

УДК 681.3; 616.314

ISSN 1729-4428

Б.С. Дзундза¹, Я.С. Яворський¹, В.В. Федорюк², М.М. Рожко², У.М. Писклинець²,
О.В. Бульбук²

Апаратно-програмні засоби для автоматизованого дослідження дефектів твердих тканин зубів після ендодонтичного втручання на втому та руйнування

¹Прикарпатський національний університет імені Василя Стефаника, м. Івано-Франківськ, Україна,
bohdan.dzundza@pnu.edu.ua

²Івано-Франківський національний медичний університет, м. Івано-Франківськ, Україна

В роботі розроблено схемотехніку, конструкцію та програмне забезпечення навантажувальної машини для автоматизованого дослідження дефектів твердих тканин зубів після ендодонтичного втручання на втому та руйнування. Перевагою даної розробки є поєднання як циклічних методів навантаження що симулюють жувальні рухи так і силових впливів на стиск в компактному малогабаритному корпусі, з невеликим енергоспоживанням та малим рівнем шуму. Завдяки застосуванню гвинтової передачі та крокового двигуна у поєднанні з чутливим тензорезистивним давачем сили вдалося досягнути високої точності та роздільної здатності в 0,1 мкм.

Проведено серію випробувань на реальних зразках ендодонтично оброблених зубів відновлених за допомогою скловолоконних штифтів і литих металевих куксових вкладок. Показано, що способи відновлення різців та премолярів верхньої щелепи за допомогою скловолоконних штифтів мають перевагу при недостатці залишкової структури зуба завдяки більш рівномірному розподілу деформаційних напруг, оскільки їхній модуль пружності близький до модулю пружності дентину.

Ключові слова: навантажувальна машина, автоматизація, реставрація зуба, скловолоконний штифт, літа металева куксова вкладка.

Подано до редакції 29.08.2023; прийнято до друку 14.12.2023.

Вступ

Тепер настав час коли бурхливий розвиток електроніки та інформаційних технологій викликає появу нових засобів та створює додаткові можливості для клінічних та лабораторних досліджень. Зокрема в останні роки ведеться активна дискусія щодо ефективності застосування внутрішньоканальних штифтів при ендодонтичному лікуванні в стоматології. В літературі [1-3] показано, що штифти не зміцнюють зуб, більше того, процедури підготовки видаляють додаткові здорові структури зуба, таким чином послаблюючи зуб і збільшуючи ризик переломів кореня [4,5]. В інших клінічних і лабораторних дослідженнях відзначено позитивний

вплив впровадження скловолоконних штифтів, що допомогло покращити розподіл напруг, оскільки їхній модуль пружності близький до модуля пружності дентину [6,7]. За даних умов дотримуються концепції мінімальної інвазивності адгезивних реставрацій, так як дослідження показали, що кількість аксіального дентину, оточеного коронкою, важливіша за довжину штифта [8], тому короткі штифти були оцінені як ефективна альтернатива традиційним штифтам [9-10]. Але досліджень по даній проблемі недостатньо, зокрема, лише в кількох дослідженнях було проведено циклічні випробування на втому [11,12], і висновки в основному ґрунтувалися виключно на статичних випробуваннях на стиск [13,14]. У зазначених вище роботах при дослідженнях використовували

автоматизовані засоби для циклічних досліджень та окремо навантажувально-розривні випробувальні машини, які є габаритними і мало пристосованими для таких задач. Циклічні випробування на втому є достатньо тривалі та трудомісткі, тому розробка апаратно-програмних засобів для автоматизованого дослідження дефектів твердих тканин зубів після ендодонтичного втручання на втому та руйнування є актуальною. Автори мають значний досвід розробки автоматизованих лабораторних засобів для фізичних досліджень [15-18]. Метою роботи є розробка апаратно-програмних засобів для забезпечення повного автоматизованого циклювання лабораторних досліджень зубів як на втому від циклічних навантажень так і на руйнування під однократним навантаженням.

I. Розробка програмно-апаратних засобів

Проектування програмно-апаратних засобів розділено на ряд етапів, на кожному з яких вирішуються конкретні задачі розробки. Зокрема, на першому етапі проведено проектування механіки і кінематики, яка дає можливість як проводити циклічні випробування на втому так і однократні силові навантаження на руйнування. З метою досягнення високої точності позионування для лінійного переміщення вибрано гвинтову пару. Крок ходового гвинта складає 2 мм. Ходовий гвинт нерухомо з'єднаний з платформою, що переміщується вверх вниз по двох лінійних циліндричних направляючих на підшипниках ковзання. Якщо ослабити кріплення підшипників так, щоб вони могли переміщуватись у заданому напрямку, то одночасно з вертикальним рухом стане можливим рух у горизонтальній площині, який виникатиме під дією сил обертання гвинта, що дає можливість більш точно симулювати жувальні рухи. Також переміщення у горизонтальній площині можна задавати профілем лінійних направляючих. Ходова гайка з зубчатим шківом зафіксована від вертикальних переміщень до корпусу за допомогою двох радіально-упорних підшипників, і приводиться в обертальний рух за допомогою крокового двигуна та

зубчатої передачі з коефіцієнтом редукції 1:5. Предметний столик нерухомо закріплений до онови через тензометричний давач навантаження CZL-601 на силу до 1000 Н.

Обмеження в 1000 Н є достатнім як для циклічних навантажень на втому де сили як правило не перевищують 100 Н так і силових навантажень на руйнування. Це дало можливість розробити універсальну настільну малогабаритну лабораторну установку, розміри якої не перевищують (Ш x Г x В) – 140x180x300 мм при масі – 8 кг. Межі вимірювань деформацій 0...100 мм.

Кроковий двигун забезпечує необхідне зусилля навантаження точність та швидкості руху 0.5 мм/хв до 300 мм/хв. Драйвер крокового двигуна підтримує дроблення кроку і дає можливість вибрати від 200 кроків на оберт до 6400 кроків на оберт, та струм від 0,7 до 4 А.

Корпус установки вирізано зі сталі методом лазерного різання, що забезпечило точність геометричних розмірів.

Другим етапом була розробка структурної і принципової схеми, а також програмного забезпечення. Структурна схема установки зображена на рис. 1.

Для забезпечення роботи тензометричного давача та оцифрування сигналу з нього застосовано спеціалізований 24 бітний АЦП який має програмно керований коефіцієнт підсилення та може видавати до 80 відліків на секунду, що дає змогу забезпечити паспортну точність тензодавача. В цілому похибка вимірювань не перевищує 1%. Для індикації та керування застосовано чотири символічний дисплей та енкадер. Зв'язок з комп'ютером реалізовано на основі апаратного UART мікроконтролера. Загальний вигляд установки представлено на рис. 2.

Програма для мікроконтролера AtMega168 написана на мові C. Інтерфейс меню забезпечує ручне керування, а також автоматизований експеримент з заданими параметрами: кількість циклів, максимальну силу до якої навантажити, швидкість руху, час витримки під навантаженням та без навантаження. Дані про переміщення та силу тиску передаються на комп'ютер для їх візуального відображення у вигляді графіків та передачі в Excel для подальшої обробки.

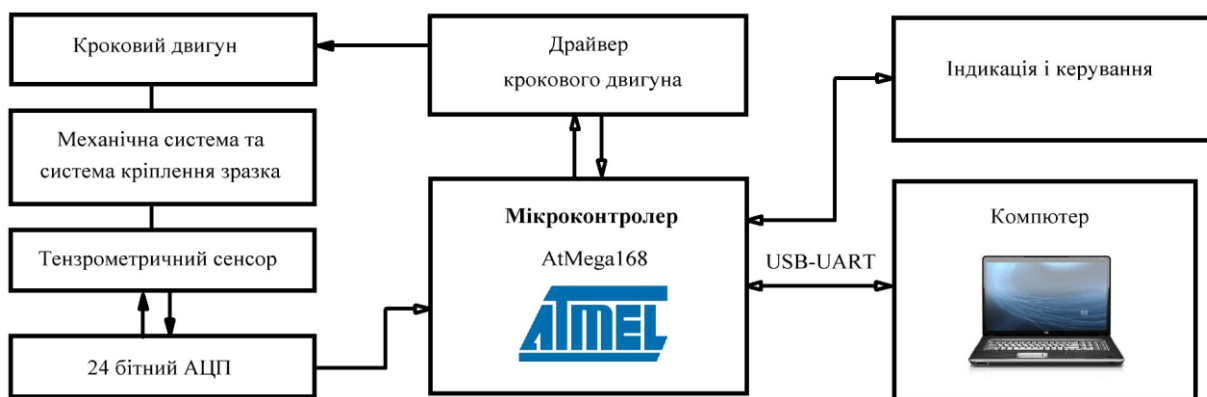


Рис. 1. Структурна схема установки для автоматизованого дослідження ендодонтично оброблених зубів на втому та руйнування.



Рис. 2. Загальний вигляд установки.

II. Методика підготовки та дослідження зразків

Для дослідження були використані інтактні зуби, видалені за пародонтологічними показаннями у хірургічному відділенні центру стоматології ІФНМУ. Проміжок часу від видалення зубів до моменту

проведення дослідження не перевищував чотирьох тижнів.

Дослідження були проведені в наступних групах зубів:

1-а група – Ендодонтично ліковані зуби, кореневий канал запломбований скловолоконним штифтом, у зубах збережено 1-2мм висоти коронкової частини, куска зуба відновлена композитним матеріалом.

2-а група – Ендодонтично ліковані зуби, кореневий канал запломбований скловолоконним штифтом, зуби зруйновані на рівні ясен без збереження висоти коронкової частини, куска зуба відновлена композитним матеріалом.

3-а група – Ендодонтично ліковані зуби, у зубах збережено 1-2мм висоти коронкової частини, куска зуба відновлена литою металевою куксовою вкладкою.

4-а група – Ендодонтично ліковані зуби, зуби зруйновані на рівні ясен без збереження висоти коронкової частини, куска зуба відновлена литою металевою куксовою вкладкою.

Ендодонтичну обробку та препарування зубів проводили за стандартизованою методикою. Коронку зуба препарували відповідно до параметрів заданих у кожній групі дослідження. Реставрацію проводили скловолоконними штифтами (Glassix glass fibre composite posts) (Nordin), які фіксували склоіномерним цементом (RIVA Self cure). У коронковій частині зуб створювали куксу з композиту (Sagen Balance), та використовували литі металеві куксові вкладки які фіксували склоіномерним цементом (RIVA Self cure) (Рис. 3).

Готовий зразок розміщали у блоці із самотвердіючої пластмаси (Ремонт-03) та епоксидного клею (PENOSIL Epoxy Fix Coat 507) так,



Рис. 3. Загальний вигляд зразків для дослідження на різних етапах підготовки.

щоб навантаження передавалось під заданими кутами по відношенню до зуба.

III. Результати експерименту та їх обговорення

Щоб визначити як циклічні навантаження впливають на міцність зразків, частину досліджуваних зразків піддавали циклічним навантаженням на втому. Після чого всі зразки піддавали силовим навантаженням на руйнування. Це дало змогу визначити вплив циклічної втоми на міцність конструкції. Найвність пластичних деформацій визначали за формою кривої відповідно рис. 4. [14], та відмінностей між ходом кривої навантаження та розвантаження.

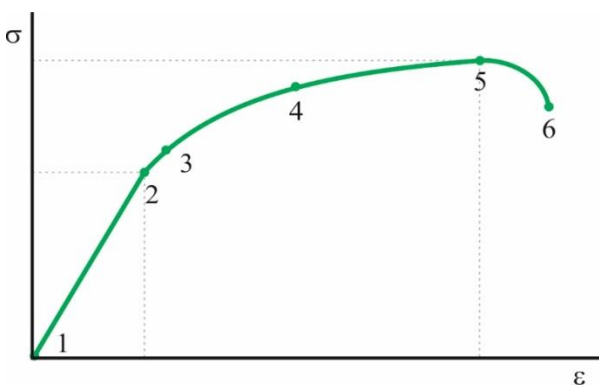


Рис. 4. Схематичне зображення діаграми деформування. Напруження показано у функції від деформації: 1 – межа істинної пружності; 2 – межа пропорційності; 3 – межа пружності; 4 – межа текучості; 5 – межа міцності; 6 – руйнування.

Всі зразки витримали 10 разове вертикальне навантаження на 500 Н без видимих пошкоджень і пластичних деформацій (рис. 5.). Крива достатньо лінійна, що вказує на пружний характер деформації.

Після 1500 циклів деформації з вертикальним навантаженням 100 Н, зразок групи номер 2 не витримав силового навантаження в 500 Н. Руйнування відбулося різко, що свідчить про високу жорсткість зразка (рис. 6).

Ми бачимо, що для зразків групи номер 2, де зуби

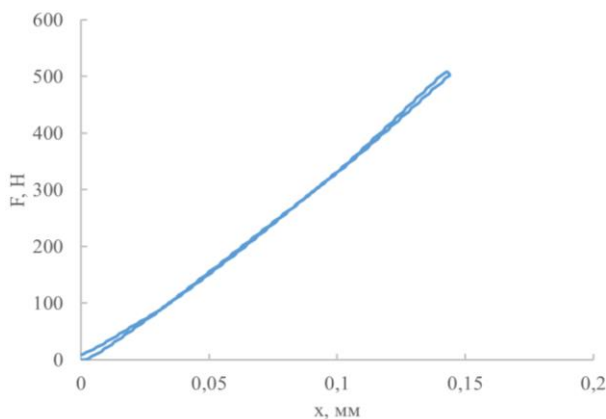


Рис. 5. Діаграма вертикального навантаження зразка Ф1м (перша група).

зруйновані на рівні ясен без збереження висоти коронкової частини характерна виражена лінійність деформацій з різким руйнуванням уже при вертикальних навантаженнях близько 500 Н. Зуби інших трьох груп такі вертикальне навантаження витримують.

При навантаженнях зубів розміщених під кутом 35-40 градусів від вертикальної осі, зразки відновлені литими металевими куксовими вкладками (3,4 група) спостерігалась повільніша деформація і вищі показники руйнуючої сили порівняно з зразками які відновленні скловолоконними штифтами та штучної кукси з композитних матеріалів (1,2 група). Зокрема, зразки з першої групи де кореневий канал запломбований скловолоконним штифтом, показали значно меншу міцність при бокових навантаженнях (рис. 7) ніж аналогічні зразки з третьої групи відновлені литою металевою куксовою вкладкою (рис. 8). Кількість збереженої висоти коронкової частини зуба також суттєво впливає на його міцність, зокрема зразок з першої групи з збереженою висотою коронкової частини зуба 1,5 мм (Ф1.5) витримав на 20 % більше навантаження ніж аналогічний зразок з збереженою висотою коронкової частини зуба 1 мм (Ф1) (рис. 7).

На рис. 9. показано результати руйнування зуба, бачимо дещо різний характер руйнування. Зуби, кореневий канал яких запломбований скловолоконним штифтом, отримують повздовжні тріщини, а зуби кукса яких відновлена литою металевою куксовою вкладкою ламаються в поперечному напрямку.

У всіх групах максимальної деформації при навантаженнях зазнавали різці та премоляри верхньої щелепи, де моляри витримали всі максимальні навантаження та не зазнали пошкоджень. Для цього типу зубів необхідні додаткові дослідження з більшими силовими навантаженнями.

Зразки різців та премолярів верхньої щелепи зубів відновлені за допомогою скловолоконних штифтів показали більш рівномірну криву деформації (рис. 5), оскільки модуль пружності штифтів близький модулю пружності дентину.

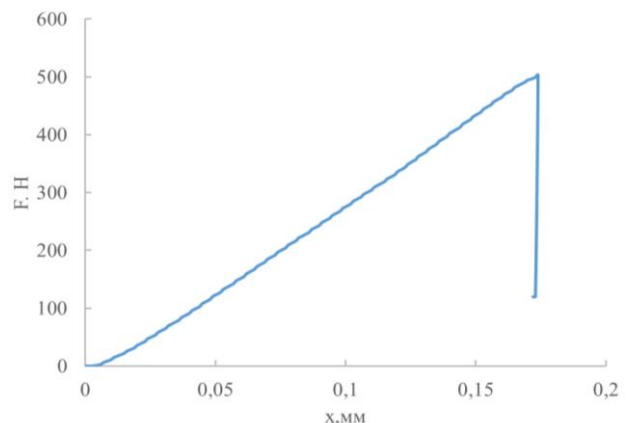


Рис. 6. Діаграма вертикального навантаження зразка Ф0 (друга група).

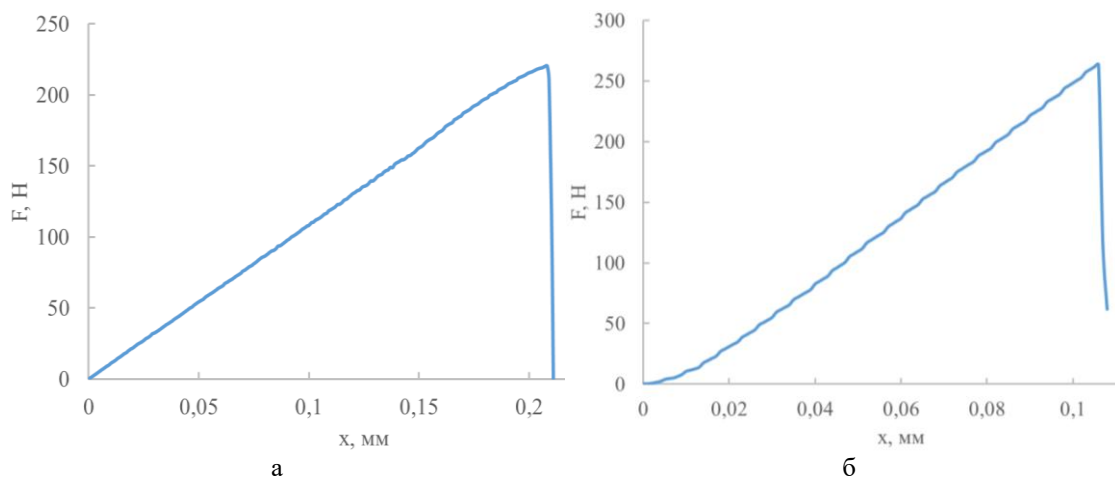


Рис. 7. Діаграма навантаження під кутом 35 градусів відносно вертикальної осі зразка $\Phi 1m$ і $\Phi 1.5$ (перша група).

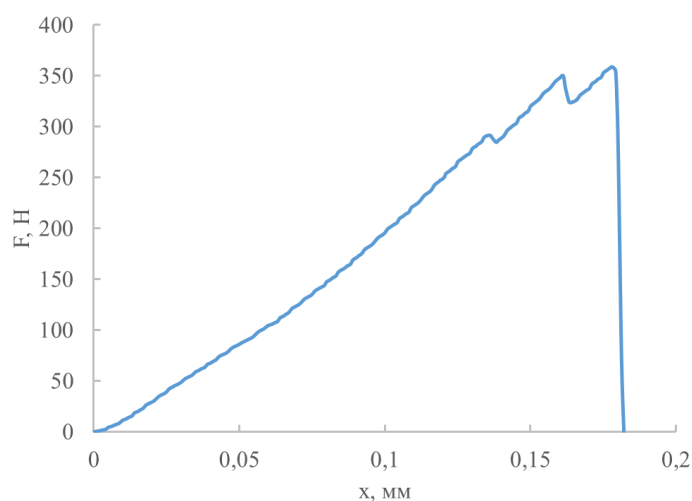


Рис. 8. Діаграма навантаження під кутом 37 градусів відносно вертикальної осі зразка $\Phi 2$ (третя група, збережена висота коронкової частини зуба рівна 2 мм).

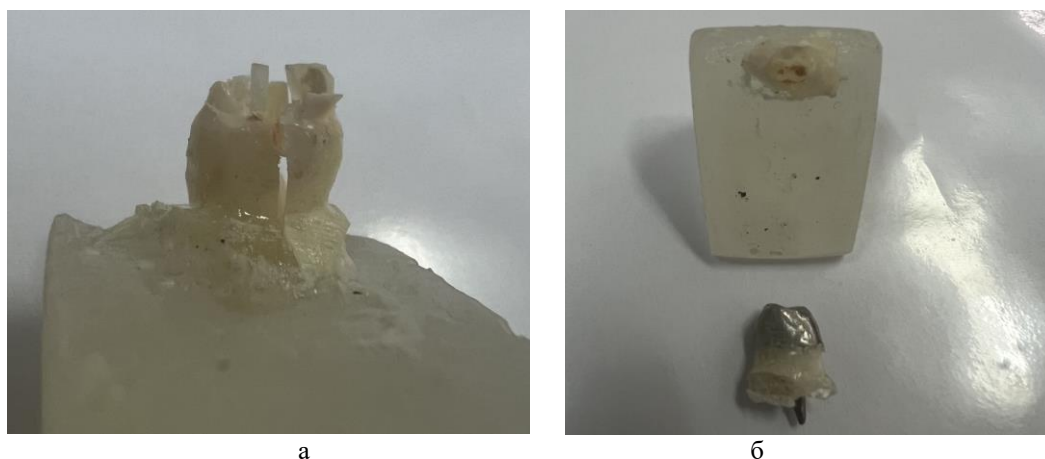


Рис. 9. Результати руйнування: кореневий канал запломбований скловолоконним штифтом (а) та кукуса зуба відновлена литою металевою кукусовою вкладкою (б).

Об'єм та властивості матеріалу скловолоконного штифта відновлені штучною кукусою з композитного матеріалу має більший ступінь деформації при навантаженнях і менший в разі використання литої металевої кукусової вкладки. Також певне значення мають методи вибору фіксації скловолоконного

штифта та штучної кукуси.

При порівнянні зразків всіх груп помітне значне зменшення міцності та зростання деформації зразків з дефектами твердих тканин зруйнованих на рівні ясен, що може свідчити про збереження висоти коронкової частини зуба (ферул ефекту) в розмірах 1-2 мм дає

значно кращі показники до деформації та руйнування.

Висновки

Розроблено конструкцію, схемотехніку та програмне забезпечення установки для автоматизованого дослідження дефектів твердих тканин зубів після ендодонтичного втручання на втому та руйнування. Перевагами даної розробки є поєднання як циклічних методів навантаження, що емулюють жувальні рухи так і силових впливів на стиск в компактному малогабаритному корпусі, з невеликим енергоспоживанням та малим рівнем шуму. Завдяки застосуванню точної механіки у поєднанні з чутливим тензорезистивним давачем сили вдалося досягнути високої роздільної здатності в 0,1 мкм та мінімізувати похибку, яка не перевищує 1 %.

Проведено серію випробувань на реальних зразках зубів відновлених за допомогою скловолоконних штифтів і литих металевих куксових вкладок. Показано, що зразки різців та премолярів верхньої щелепи кукса яких відновлена литою металевою куксовою вкладкою витримують дещо більші навантаження ніж відновлені за допомогою

скловолоконних штифтів. Це відновлення має деякі переваги завдяки більш рівномірному розподілу деформаційних напруг, оскільки модуль пружності скловолоконних штифтів близький до модуля пружності дентину. Такі переваги є незначними і основну роль в міцності щодо деформації та руйнування ендодонтично лікованих зубів має збереження висоти коронкової частини зуба.

Дзунда Б.С. – кандидат фізико-математичних наук, старший науковий співробітник, доцент кафедри комп'ютерної інженерії та електроніки;

Яворський Я.С. – кандидат фізико-математичних наук, доцент кафедри фізики і хімії твердого тіла;

Федорюк В.В. – аспірант кафедри стоматології ПО ІФНМУ;

Рожко М.М. – доктор медичних наук, професор кафедри стоматології ПО ІФНМУ, член-кореспондент НАМН України, Заслужений діяч науки і техніки України;

Писклинець У.М. – кандидат хімічних наук, доцент, доцент кафедри медичної інформатики, медичної та біологічної фізики;

Бульбук О.В. – кандидат медичних наук, доцент кафедри стоматології ПО ІФНМУ.

- [1] M. Trope, I. Langer, D. Maltz, L. Tronstad, *Resistance to fracture of restored endodontically treated premolars*, *Endodontics and Dental Traumatology*, 2, 35 (1986); <https://doi.org/10.1111/j.1600-9657.1986.tb00120.x>.
- [2] J.A. Sorensen, J.T. Martinoff, *Intracoronal reinforcement and coronal coverage: a study of endodontically treated teeth*. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 51, 780 (1984); [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(84\)90376-7](https://doi.org/10.1016/0022-3913(84)90376-7).
- [3] W.A. Fokkinga, C.M. Kreulen, P.K. Vallittu, N.H. Creugers, *A structured analysis of in vitro failure loads and failure modes of fiber, metal, and ceramic post-and-core systems*, *International Journal of Prosthodontics*, 17(476), 82 (2004).
- [4] H.P. Bolhuis, A.J. De Gee, A.J. Feilzer, C.L. Davidson, *Fracture strength of different core build-up designs*, *American Journal of Dentistry*, 14(5), 286 (2001).
- [5] K.E. Manning, D.C. Yu, H.C. Yu, E.W. Kwan, *Factors to consider for predictable post and core build-ups of endodontically treated teeth. Part II: Clinical application of basic concepts*, *Journal of Canadian Dental Association*, 61, 696 (1995).
- [6] F. Monticelli, C. Goracci, M. Ferrari. *Micromorphology of the fiber post-resin core unit: a scanning electron microscopy evaluation*, *Dent Mat.*, 20, 176 (2004); [http://doi.org/10.1016/S0109-5641\(03\)00089-7](http://doi.org/10.1016/S0109-5641(03)00089-7).
- [7] S. Toksavul, M. Zor, M. Toman, M.A. Gungor, I. Nergiz, C. Artung, *Analysis of dentinal stress distribution of maxillary central incisors subjected to various post-and-core applications*, *Oper Dent.*, 31, 89 (2006); <https://doi.org/10.2341/04-192>.
- [8] M. Schmitter, P. Rammelsberg, J. Lenz, S. Scheuber, K. Schweizerhof, S. Rues. *Teeth restored using fiberreinforced posts: in vitro fracture tests and finite element analysis*, *Acta Biomaterialia*, 6(3747), 54 (2010); <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2010.03.012>.
- [9] L. Buttler, G. Krastl, H. Lorch, M. Naumann, N.U. Zitzmann, R. Weiger, *Influence of post fit and post length on fracture resistance*. *International Endodontic Journal*, 42, 47 (2009); <https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.2008.01492.x>.
- [10] J. Nissan, E. Barnea, D. Carmon, M. Gross, D. Assif, *Effect of reduced post length on the resistance to fracture of crowned, endodontically treated teeth*. *Quintessence International*, 39,179 (2008).
- [11] F. Zicari, B. Van Meerbeek, R. Scotti, I. Naert, *Effect of ferrule and post placement on fracture resistance of endodontically treated teeth after fatigue loading*, *Journal of dentistry*, 41, 207 (2013); <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2012.10.004>.
- [12] Haneef Sherfudhin, Joseph Hobeich, Carlos Augusto Carvalho, Moustafa N. Aboushelib, Walid Sadig, Ziad Salameh, *Effect of different ferrule designs on the fracture resistance and failure pattern of endodontically ceramic crowns*, *J Appl Oral Sci.*, 19(1), 28 (2011); <https://doi.org/10.1590/s1678-77572011000100007>.
- [13] S. Garoushi, P.K. Vallittu, L.V. Lassila, *Continuous and short fiber reinforced composite in root post-core system of severely damaged incisors*, *Open Dental Journal*, 3, 36 (2009); <https://doi.org/10.2174%2F1874210600903010036>.
- [14] A. V. Borisenko, P. Koidis, A. A. Savichuk, *Influence of the design and material of in-channel pins on the mechanical characteristics of restored endodontically treated mandibular incisors*. *Modern dentistry*, 1, 23 (2013).

- [15] R. Dunets, B. Dzundza, M. Deichakivskiy, A. Terletsky, O. Poplavskiy, *Methods of computer tools development for measuring and analysis of electrical properties of semiconductor films*, Eastern-European Journal of Enterprise Technologies, 1(9-103), 32 (2020); <https://doi.org/10.15587/1729-4061.2020.195253>.
- [16] M.A. Ruvinskii, O.B. Kostyuk, B.S. Dzundza, I.P. Yaremiy, M.L. Mokhnatskiy, Ya.S. Yavorskiy, *Kinetic phenomena and thermoelectric properties of polycrystalline thin films based on PbSnAgTe compounds*, Journal of Nano- and Electronic Physics, 9(5), 05004 (2017); [https://doi.org/10.21272/jnep.9\(5\).05004](https://doi.org/10.21272/jnep.9(5).05004).
- [17] B.S. Dzundza, I.T. Kohut, V.I. Holota, L.V. Turovska, M.V. Deichakivskiy, *Principles of construction of hybrid microsystems for biomedical applications*, Physics and Chemistry of Solid State, 23(4), 776 (2022); <https://doi.org/10.15330/pcss.23.4.776-784>.
- [18] B.S. Dzundza. Software and hardware complex for research of thermoelectric properties of semiconductor structures. Patent of Ukraine for the invention No. 126766, Application No. a201910764, publication date: 02/02/2023.

B.S. Dzundza¹, Y.S. Yavorskiy¹, V.V. Fedoriuk², M.M. Rozhko², U.M. Pysklynets²,
O.I. Bulbuk²

Hardware and software for automated examination of defects of hard tissues of teeth after endodontic intervention for fatigue and destruction

¹Vasyl Stefanyk Precarpathian National University, Ivano-Frankivsk, Ukraine, bohdan.dzundza@pnu.edu.ua

²Ivano-Frankivsk National Medical University, Ivano-Frankivsk, Ukraine

The work developed circuit engineering, design and software of the loading machine for automated examination of dental hard tissue defects after endodontics intervention for fatigue and destruction. The advantage of this development is the combination as cyclic loading methods simulating chewing movements and force effects on compression in a compact small-sized case, with low power consumption and small noise level. Thanks to the use of a screw transmission and a stepper motor in combination with a sensitive tensoresistive force sensor, it was possible to achieve high accuracy and resolution of 0.1 microns.

A series of tests was conducted on real samples of endodontically treated teeth restored using fiberglass pins and cast metal stump inserts. It is shown that methods of restoring incisors and premolars of the upper jaw with the help of fiberglass pins have an advantage when the residual structure of the tooth is lacking due to a more uniform distribution of deformation stresses, since their elastic modulus is close to the elastic modulus of dentin.

Keywords: loading machine, automation, tooth restoration, fiberglass pin, cast metal stump tab.