

УДК 621.3

*М.О. Булик, студент гр.ПБ-42, к.т.н., с.н.с. Скицюк В.І., М.М. Печонка,
студентка гр.ПБ-42, к.т.н., доц. Ключко Т.Р.
КПІ ім. Ігоря Сікорського*

АВТОМАТИЗОВАНИЙ МОДУЛЬ КОНТРОЛЮ ТВЕРДОСТІ МАТЕРІАЛУ ШТУЧНИХ ІМПЛАНТІВ

Анотація. Запропоновано метод та принципи дії автоматизованого приладу вимірювання твердості деталей для штучних імплантів (імпланти суглобів, протези кісткової тканини тощо) із різних матеріалів. Наведено основну структурну схему та устрій приладу вимірювання.

Ключові слова: твердість, вимірювання, матеріал, штучний імплант, індентор, автоматизований прилад.

ВСТУП. ПОСТАНОВКА ПРОБЛЕМИ

Актуальною проблемою сучасної медицини є пошук матеріалів і сплавів для застосування їх в штучних імплантах, які могли б бути максимально наближеними за властивостями до біологічних структур. Основною проблемою є зносостійкість матеріалів, з яких виготовлені імпланти, або їх компоненти. Однією з характеристик, які відіграють вагомую роль в підбиранні матеріалів, є мікротвердість. Отже, йдеться не тільки про біологічну сумісність матеріалів імплантів з організмом, а й надається великого значення їх механічним властивостям. У цій роботі представлено метод, за допомогою якого можливо краще оцінювати і підбирати матеріали для імплантів, що застосовуються в різних галузях медицини.

АНАЛІЗ ІСНУЮЧИХ ПУБЛІКАЦІЙ

Наразі відомі методи дослідження механічних властивостей деталей [1, 2, 3, 4], які, зокрема, визначають параметри твердості деталей. Це надає можливості визначення сумісності цих матеріалів для створення штучних імплантів. Так, у роботі [5] описані методи вимірювання твердості біологічних матеріалів. Одним із таких методів є тонометричні вимірювання, які характеризувалися здатністю матеріалів витримувати вертикальні сили навантаження. Ця техніка використовувалась за допомогою діурометра. Діурометр утримувався на вертикальній поверхні зразка. Вимірювання відбувалися внаслідок пружного навантаження зовнішньої частини, яка і вимірювала твердість, використовуючи навантаження на зразок. Для вимірювань діурометр використовувався при температурі 25°C і відбивався під дією сили тяжіння проти зразка. Чотири послідовні досліди відбувалися на одному і тому ж місці.

Також використовувався метод, в якому вимірювалась твердість і еластичність шкіри, в якому застосовувалось лінійне переміщення у горизонтальній площині шкіри [5]. Використовувався квазістатичний екстензометр, який був розроблений Дж. Евансом в 1967 році. Цей пристрій застосовував шкалу розширення шкіри за допомогою двохсторонньої клейкої стрічки на двох металевих вкладишах. Отримане навантаження передавалось ланцюгом, який складався з двох безколієвих шкірових коліс в кінці конічних плечей. Було застосовано двигун із постійним моментом для швидкісного руху, а швидкість розширення поверхні до шкіри становила 0,35 мм/с до максимального

навантаження 100 Г (близько 1 Н).

Недоліками цих методів вимірювання є недостатня точність та достовірність отриманих результатів, що вносить похибки в результат діагностики стану об'єкту.

ПОСТАНОВКА ЗАДАЧІ

Метою роботи є створення нового методу вимірювання мікротвердості матеріалів, що підвищує точність виготовлення штучних імплантів широкого призначення, та тим самим забезпечує зносостійкість цих виробів та врешті якість протезування. Водночас, на підставі запропонованого методу, є можливість визначити принципи функціонування автоматизованого приладу вимірювання твердості деталей із різних матеріалів.

ПРИНЦИП РОБОТИ АВТОМАТИЗОВАНОГО МОДУЛЮ КОНТРОЛЮ ТВЕРДОСТІ

Для забезпечення роботи мікротвердоміра розроблено низку електронних модулів. За своїм призначенням їх можна розділити на наступні субмодулі:

1. Модуль контролю торкання індентора поверхні деталі;
2. Модуль контролю тиску на поверхню деталі;
3. Модуль генератора електромагнітного поля;
4. Модуль автоматики керування розташуванням індентора.

Для того, щоб визначитися з роботою кожного з модулів, розглянемо загальну модульну схему мікротвердоміра (рис. 1).

Отже, електронна частина приладу працює наступним чином. В основу роботи закладено дискретний принцип створення силового навантаження. Для реалізації цього принципу роботи силового елемента необхідно забезпечити систему надточного визначення координати між початком прикладення сили та його закінчення. Водночас, величина сили повинна бути визначена з такою ж точністю.

Реалізація пристрою містить два модулі реєстрації торкання, генератор електромагнітного поля та модуль індентора. Модулі торкання 1 та 2 конструкційно однакові, хоча обслуговують різні ділянки роботи пристрою.

Перший модуль 1 контролю торкання індентора поверхні деталі побудований наступним чином. На штанзі індентора 8 встановлено пружний елемент 7, який виконує функцію подачі. Діапазон роботи при цьому встановлюється регулятором діапазонів 10. При замиканні індентора 6 на деталь 5 струм, який протікає через індентор, генерує ЕРС у електромагнітному відчутнику 1.1 з частотою генератора поля 3. Блок 1.2 налагодження на робочу частоту здійснює налагодження відчутника 1.1 на частоту генератора поля 3. Сигнал відчутника 1.1 потрапляє на каскадний динамічний підсилювач 1.3, де підсилюється до величини, необхідної для спрацювання компаратора 1.4.

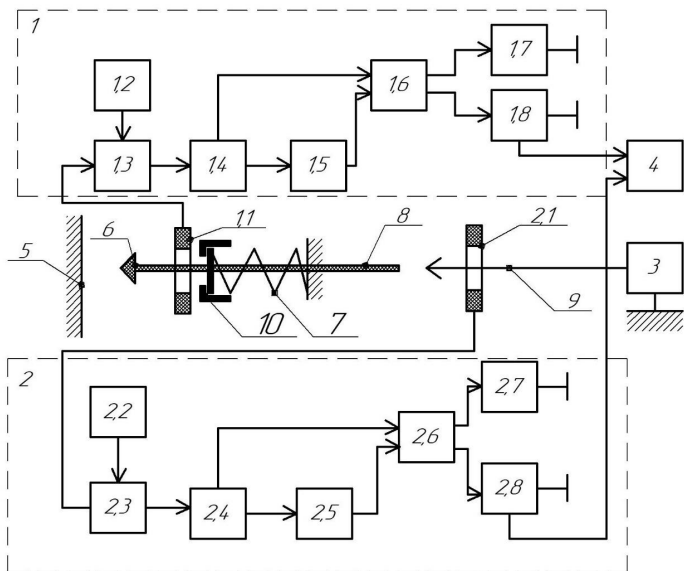


Рисунок 1. Загальна взаємодія блоків модулів контролю роботи мікротвердоміра, де: 1 – модуль контролю торкання мікротвердоміра; 1.1 – електромагнітний відчутник; 1.2 – блок налагодження робочої частоти; 1.3 – каскадний динамічний підсилювач; 1.4 – компаратор; 1.5 – ключовий елемент; 1.6 – тригер; 1.7 – блок індикації; 1.8 – блок гальванічної розв’язки; 2 – модуль контролю сили навантаження; 2.1 – електромагнітний відчутник; 2.2 – блок налагодження на робочу частоту; 2.3 – каскадний динамічний підсилювач; 2.4 – компаратор; 2.5 – ключовий елемент; 2.6 – тригер; 2.7 – пристрій індикації; 2.8 – блок гальванічної розв’язки; 3 – генератор електромагнітного поля; 4 – система CNC верстата; 5 – деталь; 6 – індентор; 7 – пружний елемент; 8 – штанга індентора; 9 – прецизійний елемент торкання; 10 – регулятор діапазонів тиску

На компараторі 1.4 сигнал набуває прямокутної форми і потрапляє на вхід запуску тригера 1.6. Другий вихід компаратора 1.4 надходить на другий вхід тригера 1.6. Виходи тригера 1.6 навантажені, перший – на блок індикації 1.7, а другий – на вхід системи CNC 4.

У подальшому по мірі зростання тиску штанга 8 пересувається до торкання з прецизійним контактом 9, що реєструє електромагнітний відчутник 2.1.

Отже, вимірювані локальні значення твердості виробу, які далі враховуються для визначення інтегральних механічних характеристик та надають можливості застосування матеріалу для виготовлення штучного імпланту.

ВИСНОВКИ

Створені принципи контролю мікротвердості є засадними до створення низки приладів вимірювання та контролю диференційної мікротвердості. Визначення параметрів твердості деталей із різних матеріалів як при їх виготовленні, так і при їх встановленні в робочу зону, підвищує якість імплантації.

У подальших наукових дослідженнях має бути створено та досліджено принципову електричну схему модулю торкання індентора та величини сили.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Grook A.W. A Study of some Impacts between Metal Bodies by a Piezoelectric Methode. Proc. Roy. Soc. London, A212 (1952), S. 377-390.
2. Goldsmith W. Impact – the Theorie and Phisical Bihavior of Colliding Solids. London: Edward Arnold (Publishers).
3. Meyer. E. Untersuchung über Härteprüfung und Harte.VDI-Z (1908) S. 645.
4. Tabor D. The Hardness of Metals. Oxford^ Clarendon Press 1951.
5. Brandon Kerins Joseph Kirby Divyarajsinh Raol Matthew Valvano.Skin Hardness and Elasticity Measurement DeviceME 450 Fall 2010 Professor Grant Kruger Team Derma -17. December 15, 2010. Режим доступу: <https://deepblue.lib.umich.edu/bitstream/handle/2027.42/86244/ME450%20Fall2010%20Final%20Report%20%20Project%2017%20%20Skin%20Hardness%20and%20Elasticity%20Measurement.pdf>.