2015;24(4):679-86.

47. Fonseka R.B., Kasuya A.V., Favarao I.N., Naves L.Z., Hoeppner M.G. The influence of polymerization type and reinforcement method on flexural strength of acrylic resin. *The Scientific World Journal*. 2015;2015:919142.
48. Dumitru C., Cernescu A., Eremici I., Bortun C.M., Achiriloaiei D. Fatigue Behavior of Two Acrylic Denture Base Resins. *Materiale Plastice*. 2018;55(4):567-70.
49. Żmudzki J., Chladek G., Kasperski J. Biomechanical factors related to occlusal load transfer in removable complete dentures. *Biomechanics and modeling in mechanobiology*. 2015;14(4):679-91.
50. Kattadiyil M.T., AlHelal A., Goodacre B.J. Clinical complications and quality assessments with computer-engineered complete dentures: A systematic review. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2017;117(6):721-28.
51. Raftu G., Sin E.C., Leon A., Caraiane A., Buştiuc S.G. The clinical and statistical study on the quality of complete acrylic dentures. *Romanian Journal of Oral Rehabilitation*. 2019;11(1):116-20.
52. Feier R.D., Topor G., Anghel L., Aungurencei A.E., Negraia M.R. Rehabilitation and Creation of Favorable Conditions for the Improvement of the Comfort and Quality of Acrylates Used in the Sphere of Removable Dentures. *Revista De Chimie*. 2019;70(9):3188-92.
53. Tôrres ACSP, Maciel ADQ, de Farias DB, de Medeiros AKB, Vieira FPTV, Carreiro ADFP. Technical quality of complete dentures: influence on masticatory efficiency and quality of life. *Journal of Prosthodontics*. 2019; 28(1):21-6.
54. Kostenko S, Dzupa P, Levandovskyi R, Bun Y, Mishalov V, Goncharuk-Khomyn M. Optimized approach of dental composites identification with the use of original spectrophotometric algorithm. *Journal of International Dental and Medical Research*. 2018;11(2):403-8.

55. Khan A.S., Khalid H., Sarfraz Z., Khan M., Iqbal J., Muhammad N. et al. Vibrational spectroscopy of selective dental restorative materials. *Applied Spectroscopy Reviews*. 2017;52(6):507-40.
56. Carvalho R.F, Cruz FLG, Antunes D.P., Júnior EGT, de Oliveira LFC, de Paula MVQ et al. In vitro analysis of dental ceramics: evaluation of the radiopacity and chemical composition by raman spectroscopy. *Brazilian Dental Science*. 2018;21(2):164-71.
57. Amorim B.C., Vicentin BLS, Di Mauro E. Post-polymerization reactivity of free radicals trapped in resin-based dental restorative materials by ESR spectroscopy. *Polymer Bulletin*. 2019;1-14.
58. Vicentin BLS, Peron R.F., Amorim B.C., Buelvas DDA, Di Mauro E, Borges HOI et al. Application of ESR Spectroscopy in the Study of the Light Efficiency of a Dental Translucent Fiberglass Post to Promote Polymerization. *Journal of Applied Spectroscopy*. 2019;86(2):244-9.
59. Wiedemair V, Mayr S, Wimmer DS, Köck EM, Penner S, Kerstan A, Huck CW. Novel molecular spectroscopic multimethod approach for monitoring water Absorption/Desorption kinetics of CAD/CAM Poly (Methyl methacrylate) prosthodontics. *Applied spectroscopy*. 2017; 71(7):1600-12.
60. Felton D, Cooper L, Duqum I, Minsley G, Guckes A, Haug S et al. Evidence-based guidelines for the care and maintenance of complete dentures: a publication of the American College of Prosthodontists. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*. 2011; 20:1-12.
61. Griffin A. Quality Assurance in Custom Dental Devices: A Technologist'S Perspective. *Primary dental journal*. 2017;6(4):41-3.

62. Sato Y, Tsuga K, Akagawa Y, Tenma H. A method for quantifying complete denture quality. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1998; 80(1):52-7.

63. Vervliet P, De Nys S, Boonen I, Duca RC, Elskens M, Van Landuyt KL et al. Qualitative analysis of dental material ingredients, composite resins and sealants using liquid chromatography coupled to quadrupole time of flight mass spectrometry. *Journal of Chromatography A*. 2018;1576:90- 100.

64. Chaves CDAL, Machado AL, Vergani CE, de Souza RF, Giampaolo ET. Cytotoxicity of denture base and hard chairside relined materials: a systematic review. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2012;107(2):114-27.

65. Ivković N, Božović D, Ristić S, Mirjanić V, Janković O. The residual monomer in dental acrylic resin and its adverse effects. *Contemporary materials*. 2013;1(4):84-91.

66. Ajay R, Suma K, Ali SA. Monomer modifications of denture base acrylic resin: A systematic review and metaanalysis. *Journal of Pharmacy & Bioallied Sciences*. 2019;11(2):112-25.

67. Палійчук І.В., Рожко М.М., Ерстенюк Г.М. Оцінка рівня ендогенної інтоксикації у хворих з різними видами протезних стоматитів. *Галицький лікарський вісник*. 2011;18(4):49-52.

68. Біда В.І., Гурин П.О., В'юницький В.І. Вплив рН ротової рідини на адаптацію пацієнтів до різних видів знімних протезів. *Сучасна стоматологія*. 2012;(4):122-5.

69. Kostic M., Pejicic A, Igc M, Gligorijevic N. Adverse reactions to denture resin materials. *Eur Rev Med Pharmacol Sci*. 2017 Dec;21(23):5298-305. doi: 10.26355/eurrev_201712_13909. PMID: 29243801.

70. Rashid H, Sheikh Z, Vohra F. Allergic effects of the residual monomer used in denture base acrylic resins. *Eur J Dent*. 2015 Oct-Dec;9(4):614-19. doi: 10.4103/1305-7456.172621. PMID: 26929705; PMCID: PMC4745248.

71. Ajay R, Suma K, Jaya Krishna Kumar S, Rajkumar G, Kumar SA, Geethakumari R. Chemical Characterization of Denture Base Resin with a Novel Cycloaliphatic Monomer. *J Contemp Dent Pract*. 2019 Aug 1;20(8):940-6. PMID: 31797851.

72. Urban VM, Cass QB, Oliveira RV, Giampaolo ET, Machado AL. Development and application of methods for determination of residual monomer in dental acrylic resins using high performance liquid chromatography. *Biomedical Chromatography*. 2006;20(4):369-76.

73. Палійчук І.В. Метод визначення рівня залишкового мономеру в акрилових пластмасах спектрофотометричним способом. *Галицький лікарський вісник*. 1998;5(1):76-8.

74. Палійчук І.В., Рожко М.М., Шийчук І.А., винахідники. Спосіб визначення рівня залишкового мономеру в акрилових пластмасах. Патент України №30637А.1998 безрез 31.

75. Mahfooz AMB, Alammari MR. The Use of Fourier Transform Infra-Red (FTIR) Spectroscopic Analysis and Cell Viability Assay to Assess Pre-polymerized CAD\CAM Acrylic Resin Denture Base Materials. *International Journal of Pharmaceutical Research & Allied Sciences*. 2018; 7(2):111-8.

76. Mohamed N.A., Abdelhamid A.M., El Shabrawy S.M. Evaluation of a newly formulated autopolymerized acrylic resin permanent denture base material (In Vitro Study). *Alexandria Dental Journal*. 2019;44(1):103-10.

77. Локота Ю.Є., Кухарчук Л.В., Негря А.В., Палійчук І.В., Грицак М.Є., Палійчук В.І., Локота Є.Ю., Палійчук М.І., Вовчок Р.В., Мальяр А.В., винахідники. Пристрій для визначення податливості поверхневого шару м'яких тканин щелепно-лицевої ділянки. Патент України №130886 u 2018077081. 2018 груд. 26.

78. Локота Ю.Є., Кухарчук Л.В., Негря А.В., Палійчук І.В., Грицак М.Є., Палійчук В.І., Локота Є.Ю.,

Палійчук М.І., Вовчок Р.В., Маляр А.В., винахідники. Апарат для визначення податливості поверхневого шару м'яких тканин щелепно-лицевої ділянки. Патент України № 129726 у 2018 04875. 2018 лист. 12.

79. Палійчук В.І., Палійчук М.І., Палійчук І.В., Локота Ю.Є., Грицак М.Є., Локота Є.Ю., винахідники. Спосіб визначення об'єму атрофії альвеолярного відростка щелепи. Патент України № 143855 у 2020 02148. 2020 серп.10.

80. Локота Ю.Є., Кухарчук Л.В., Негря А.В., Палійчук І.В., Грицак М.Є., Палійчук В.І., Локота Є.Ю., Палійчук М.І., Вовчок Р.В., Маляр А.В., винахідники. Визначник податливості поверхневого шару м'язової тканини. Патент України №131767 у 2018 08852. 2018 серп. 20.

81. Хомич Н.М., Локота Ю.Є., Горицька К.В., Горицький В.М., винахідники. Спосіб фіксації електродів для реографічного дослідження м'яких тканин у ділянці кута нижньої щелепи. Патент України № 89299 у 201314428. 2013 груд.09

82. Локота Ю.Є., Кухарчук Л.В., Негря А.В., Палійчук І.В., Грицак М.Є., Палійчук В.І., Локота Є.Ю., Палійчук М.І., Вовчок Р.В., Маляр А.В., винахідники. Пристрій для дослідження температурної топографії поверхні м'язової тканини. Патент України № 135859. у 2019 00789. 2019 липня 25

83. Рожко М.М., Палійчук І.В., Локота Ю.Є., Палійчук В.І., Грицак М.Є., Локота Є.Ю., Палійчук М.І., Вовчок Р.В., винахідники. Пристрій для вимірювання об'єму зразка матеріалу. Патент України № 148768. у 2021 01813. 2021 вересня 16.

84. Палійчук В.І., Палійчук М.І., Палійчук І.В., Локота Ю.Є., Грицак М.Є., Локота Є.Ю., винахідники. Спосіб дослідження морфологічних особливостей

альвеолярного відростка. Патент України № 145178. у 2020 03805 . 2020 грудня 26.

85. Рожко М.М., Неспрядько В.П., редактори. Зубопротезна техніка. К. Книга-плюс. 2024. 708 с.

86. Палійчук І.В., Локота Ю.Є., Палійчук В.І., Локота Є.Ю., Палійчук М.І., Грицак М.Є., Вовчок Р.В. винахідники. Пристрій для визначення геометричних параметрів фрагментів ротової порожнини. Патент України № 147677. у 2021 00154. 2021 червня 03.

87. Кузь Г.М., Тесленко О.І., Єрис Л.Б., Баля Г.М., Кузь В.С. Оцінка відновлення жувальної ефективності у пацієнтів з повними знімними протезами, виготовленими з різних базисних матеріалів. Матеріали міжнародної науково-практичної конференції. Сучасні тенденції та перспективи розвитку стоматологічної освіти, науки та практики. 2021 квіт. 16-17; Харків: ХНАПО. 2021. С. 41-43.

88. Палійчук І.В., Локота Ю.Є., Палійчук В.І., Локота Є.Ю., Палійчук М.І., Грицак М.Є., Вовчок Р.В. винахідники. Стоматологічний вирівнювач товщини. Патент України № 147541. у 2020 07605 . 2021 травня 20.

89. Локота Ю.Є., Кухарчук Л.В., Негря А.В., Палійчук І.В., Грицак М.Є., Палійчук В.І., Локота Є.Ю., Палійчук М.І., Вовчок Р.В., Маляр А.В., винахідники. Спосіб визначення часу полімеризації стоматологічного полімерного матеріалу. Патент України № 135297. у 2019 00550. 2019 червня 25.

90. Lokota Yuriy, Paliichuk Ivan, Paliichuk Volodymyr, Goncharuk-Khomyn Myroslav. Clinical Control of Denture Base Acrylics Polymerization for the Quality Assurance: Pilot Study of Spectroscopic Approach. Journal of International Dental and Medical Research. Contents of JIDMR. 2020;13(2):422-9. ISSN:1309-100X.

91. Локота Ю.Є., Палійчук І.В., Палійчук В.І., Локота Є.Ю., Палійчук М.І., винахідники. Спосіб

порівняльної ідентифікації полімерного стоматологічного матеріалу. Патент України № 133807 . у 2018 10913. Квітня 25.

92. Локота Ю.Є., Палійчук І.В., Грицак М.Є., Палійчук В.І., Локота Є.Ю., Палійчук М.І., Ізай М.Е., Вовчок Р.В., Маляр А.В., винахідники. Спосіб порівняльної ідентифікації пломбувальних фотополімерних стоматологічних метеріалів. Патент України № 117514. а 2016 09305. 2018 серпня 10.

93. Палійчук І.В., Локота Ю.Є., Палійчук М.І., Грицак М.Є., Палійчук В.І., Локота Є.Ю., Вовчок Р.В., Маляр А.В., винахідники. Спосіб порівняльної ідентифікації стоматологічних полімерних матеріалів. Патент України № 145999. у2020 05373. 2021 січня 14.

94. Палійчук В.І., Рожко М.М., Палійчук І.В., Локота Ю.Є., Палійчук М.І., Грицак М.Є., Локота Є.Ю., Вовчок Р.В., винахідники. Тимчасовий фіксатор зубів . Патент України № 153057. у 2022 03446. 2023 травня 18.

95. Локота Ю.Є., Палійчук І.В., Грицак М.Є., Палійчук В.І., Локота Є.Ю., Палійчук М.І., Гриненко Є.М., Вовчок Р.В., Маляр А.В., винахідники. Стоматологічний фіксатор зубів. Патент України № 114713. у 2016 10959. 2017 березня 10.

96. Палійчук І.В., Локота Ю.Є., Грицак М.Є., Палійчук В.І., Локота Є.Ю., Палійчук М.І., Вовчок Р.В., Маляр А.В., винахідники. Пристрій для коригування положення зубів. Патент України № 143790. у 2020 01647. 2020 серпня 10.

97. Рожко М.М., Палійчук І.В., Локота Ю.Є., Палійчук В.І., Грицак М.Є., Локота Є.Ю., Палійчук М.І., Вовчок Р.В., винахідники. Пристрій для тимчасової фіксації фрагментів зубних рядів. Патент України № 149288 у 2021 02342. 2021 листопада 04.

98. Локота Ю.Є., Палійчук І.В., Криванич В.М., Грицак М.Є., Палійчук В.І., Локота Є.Ю., Палійчук М.І., Вовчок Р.В., Горенко Б.М., Маляр А.В., винахідники. Коригувальний стоматологічний пристрій. Патент України № 142106 у 201912143 .2020 травня 12.

99. Локота Ю.Є., Кухарчук Л.В., Негря А.В., Палійчук І.В., Грицак М.Є., Палійчук В.І., Локота Є.Ю., Палійчук М.І., Вовчок Р.В., Маляр А.В., винахідники. Фіксатор зубів. Патент України № 141137 у 2019 08785 .2020 березня 25.

100. Локота Ю.Є., Кухарчук Л.В., Негря А.В., Палійчук І.В., Грицак М.Є., Палійчук В.І., Локота Є.Ю., Палійчук М.І., Вовчок Р.В., Маляр А.В., винахідники. Фіксатор зубів. Патент України № 134072. у 2018 12558. 2019 квітня 25.

101. Локота Ю.Є., Палійчук І.В., Грицак М.Є., Палійчук В.І., Локота Є.Ю., Палійчук М.І., Ізай М.Є., Гриненко Є.М., Вовчок Р.В., Маляр А.В., винахідники. Стоматологічний розсувний фіксатор зубів. Патент України № 141425 у 2019 09129. 2020 квітня 10.

102. Локота Ю.Є., Палійчук І.В., Криванич В.М., Грицак М.Є., Палійчук В.І., Локота Є.Ю., Палійчук М.І., Вовчок Р.В., Горенко Б.М., Маляр А.В. винахідники. Регулятор положення зубів. Патент України № 144120 у 2019 11729. 2020 вересня 11.

103. Локота Ю.Є., Грицак М.Є., Палійчук І.В., Палійчук В.І., Локота Є.Ю., Палійчук М.І., винахідники. Спосіб виготовлення знімного зубного протеза. Патент України №137590 у 201904377. 2019 жовтня 25.

104. Палійчук В.І., Рожко М.М., Палійчук І.В., винахідники. Івано-Франківський національний медичний університет, патентовласник. Спосіб удосконалення виготовлення знімного пластинкового протеза із пластмаси

«Biosril-C» Патент на корисну модель України №67018. 2012 січ 25.

105. Палійчук В.І., Рожко М.М., Палійчук І.В., Локота Ю.Є., Палійчук М.І., Грицак М.Є., Локота Є.Ю., Вовчок Р.В., винахідники. Зубний протез. Патент України №151932 у 2021 05590. 2022 жовтня 06.

106. Палійчук В.І., Рожко М.М., Палійчук І.В., винахідники. Івано-Франківський національний медичний університет, патентовласник. Спосіб удосконалення виготовлення знімного пластинкового протеза методом штампування із пластмаси «Biosril-C». Патент на корисну модель України № 67006. 2012 січ 25.

107. Палійчук В.І., Рожко М.М., Палійчук І.В., Локота Ю.Є., Палійчук М.І., Грицак М.Є., Локота Є.Ю., Вовчок Р.В., винахідники. Знімний зубний протез. Патент України №150567 у 2021 05656 .2022 березня 03.

108. Рожко М.М., Неспрядько В.П., Палійчук І.В., Дмитришин Т.М., Лабунець В.А., Парасюк Г.З., Вербовська Р.І., Штурмак В.М. Ортопедична стоматологія. Медицина. 2020. 591 с.

109. Палійчук В.І., Рожко М.М., Палійчук І.В., Локота Ю.Є., Палійчук М.І., Грицак М.Є., Локота Є.Ю., Вовчок Р.В., винахідники. Пристрій для виготовлення зубних протезів. Патент України №156396. у 202304703. 2024 червня 20.

110. Палійчук В.І., Рожко М.М., Палійчук І.В., Локота Ю.Є., Палійчук М.І., Грицак М.Є., Локота Є.Ю., Вовчок Р.В., винахідники. Пристрій для діатермокоагуляції. Патент України № 149156 у 202102997 . 2021 жовтня 20.

111. Палійчук В.І., Рожко М.М., Палійчук І.В., Локота Ю.Є., Палійчук М.І., Грицак М.Є., Локота Є.Ю., Вовчок Р.В., винахідники. Пристрій для видалення зубів. Патент України № 149348 у 2021 02934. 2021 листопада 11.

112. Палійчук В.І., Рожко М.М., Палійчук І.В., Локота Ю.Є., Палійчук М.І., Грицак М.Є., Локота Є.Ю., Вовчок Р.В., винахідники. Капа. Патент України № 150261 u202104911. 2022 січня 20.

113. Локота Є.Ю., Костенко С.Б., Палійчук В.І., Локота Ю.Є., Палійчук М.І., Криванич А.В., Ізай М.Е. Відбиткові ложки: монографія. Ужгород: Вид-во УжНУ «Говерла», 2024. 100 с.

114. Янішен І.В., Кричка Н.В., Погоріла А.В. та ін. Сучасні аспекти виготовлення повних знімних протезів : навч. посіб. для здобув. вищ. мед. освіти та лікарів-інтернів /. Харків : ХНМУ, 2023. 196 с.

115. Кузь В.С., Тумакова О.Б., Кузь Г.М., Єрис Л.Б. Виготовлення повних знімних пластинкових протезів з різних груп базисних матеріалів та їх порівняльна характеристика. Актуальні проблеми сучасної медицини: Вісник української медичної стоматологічної академії. 2020. 3(71):55-9.

116. Кривчук А.А. Результати клініко-експериментальної апробації вдосконаленої технології виготовлення базисів знімних зубних протезів з акрилової пластмаси. Вісник стоматології. 2019. 32(2):42-6.

117. Палійчук В.І. Клініко-експериментальне обґрунтування використання безмономерних базисних пластмас для виготовлення знімних пластинкових протезів. [автореферат]. Івано-Франківськ. 2015. 20 с.

118. Гасюк П.А., Костенко Є.Я., Щерба В.В., Радчук В.Б. Протезування при повній втраті зубів. Тернограф. Тернопіль-Ужгород, 2017. 215 с.

119. Локота Є.Ю., Костенко С.Б., Стецик М.О., Локота Ю.Є., Криванич А.В. Часткові знімні пластинкові протези. Видання 2-е, виправлене, доповнене: навчальний посібник. Ужгород: ДВНЗ «УжНУ», 2024. 168 с.

120. Локота Ю.Є., Палійчук І.В., Палійчук В.І., Локота М.Є., Палійчук М.І. Методи підвищення ефективності для досягнення кращого результату при застосуванні удосконаленої ложки. V міжнародна стоматологічна конференція студентів та молодих вчених. Актуальні питання сучасної стоматології; 2016 лют. 26-27. Ужгород. 2016. С. 301-3.

ЗМІСТ

ПЕРЕДМОВА	3
ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ	5
РОЗДІЛ 1. СУЧАСНІ МЕТОДИКИ, ТЕХНОЛОГІЇ ТА МАТЕРІАЛИ, ЯКІ ЗАСТОСОВУЮТЬСЯ ДЛЯ ВИГОТОВЛЕННЯ ЗНІМНИХ КОНСТРУКЦІЙ ЗУБНИХ ПРОТЕЗІВ	6
РОЗДІЛ 2. ПРИСТРОЇ ТА АПАРАТИ ДЛЯ ДОСЛІДЖЕННЯ ЩЕЛЕПНО-ЛИЦЕВОЇ ДІЛЯНКИ	15
2.1. Пристрій для визначення податливості поверхневого шару м'яких тканин щелепно-лицевої ділянки	15
2.2. Апарат для визначення податливості поверхневого шару м'яких тканин щелепно-лицевої ділянки	20
2.3. Спосіб визначення об'єму атрофії альвеолярного відростка щелепи	22
2.4. Визначник податливості поверхневого шару м'язової тканини	24
2.5. Спосіб фіксації електродів для реографічного дослідження м'яких тканин у ділянці кута нижньої щелепи	27
2.6. Пристрій для дослідження температурної топографії поверхні м'язової тканини	29
2.7. Пристрій для вимірювання об'єму зразка матеріалу	33
2.8. Спосіб дослідження морфологічних особливостей альвеолярного відростка	37

2.9. Пристрій для визначення геометричних параметрів фрагментів ротової порожнини	38
---	----

2.10. Стоматологічний вимірювач товщини	41
---	----

РОЗДІЛ 3. СПОСОБИ ВИЗНАЧЕННЯ ФІЗИКО - МЕХАНІЧНИХ ВЛАСТИВОСТЕЙ СТОМАТОЛОГІЧНИХ МАТЕРІАЛІВ45

3.1. Спосіб визначення часу полімеризації стоматологічного полімерного матеріалу	45
--	----

3.2. Спосіб порівняльної ідентифікації полімерного стоматологічного матеріалу	47
---	----

3.3. Спосіб порівняльної ідентифікації пломбувальних фотополімерних стоматологічних матеріалів	48
--	----

3.4. Спосіб порівняльної ідентифікації стоматологічних полімерних матеріалів	51
--	----

РОЗДІЛ 4. АПАРАТИ ТА ПРИСТРОЇ ДЛЯ КОРИГУВАННЯ ПОЛОЖЕННЯ ЗУБІВ54

4.1. Тимчасовий фіксатор зубів	54
--------------------------------------	----

4.2. Стоматологічний фіксатор зубів	56
---	----

4.3. Пристрій для коригування положення зубів	59
---	----

4.4. Пристрій для тимчасової фіксації фрагментів зубних рядів	61
---	----

4.5. Коригувальний стоматологічний пристрій	63
---	----

4.6. Фіксатор зубів	65
---------------------------	----

4.7. Стоматологічний фіксатор зубів	68
---	----

4.8. Стоматологічний розсувний фіксатор	71
---	----

4.9. Регулятор положення зубів	74
--------------------------------------	----

РОЗДІЛ 5. СПОСОБИ ВДОСКОНАЛЕННЯ ВИГОТОВЛЕННЯ ЗНІМНИХ ЗУБНИХ ПРОТЕЗІВ, ІНШИХ СТОМАТОЛОГІЧНИХ ІНСТРУМЕНТІВ ТА ПРИСТРОЇВ	77
5.1.Спосіб виготовлення знімного зубного протеза	77
5.2. Зубний протез	78
5.3. Знімний зубний протез	79
5.4. Пристрій для виготовлення зубних протезів	81
5.5. Пристрій для діатермокоагуляції	84
5.6. Пристрій для видалення зубів	86
5.7. Капа	88
РОЗДІЛ 6. МАТЕРІАЛИ ТА РІЗНОВИДНІСТЬ ТЕХНОЛОГІЙ ДЛЯ ВИГОТОВЛЕННЯ ЧАСТКОВИХ ЗНІМНИХ ПРОТЕЗІВ	91
6.1. Основні характеристики акрилових пластмас	91
6.2. Удосконалення технологій виготовлення часткових знімних пластинкових протезів	112
СПИСОК РИСУНКІВ	115
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ	116

Наукове видання

СУЧАСНІ МЕТОДИКИ ТА РОЗРОБКИ ПРИ ОРТОПЕДИЧНОМУ ЛІКУВАННІ НЕЗНІМНИМИ І ЗНІМНИМИ ВИДАМИ ЗУБНИХ ПРОТЕЗІВ

Монографія

Авторський колектив:

**Є.Ю. Локота, С.Б. Костенко, І.В. Палійчук, Ю.Є. Локота,
В.М. Криванич, В.І. Палійчук, М.Е. Ізай, М.І. Палійчук**

Гарнітура Times New Roman

Формат 60х84/16. Ум.друк.арк. 7,9. Обл.вид.арк. 4,29.

Зам. № 97. Наклад 300 прим.

Оригінал-макет виготовлено

в редакційно-видавничому відділі ДВНЗ «УжНУ»

88000, м. Ужгород, вул. Заньковецької, 89.

E-mail: dep-editors@uzhnu.edu.ua

Видавництво УжНУ «Говерла».

88000, м. Ужгород, вул. Капітульна, 18.

Свідоцтво про внесення до державного реєстру

видавців, виготівників і розповсюджувачів видавничої продукції

Серія 3т № 32 від 31 травня 2006 року

Віддруковано: «ТАКИБУК», 65101, м. Одеса, вул. Інглезі, 6/1.

E-mail: mailbox@takibook.od.ua