

АПАРАТ ОЦІНКИ РОЗПОДІЛУ ТИСКУ КУЛЬТЕПРИЙМАЧА НА ТКАНИНИ КІНЦІВКИ

І. Ю. Худецький^{1,2}, А. С. Вербельчук¹, Ю. В. Антонова-Рафі¹

¹Національний технічний університет України «КПІ імені Ігоря Сікорського»

²Інститут електрозварювання Е.О. Патона Національної академії наук України

Анотація. Стаття присвячена дослідженню апарата оцінки розподілу тиску культеприймача на тканини кінцівки. Приведені дані про конструкцію, систему управління роботою апарата, процедура відображення даних, обґрунтовано вибір типу датчика тиску. Завдяки можливості виміряти тиски культі на приймач культі апарат дозволяє протезисту зменшити час на анатомічне підлаштування протезу під пацієнта.

Ключові слова: протез, культя, тиск, тензорезистивний датчик, реабілітація, протезування.

Вступ

Сучасний стан української держави потребує підтримки багатьох галузей, в тому числі – медичної. Зокрема, питання реабілітації поранених бійців на сході України та заміщення їх втрачених кінцівок. На разі, протезування в нашій країні має задовільний стан. Задля зменшення навантаження об'єму робіт на протезистів, покращення умов для травмованих, в тому числі психологічно, пацієнтів та зменшення проміжку часу між зверненням пацієнта та до його повної адаптації з протезом необхідно проаналізувати проблеми, що виникають в ході встановлення протезу. Визначивши, що значний час адаптації до протеза займає анатомічне підлаштування культеприймача задля запобігання тиску тканин на протез обрано напрям досліджень.

Зв'язок між приймачем культі та культею не є повністю жорстким. Між цими двома сегментами виникають сили тиску та тертя, надмірна величина яких призводить до виникнення дискомфорту та унеможливорює використання протезу.

Описане в даній статті дослідження має на меті покращити рівень протезування нижніх кінцівок, що в кінцевому підсумку призведе до підвищення якості роботи протезистів.

Мета та завдання дослідження

Метою даного дослідження було створити прототип апарату для виміру тиску культі на приймач культі. Для цього - провести аналіз вітчизняних та зарубіжних літературних джерел, визначити і обґрунтувати необхідну кількість

датчиків, їх площу, параметри, тип, фізику вимірювання тиску; Реалізацію схеми електричної принципової в обраному програмному середовищі для усього приладу.

Матеріали та методи

Конструювання даного апарату проводилося шляхом всебічного аналізу джерел інформації. Конструкція апарату ґрунтується на дослідженнях вітчизняної та зарубіжної наукової літератури, проведення патентного пошуку, експериментальній роботі, лабораторних вимірюваннях тощо.

Різні дослідники були зацікавлені в вимірюванні та поясненні нормальних навантажень між тілом та опорною поверхнею. Більшість спроб були більш вдалимими, пояснюючи тиск у точці як функцію часу, а не відображення тиску на поверхню як функцію часу.

У Case Western Reserve University багатокомпонентна підкладка використовувалася для вимірювання розподілу тиску між пацієнтом та приймачем культі. В основному це була бінарна процедура, що використовувала поступові зміни рівня тиску. Хоча ідея досить успішна, вона не може бути використана для вимірювання різноманітних змінних розподілів тиску з легкістю. Техніка не піддається складній геометрії ноги (кривизні дуги, кутам, перегинам тощо).

Робота представляла собою постійно розташовані датчики, встановлені в стінці протеза. У цій роботі 25 датчиків було встановлено у сам культеприймач тестового протеза нижньої кінцівки. Ці перетворювачі були вбудовані в протез під час його конструювання, проте могли бути вилучені з протеза в будь-який час шляхом вставки манекенної пробки. Часом, після зміни датчиків на пробки тиск поновлювався і пробле-

ма ставала знову не вирішеною. дане дослідження показало, що тиск, який розвивався під час ходьби, був вищим, ніж у тих, хто вимірював його статично.

Аналіз даних дослідників показав, що загальною постановою проблеми є комплексна оцінка інтерфейсу протез-тканина.

Теоретичні дослідження цієї проблеми

Вислів "зручна посадка", що застосовується до протезних засобів - це більше поняття, ніж визначення. Створення приладу для визначення тиску в приймачі культі, його індивідуальних характеристик, які вони внесуть в цю концепцію, значно підвищить анатомічне пристосування і підлаштування протезів.

Крім того, апарат забезпечує основу для вдосконалення існуючої технології, яка застосовується в клінічній практиці. Протягом останніх років, застосування та використання повного контактного суглобового протезування під коліном зазнало деяких різких змін. Нові технології навантаження на практиці сьогодні набули абсолютної анатомічної сумісності з культею, м'яке гніздо приймача культі максимально зменшує навантаження, проте певні точки несуть великий тиск на культею.

Для отримання анатомічно належного приймача культі необхідно спробувати перенести навантаження в певні райони культі або рівномірно розподіляти навантаження на культею. Частіше всього, невідповідність приймача культі є проблемою поганого виконання, а не концепції протезу. Ця відповідність може бути результатом поганої гільзи протезу або поганого вирівнювання приймача культі.

Слід враховувати, що параметрами, що викликають фізіологічне пошкодження культі, є нормальний тиск та напруга зсуву на межі між протезом та кінцівкою.

Вимірювання та відображення цього профілю напруги у часі представляють цікаву технічну оцінку з певними фізіологічними наслідками. Це дослідження представляє новий підхід, який акцентує візуалізацію чисельних значень, що відображають значення тиску.

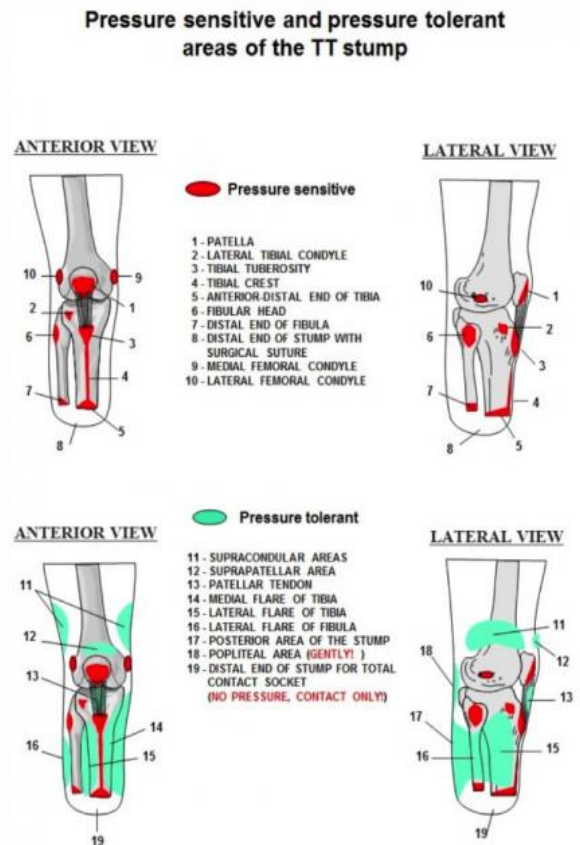


Рис. 1 Стійкі та чутливі до тиску ділянки нижніх кінцівок при протезуванні[1]

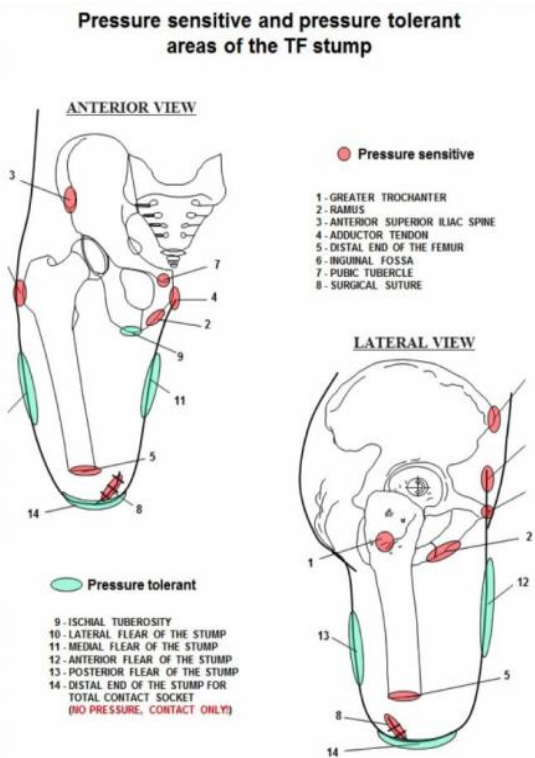


Рис. 2 Стійкі та чутливі до тиску ділянки нижніх кінцівок при протезуванні[1]

Біомеханіка протеза нижче колінного суглоба, що описує розподіл сил для протезування під коліном описана вченими і була використана для підлаштування протезу. Цей спрощений аналіз показує сили, що впливають з інтерфейсу розподілу тиску. Хоча це дослідження є концептуальним, воно демонструє складну форму, яка повинна відображати розподіл тиску інтерфейсу.

Основна частина

Для вирішення поставленої задачі нами було запропоновано створити апарат виміру тиску культі на культеприймач з використанням тензорезистивних датчиків зважаючи на їхню доступність, розміри та технічні характеристики.

Експериментальна робота логічно ділиться на дві частини: вибір елементів, які вимірюють експериментальні величини та обробку сигналу від перетворювача, з тим щоб можна було ефективно використовувати зібрану інформацію. На підставі експерименту критерії загальної ефективності всієї системи відображають:

1. Датчик тиску з мінімальною зоною та об'ємом зондування.
2. Гнучкість при розташуванні датчика на кінцівці.
3. Можливість вимірювання тиску в районах малого радіусу кривизни з високим ступенем точності.
4. Можливість легко збирати багатоканальні дані.
5. Можливість обчислення результатів з легко зібраної інформації.
6. Можливість ефективно представляти дані медичній або навчальній аудиторії.

Очевидно, що для того, щоб можна було пристосувати культю до протеза: з урахуванням всіх тих попередніх умов, про які говорилося вище, необхідно розраховувати основний елемент протеза – приймач культі. Пізніше він слугуватиме інтерфейсом між користувачем і пристроєм і тому повинен відповідати фізико-анатомічним вимогам пацієнта, механічним особливостям компонентів і біомеханічним вимогам ходьби.

Датчик тиску

Оскільки не було наміром цього дослідження, повністю розробити перетворювач тиску, були обстежені комерційні продукти, щоб знайти найбільш доступний перетворювач.

Тензорезистор – резистор, електричний опір якого змінюється залежно від його деформації. В основі принципу роботи тензорезисторів лежить явище п'єзорезистивного ефекту. За допомогою тензорезисторів можна вимірювати деформації

механічно пов'язаних з ними елементів. Тензорезистор є основною складовою частиною тензодатчиків, що застосовуються для непрямого вимірювання сили, тиску, ваги, механічних напружень тощо.

Існує класифікація вимірювальних тензодатчиків, що залежить від конструктивної особливості – елемента чутливості. Вихідним матеріалом визначені такі моделі:

- дровотві створюються у формі дроту, матеріалом служить двокомпонентний ніхром, фехраль, термостабільний сплав константану;
- тензометричні датчики з фольги – використовуються тонкі смужки фольги;
- напівпровідникові датчики – виготовляються з таких хімічних елементів, як кремній, галій, германій.

Резистивні датчики тиску (Force Sensitive Resistors (FSRs)) - це датчики, які дозволяють оцінити рівень тиску, силу натискання і вагу. Вони прості у використанні і недорого коштують. Датчик сили від Interlink, модель 402. Чутливий елемент - коло діаметром 1/2 дюйма.

На етапі математичного моделювання тензорезистивні датчики були перевірені мультиметром в режимі перевірки опору. Щупи мультиметра підключаються до ніжок датчика і безпосередньо знімають показання опору. Так як опір змінюється в великому діапазоні, рекомендується використовувати масштаб в автоматичному режимі.

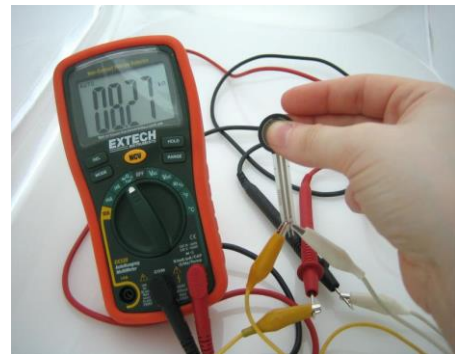


Рис. 3 Перевірка резистивного датчика за допомогою мультиметра в режимі перевірки опору

Датчик складається з двох шарів (рис. 4), які розділені спеціальною прокладкою (spacer). Чим сильніше ми на нього тиснемо, тим краще стає контакт між пластинами активних елементів і напівпровідником. В результаті опір починає зменшуватися.

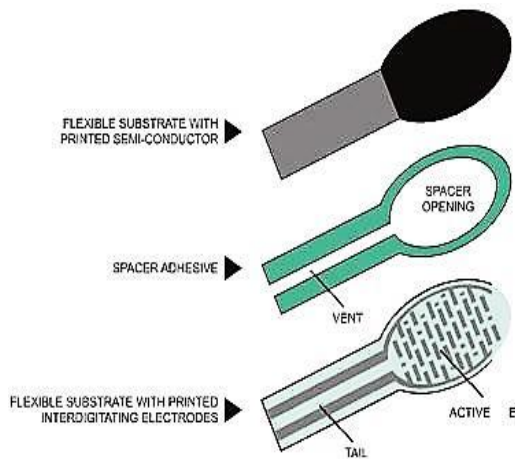


Рис. 4 Будова тензодатчика

Резистивні датчики тиску по суті є резисторами, які змінюють значення свого опору (в Ом) в залежності від сили натискання на чутливий елемент. Ці сенсори недорогі, легкі у використанні але мають незначну похибку. Оскільки задачею є не максимально точний вимір, а можливість отримати значення тиску та мінімізувати його, то дані датчики абсолютно задовольняють наші вимоги.

Опір резистивного датчика тиску змінюється в залежності від прикладеного тиску. Коли зовнішнє навантаження відсутнє, сенсор являє з себе резистор з нескінченним опором (не замкнутого ланцюга). Зі збільшенням тиску, опір зменшується. В якості виконавчого пристрою зчитування інформації з тензодатчиків використано мініатюрний модуль Nano 3.0 (CH340G) на основі популярного мікроконтролера ATMEGA328P.

Вбудований завантажувач і перетворювач USB \leftrightarrow COM на базі мікросхеми CH340, дозволяє оновлювати прошивку без використання програматора, єдиним натисканням кнопки на комп'ютері. Однак, при необхідності, може бути "прошитий" і будь-яким стандартним програматором зі стандартним 6-вивідним інтерфейсом ISP. Nano V3.0 (CH340G) є аналогом поширених модулів Nano V3.0, і відрізняється від них лише переробленою схемою перетворювача USB \leftrightarrow COM, інтегрованого на плату. Замість мікросхеми FT232RL виробництва FTDI, в цій версії модуля застосована мікросхема CH340G, виробництва WCH.

З точки зору використання, модуль нічим не відрізняється від поширених модулів Nano 3.0, тому що перетворювач USB \leftrightarrow COM, з точки зору програмування прозорий, і всього-лише забезпечує з'єднання з комп'ютером за допомогою додавання ще одного COM-порту.

Контролер оснащений чотирнадцятьма цифровими входами і виходами, кожен з яких може використовуватися для підключення стороннього обладнання.

Працює пристрій з робочою напругою 5 В що робить його максимально-комфортним в експлуатації.

Під'єднання тензодатчика до джерела живлення проводиться за допомогою виходів, які мають контакт з чутливою пластиною. Контактні місця характеризуються наявністю постійної напруги. У нашому випадку застосовується чотири тензодатчики які знаходяться у відповідних точках протезу.

Тензодатчики живляться постійним струмом від джерела живлення 5В через балансні резистори R1...R4. Тензодатчик приймає на себе зусилля через спеціальну підкладку. Отриманий процес трансформується в електричний сигнал постійного струму. (при деформації вони змінюють свій опір, а це у свою чергу призведе до зміни струму). Далі цей сигнал з струмового – перетворюється у потенціальний (падіння напруги на балансних резисторах).

Сформовані сигнали надходять на аналогові входи мікроконтролера. Схема електрична принципова (рис. 5) пристрою обробки результатів виміру зусиль діючих на тензодатчики, з подальшою індикацією на цифровому дисплеї. Там він за допомогою АЦП перетворюється у цифровий. Р відповідних висновків DD1 потрапляє на вхід цифрового дисплею A2.

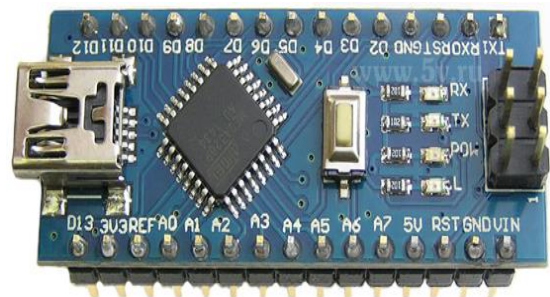


Рис. 5 Схема принципова електрична ПОРВЗ

Цифрова інформація зусилля висвітлюється на чотирьох окремих індикаторах. На рис 6 зображена структурна схема пристрою обробки результатів виміру зусиль (ПОРВЗ) діючих на тензодатчики.

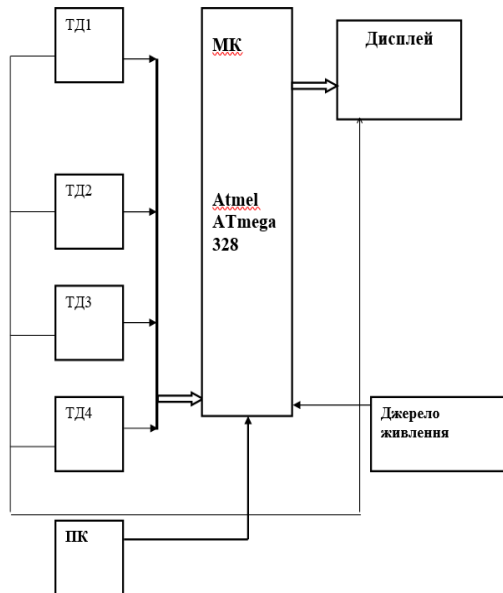


Рис. 6 Структурна схема ПОРВЗ

Тензорезисторні датчики основані на існуванні лінійної залежності між деформацією пружного елемента $E = \Delta L/L$ і відносною зміною електричного опору дротового датчика $\Delta R/R$:

$$\frac{\Delta R}{R} = \frac{\Delta L}{L} \cdot S \quad (1)$$

$$\frac{\Delta R}{R} = E \cdot S \quad (2)$$

де S – тензочутливість (визначається експериментально):

$$S = \frac{\Delta R}{R} \cdot \frac{1}{E} \quad (3)$$

Наведена методика використовує лінійну залежність опору, але не забезпечує лінійну характеристику зміни напруги. Це відбувається через те, що рівняння для розрахунку напруги має вигляд:

Тобто, напруга пропорційно зворотному опору чутливого елемента резистивного датчика тиску.

Датчик був визнаний прийнятним для використання у всіх нестабільних областях, які були попереджені.

Калібрування

Оскільки кожен перетворювач показує деяку нелінійність і дещо іншу чутливість, калібрування перевіряли з усіма підключенням сигналу, і результати фактично являють собою калібрування загальної системи. Формат перетворювача тиску.

Таблиця 1
Середні значення тиску при калібруванні
($M \pm \delta$), кг/мм²

Номер тензодатчика	Тестове питоме навантаження калібрування, кг/мм ²		
	1	5	9
1	1,11±0,21	4,95±0,12	9,12±0,2
2	0,91±0,23	5,05±0,11	9,10±0,2
3	1,21±0,21	4,99±0,13	9,01±0,2
4	1,07±0,18	4,95±0,12	8,81±0,2

Дослідження розподілу тиску на модельній напівсфері.

Таблиця 2
Середні значення тиску при розміщенні на поверхні напівсфери ($M \pm \delta$), кг/мм²

Позиція, градус від вертикалі	Тестове питоме навантаження калібрування, кг/мм ²		
	1	5	9
0	1,11±0,21	4,95±0,12	9,12±0,2
25	0,91±0,23	5,05±0,11	9,10±0,2
50	1,21±0,21	4,99±0,13	9,01±0,2
75	1,07±0,18	4,95±0,12	8,81±0,2

Розробка програмного забезпечення

Розробка програмного забезпечення для обробки багатоканальної інформації передбачає проблеми як збору так і обробки даних. Апарат запрограмований на платформі Arduino.

```
#include <SPI.h>
#include <Adafruit_GFX.h>
#include <Adafruit_PCD8544.h>
Adafruit_PCD8544 display =
Adafruit_PCD8544(3, 4, 5, 6, 7);
```

```
void setup()
{
  Serial.begin(9600);
  display.begin();
  // init done
  // you can change the contrast around to
  adapt the display
  // for the best viewing!
  display.setContrast(50);
  display.clearDisplay();
  // text display tests
  display.setTextSize(1);
  display.setTextColor(BLACK);
  display.setCursor(0,0);
```

```

display.println("Pressure meter");
display.println("Starting...");
display.display();
delay(2000);
}
void loop() {
display.clearDisplay();
display.setCursor(0,0);
display.println("N Pressure:");
display.println("");
display.print("1:
");display.print(float(analogRead(A1)/10.0));display.
println("H");
display.print("2:
");display.print(float(analogRead(A2)/10.0));display.
println("H");
display.print("3:
");display.print(float(analogRead(A3)/10.0));display.
println("H");
display.print("4:
");display.print(float(analogRead(A4)/10.0));display.
println("H");
display.display();
delay(500);
}

```

Скетч для Arduino передбачає, що підключений резистивний датчик тиску як це розглянуто вище із знижуючим резистором 10 КОм і сигналом з сенсора.

Висновки

Основна проблема, яка виникає при встановленні протезу полягає в анатомічних особливостях культі. Протез прикладає сили до культі, які сприяють впливу протеза на мобільність функціонування.

Резистивні датчики тиску (Force Sensitive Resistors (FSRs)) - це датчики, які дозволяють оцінити рівень тиску, силу натискання і вагу.

АПАРАТ ОЦІНКИ РОЗПОДІЛУ ТИСКУ КУЛЬТЕПРИЙМАЧА НА ТКАНИНИ КІНЦІВКИ

І. Ю. Худецький^{1,2}, А. С. Вербельчук¹, Ю. В. Антонова-Рафі¹

¹Національний технічний університет України «КПІ імені Ігоря Сікорського»

²Інститут електрозварювання Е.О. Патона Національної академії наук України

Анотація. Стаття присвячена дослідженню апарата оцінки розподілу тиску культеприймача на тканини кінцівки. Актуальність даної теми полягає у необхідності покращення протезування та підвищення ефективності реабілітації хворих з втраченими кінцівками. Аналіз даної проблеми свідчить, що основна складність протезування полягає у тиску в ділянках точок опори. Для отримання анатомічно належного приймача культі необхідно спробувати перенести навантаження в певні райони культі або рівномірно розподіляти навантаження на культю. Частіше всього, невідповід-

Вони прості у використанні і недорого коштують. Використання таких датчиків у приладі для вимірювання тиску надає змогу створити портативний прилад для вимірювання тиску культі на приймач культі. Надійна робота контактів, наявність безмережевого живлення дає змогу використовувати прилад протезистами в умовах стаціонару не завдаючи дискомфорту пацієнтові. Обґрунтоване встановлення чотирьох датчиків у зв'язку з наявністю основних реперних точок на культі.

Прилад протестовано в умовах стаціонару Київського казенного експериментального Протезно-ортопедичного підприємства. Труднощі, які виникли зі встановленням датчиків на культю будуть вирішені шляхом створення манжети, яка представлятиме собою компресійну панчохоу з карманами для зміни положення датчиків, що зробить її універсальною.

Список використаної літератури

1. Physiopedia [Electronic resours] Available from: <https://www.physio-pedia.com/Prosthetics>
2. Prosthetics. AustPar. Australian Physiotherapists in Amputee Rehabilitation. [Electronic resours] Available from: <http://www.austpar.com/portals/prosthetics/prosthetics.php>.

References

1. Physiopedia Available at <https://www.physio-pedia.com/Prostheticsm>.
2. Prosthetics. AustPar. Australian Physiotherapists in Amputee Rehabilitation. Available from: <http://www.austpar.com/portals/prosthetics/prosthetics.php>.

ність приймача культі є проблемою поганого виконання, а не концепції протезу. Ця відповідність може бути результатом поганої гільзи протезу або поганого вирівнювання приймача культі. Слід враховувати, що параметрами, що викликають фізіологічне пошкодження культі, є нормальний тиск та напруження зсуву на межі між протезом та кінцівкою.

У даній статті приведені дані про конструкцію апарату, яка базується на тензорезистивних датчиках. Резистивні датчики тиску по суті є резисторами, які змінюють значення свого опору (в Ом) в залежності від сили натискання на чутливий елемент. Ці сенсори недорогі, легкі у використанні але мають незначну похибку. Оскільки задачею є не максимально точний вимір, а можливість отримати значення тиску та мінімізувати його, то дані датчики абсолютно задовольняють наші вимоги. Система управління роботою апарату побудована на платформі Arduino, що дозволяє безперешкодно відтворити потрібну кількість апаратів, не затрачуючи багато коштів. Процедура відображення даних інтуїтивно проста та зрозуміла користувачу. Завдяки можливості виміряти тиски культі на приймач культі апарат дозволяє протезисту зменшити час на анатомічне підлаштування протезу під пацієнта. Прилад протестовано в умовах стаціонару Київського казенного експериментального Протезно-ортопедичного підприємства. Труднощі, які виникли зі встановленням датчиків на культю будуть вирішені шляхом створення манжети, яка представлятиме собою компресійну панчошу з карманами для зміни положення датчиків, що зробить її універсальною.

Ключові слова: протез, культя, тиск, тензорезистивний датчик, реабілітація, протезування, Arduino.

Отримано 27.03.2018

APPARATUS FOR ASSESSMENT OF PRESSURE DISTRIBUTION OF A CULTIVAR ON THE FABRIC OF LIMB

I. Y. Khudetskyi^{1,2}, A.S. Verbelchuk¹, Y. V. Antonova-Rafi¹

¹National Technical University of Ukraine "Igor Sikorsky Kyiv polytechnic institute"

²The E.O. Paton Electric welding institute of the national academy sciences of Ukraine

Abstract. The article is devoted to the study of the device for assessing the distribution of pressure receptacle on the tissues of the limb. The urgency of this topic is the need to improve the prosthetics and increase the effectiveness of rehabilitation of patients with lost limbs. The analysis of this problem testifies that the main complexity of the prosthetics is the pressure at the spatial points of support. To obtain an anatomically proper receiver of the cult, it is necessary to try to transfer the load to certain points—they are a cult or evenly distribute the load on the cult. Most often, the mismatch of the receiver of the cult is a problem of poor performance, rather than the concept of a prosthetic. This match may be the result of a bad duct sleeve or poor alignment of the receiver of the cult. It should be taken into account that the parameters causing the physiological damage to the cult are the normal pressure and the shear stress at the boundary between the prosthesis and the limb.

This article presents data on the design of the apparatus, which is based on the tensoresistive sensors. Resistive pressure sensors are essentially resistors that change the value of their resistance (in ohms), depending on the force of pressing on the sensitive element. These sensors are inexpensive, easy to use, but have a slight margin of error. Since the task is not the maximum accurate measurement, but the ability to get the value of pressure and minimize it, then the data sensors absolutely satisfy our requirements.

The operating system of the device is based on the Arduino platform, which allows you to safely reproduce the required number of devices without spending a lot of money. The data visualization procedure is intuitively simple and user-friendly. Due to the ability to measure the pressure of the cult on the cult receptacle, the device allows the prosthetist to reduce the time for anatomical adjustment of the prosthesis under the patient.

The device was tested in the conditions of the hospital of the Kiev state-owned experimental Prosthetic and orthopedic enterprise. The difficulties encountered in installing sensors on the cult will be solved by creating a cuff, which will be a compression stocking with pockets to change the position of the sensors, which will make it versatile.

Key words: *prosthesis, bullet, pressure, tensoresistive sensor, rehabilitation, prosthetics, Arduino.*

Received 27.03.2018



Худецький Ігор Юліанович, доктор медичних наук, професор, завідувач кафедри біобезпеки і здоров'я людини Національного технічного університету України «КПІ імені Ігоря Сікорського», старший науковий співробітник, Інституту електрозварювання імені Є. О. Патона Національної академії наук України, Україна, Просп. Перемоги, 37, Київ 03056, E-mail: igorkhu-detskyu@gmail.com тел. +38-067-283-00-11

Igor Khudetskyu, MD, doctor of medical Sciences, Professor, Head of Department biosafety and human health Faculty of Biomedical Engineering of the National Technical University of Ukraine "KPI them. Igor Sikorsky ", Senior Researcher, THE E.O. PATON ELECTRIC WELDING INSTITUTE OF THE NATIONAL ACADEMY OF SCIENCES OF UKRAINE, 37, Peremohy ave., Kyiv 03056, Ukraine, E-mail: igorkhudetskyu@gmail.com mob. +38-067-283-00-11

ORCID ID: 0000-0003-0815-6950



Антонова-Рафі Юлія Валеріївна, кандидат технічних наук, доцент кафедри біобезпеки і здоров'я людини Національного технічного університету України «КПІ імені Ігоря Сікорського». Просп. Перемоги, 37, Київ 03056, Україна, E-mail: unes04@mail.ru, тел. +380675063994

Yuliya Antonova-Rafi, Ph.D., Associate Professor of Biosafety and Human Health Department, National Technical University of Ukraine "Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute", 37, Peremohy ave., Kyiv 03056, Ukraine, E-mail: unes04@mail.ru, mob. +380675063994

ORCID ID: 0000-0002-9518-4492



Вербельчук Анна Сергіївна, інженер біомедичний, Національний технічний університет України «КПІ імені Ігоря Сікорського». Просп. Перемоги, 37, Київ 03056, Україна, E-mail: annaverb3012@gmail.com, тел. +380938124992

Anna Verbelchuk, Biomedical Engineer, National Technical University of Ukraine "Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute", 37, Peremohy ave., Kyiv 03056, Ukraine, E-mail: annaverb3012@gmail.com, mob. +380938124992

ORCID ID: 0000-0003-4139-0685