

Mikroprocesorowy system do badania zaburzeń równowagi

Microprocessor system for examining imbalances

Artykuł recenzowany

PIOTR SAUER*,
WERONIKA LEŚNA,
ZUZANNA STOLC,
ZOFIA ZIELIŃSKA

Institut Automatyki i Robotyki,
Politechnika Poznańska,
60-965 Poznań, ul. Piotrowo 3a

*Piotr Sauer,
piotr.sauer@put.poznan.pl

Słowa kluczowe:
zaburzenia równowagi,
akcelerometr, bluetooth,
rehabilitacja, układ równowagi,
mikrokontroler,
wychylenie od pionu

Keywords:
balance disorders,
accelerometer,
bluetooth, rehabilitation,
balance system, microcontroller,
tilt from the vertical

Streszczenie

Celem pracy było opracowanie systemu monitorowania zaburzeń równowagi. Zaproponowany system może być przeznaczony zarówno do diagnostyki, jak i rehabilitacji zaburzeń równowagi. System umożliwia odczytywanie danych dotyczących przyspieszenia z dwóch osi pomiarowych czujników MPU6050, a następnie przeliczeniu ich na wartości procentowe. Tak przetworzone dane wysyłane są do opracowanej aplikacji mobilnej za pomocą protokołu Bluetooth. Lekarz lub fizjoterapeuta może przeprowadzić analizę badań na podstawie danych zebranych w tabeli lub wizualizacji. Zebrane dane przechowywane są w chmurze, a następnie wyświetlane na wykresach w aplikacji. W pracy zaprezentowano wyniki pracy dyplomowej inżynierskiej [1].

Abstract

The aim of the work was to develop a system for monitoring imbalances. The proposed system can be used both for the diagnosis and rehabilitation of balance disorders. The system can read acceleration data from the two measuring axes of the MPU6050 sensors and then convert them to percentages. The data processed in this way is sent to the developed mobile application via the Bluetooth protocol. The doctor or physiotherapist can analyze the research on the basis of the data collected in the table or visualization. The collected data is stored in the cloud and then displayed on charts in the application. In the presentation work, the results of the engineer diploma thesis [1].

WPROWADZENIE

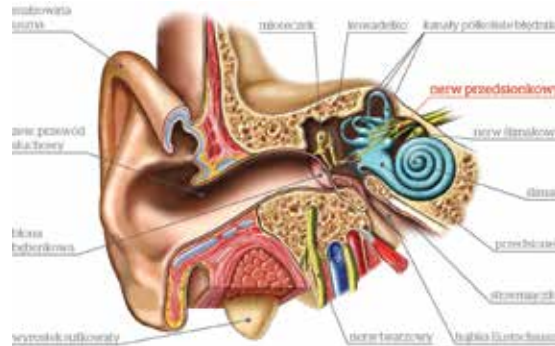
Zaburzenie równowagi to stan, który powoduje uczucie niepewności lub zawroty głowy. Jeśli stoisz, siedzisz lub leżysz, możesz czuć się tak, jakbyś się poruszał, wirował lub unosił. Zdolność organizmu do równowagi jest bardzo skomplikowana ze względu na ilość współdziałających ze sobą komponentów w ciele człowieka. Zaburzenia równowagi występują jako objaw wielu chorób i dysfunkcji. Istotna jest więc możliwość monitorowania tego faktu, w celu badania, diagnozowania chorób i poprawy zdrowia pacjenta. Choć samych w sobie zaburzeń równowagi nie definiujemy jako jednostki chorobowej, więc nie można mówić o ich wyleczeniu, to ich nasilenie może dawać istotną informację w sprawie innego występującego schorzenia, któremu właśnie zaburzenia równowagi towarzyszą. Motywacją do stworzenia niniejszego projektu wiąże się ze znikomą dostępnością tego typu urządzeń na rynku. Zaproponowany system monitorowania zaburzeń równowagi ma stanowić zarówno użyteczne narzędzie dla lekarza, jak i niezbędny dla pacjenta z tym objawem.

Celem pracy dyplomowej inżynierskiej [1] było zaprojektowanie, zbudowanie oraz uruchomienie systemu, który posłuży do monitorowania występujących u pacjenta zaburzeń równowagi. Przyjęto że urządzenie ma być poręczne aby nie stwarzało dyskomfortu oraz nie ograniczało ruchów pacjenta. Równie ważnym aspektem, było stworzenie intuicyjnego interfejsu aplikacji, która miała wizualizować stopień odchylenia pacjenta oraz archiwizować pomiary z czujników. Zaimplementowana w projekcie aplikacja mobilna umożliwia monitorowanie postępów rehabilitacji. Dodatkowo, dla pacjentów ze skrajnie silnymi zaburzeniami równowagi zastosowano sygnał dźwiękowy informujący o zbyt dużym wychyleniu, który może skutkować przewróceniem się.

ZABURZENIA RÓWNOWAGI

Na poczucie równowagi w porównaniu z innymi zmysłami takimi jak węch, wzrok bądź słuch, które działają dzięki jednemu, dedykowanemu narządowi, składa się ścisłe działanie kilku narządów. W skład układu równowagi wchodzi:

- narząd przedsionkowy – jest to układ bębnekowy zlokalizowany w uchu wewnętrznym (Rys. 1)
- zmysł czucia głębokiego – są to receptory umiejscowione w mięśniach, stawach i ścięgnach
- system wzrokowy, odpowiedzialny za wskazywanie położenia w stosunku do innych obiektów
- centralny układ nerwowy, który odpowiedzialny jest za koordynację ruchów poprzez wysyłanie sygnałów motorycznych do mięśni i oczu.



Rysunek 1. Budowa ucha [2]

Figure 1. Structure of the ear [2]

Do głównych przyczyn występowania zaburzeń równowagi zaliczamy choroby błędniaka, układu nerwowego, narządu wzroku, układu krążenia, a także choroby o podłożu psychogennym. Objawami, które towarzyszą zaburzeniom równowagi są nudności, szum w uszach i przytępienie słuchu, czasem wymioty, osłabienie. Najczęstszym objawem są jednak zawroty głowy. Zawroty głowy [3] są objawem subiektywnym i definiowane są jako zaburzenie orientacji przestrzennej. Osoba z zawrotami głowy odczuwa wrażenie ruchu w głowie lub otoczeniu, co wiąże się z odczuciem chwiania się, zapadania, falowania otoczenia bądź wirowania własnego ciała, a nawet wrażeniem nadchodzącego omdlenia. Zawroty głowy możemy podzielić na dwie główne grupy:

- **zawroty usystematyzowane**, inaczej zwane układowymi, to zawroty głowy opisywane przez chorego jako pozorny ruch wirowy bądź unoszenie względem otoczenia. Często porównywane są do odczucia podczas jazdy windą, jednak z tendencją do wychyleń w jedną stronę. Wrażenie wirowania własnego ciała lub otoczenia występuje zazwyczaj gwałtownie, dlatego jest to uczucie wyjątkowo nieprzyjemne dla pacjenta, przez to często towarzyszą mu nudności i wymioty.
- **zawroty nieusystematyzowane**, inaczej zwane nieukładowymi, są to zawroty głowy opisywane jako poczucie niepewności, odurzenia, zamglenia widzenia, a nawet lęk przed upadkiem. Chory odczuwa wrażenie ściągania w bok, staczania się, zapadania bądź kołysania, co świadczy o tym, że w jakiś sposób uszkodzony został system poczucia orientacji przestrzennej.

Zawroty możemy podzielić również na podstawie ich przebiegu w tym przypadku wyróżniamy trzy typy:

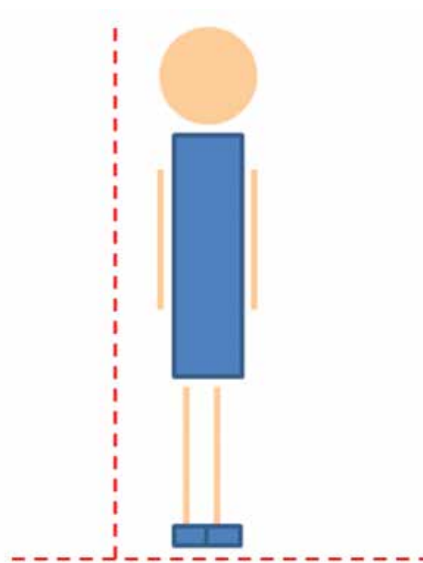
- **Typ 1:** zawroty nagłe, silne i krótkotrwałe, pojawiają się nagle, trwają przez krótki okres

czasu i równie szybko znikają. Do głównych przyczyn należą: zawroty związane ze zmianą położenia, ortostatyczne spadki ciśnienia, hipoglikemia, niewydolność krążenia w obszarze kręgowo podstawnym mózgu.

- **Typ 2:** zawroty nagłe, silne i stopniowo znikające, podobnie jak w typie 1, pojawiają się nagle, jednak znikają znacznie wolniej, zazwyczaj w ciągu kilku dni lub tygodni. Do głównych przyczyn należą: choroby lub urazy błędniaka, choroba nerwu przedsionkowego.
- **Typ 3:** zawroty przewlekłe, nienasilone, przeciągające się, obecne są stale, zazwyczaj łagodne, z tendencją do nasilania się. Do głównych przyczyn należą: miażdżyca tętnic mózgowych, urazy głowy, obecność guza mózgu w różnych lokalizacjach.

Badania równowagi [4] oparte są na pomiarach wychwiania ciała człowieka w badaniach posturograficznych. Rozróżniamy dwie grupy badań narządu równowagi. Pierwszą z nich jest grupa badań statycznych, gdzie pacjent stoi swobodnie w miejscu, bez przemieszczania się. Drugą są badania dynamiczne, podczas których badany poddany jest pewnym zakłóceniom. Do zakłóceń podczas dynamicznego badania równowagi możemy zaliczyć np. przemieszczanie, pchnięcie, mylące bodźce wzrokowe bądź rotację podłoża, które są zakłóceniami zewnętrznymi oraz wstawanie z pozycji siedzącej lub przechodzenie ze stania do pozycji siedzącej, wymachy ramion, ruchy głową, które nazywamy zakłóceniami wewnętrznymi. Należy pamiętać o tym, że nawet u osoby zdrowej podczas stania nieruchomo możemy zauważyć niewielkie wychylenie od pionu. Świadczy to tylko i wyłącznie o poprawnym działaniu układu równowagi, który pozostaje ciągle aktywny i dba o poprawne ułożenie ciała w przestrzeni. Zaproponowany w pracy [1] system mikroprocesorowy przystosowany jest do wykonywania badań statycznych. Poniżej przedstawiono przykładowe metody oceny narządu równowagi [5], które posłużyły nam do wykonania testów zaproponowanego systemu:

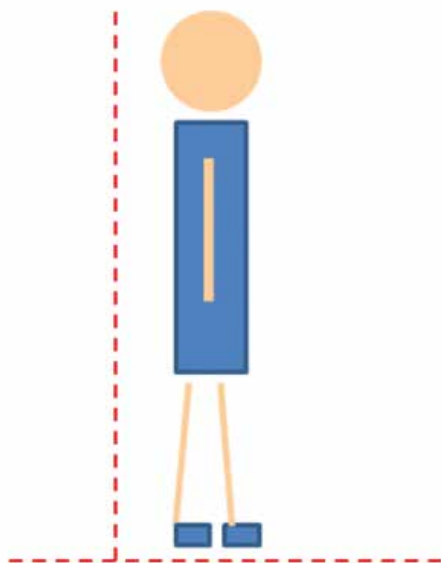
- Próba Romberga – ocenia zdolność utrzymania równowagi statycznej przez pacjenta przy otwartych oraz zamkniętych oczach. W badaniu tym pacjent ustawia się w pozycji stojącej z równo złączonymi nogami i rękami wzdłuż ciała lub skrzyżowanymi na piersi. Test składa się z dwóch etapów, próba przy oczach otwartych i zamkniętych. Każda próba może dać wynik dodatni bądź ujemny. Jeżeli pacjent stoi stabilnie, a zamknięcie oczu nie wpływa na wychylenia, oznacza że wynik jest prawidłowy, czyli ujemny. Jeżeli pacjent już podczas pierwszego etapu, czyli z otwartymi oczami ma problem z utrzymaniem równowagi, świadczy to



Rysunek 2. Postawa pacjenta w próbie Romberga [1]
Figure 2. The patient's attitude in Romberg's attempt [1]

o ostrym uszkodzeniu błędniaka bądź uszkodzeniu mózdzku. W takim przypadku badanie zostaje przerwane i nie przechodzi się do drugiego etapu. Natomiast jeżeli pacjent stoi stabilnie, ale zamknięcie oczu zwiększa wyrażenie wychylenia w przód bądź tył oraz są to wychylenia jednostronne, tylko przód lub tył w tył, czyli w stronę uszkodzenia świadczy to np. o osłabieniu czucia somatosensorycznego bądź ośrodkowego, jednostronnym uszkodzeniu błędniaka lub jednostronnym uszkodzeniu mózdzku bądź zespole Wallberga. Gdy wychylenia występują jednocześnie w przód i w tył może to świadczyć np. o nieskompensowanym uszkodzeniu błędniaka lub łagodnych położeńiowych zawrotach głowy. Natomiast jeżeli pacjent wychylił się na boki, świadczy to o uszkodzeniach przedsionkowych. Gdy występuje tendencja do przewrócenia się, może to świadczyć o zaburzeniach proprioreceptywnych (neuropatia czuciowa, melopatie) w przebiegu uszkodzeń rdzenia kręgowego. Na rysunku 2 przedstawiono postawę pacjenta podczas wykonywania próby Romberga.

- Próba Manna (uczulona próba Romberga) jest czulsza na zaburzenia równowagi. Od próby Romberga różni się ustawieniem stóp. Badany na polecenie lekarza ustawia bez obuwia w linii prostej stopę przed stopą, nie dotykając przy tym palcami stopy tylnej pięty stopy ustawionej z przodu. Wykonanie testu uczulonego np. na gąbce lub z jedną nogą wysuniętą przed drugą uwrażliwia test Romberga na wykrywanie zaburzeń. Diagnostyka powodów zaburzeń równowagi jest taka sama jak w próbie Romberga,

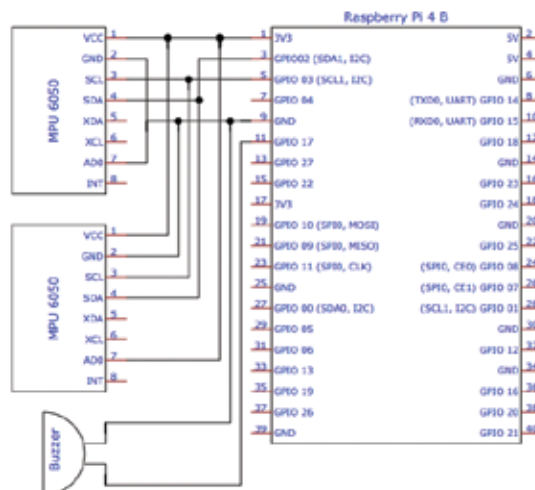


Rysunek 3. Postawa pacjenta w próbie Manna [1]
Figure 3. The patient's attitude in Mann's attempt [1]

stosowana jest jednak w przypadku gdy wynik próby Romberga nie jest jednoznaczny, ponieważ ukazuje dokładniej przyczynę zaburzeń. Na rysunku 3 zaprezentowano postawę pacjenta, podczas wykonywania próby Manna.

Stałe utrzymanie środka ciężkości nad podstawą podparcia umożliwi człowiekowi kontrolę postawy ciała, zarówno w warunkach statycznych, jak i dynamicznych. Celem rehabilitacji zaburzeń układu równowagi jest wyeliminowanie bądź też zmniejszenie dolegliwości, między innymi takich jak zawroty głowy i niestabilność. Poprawnie dobrany zestaw ćwiczeń może przyczynić się do przywrócenia poprawnego napięcia tkanek miękkich, poprawy ukrwienia oraz unerwienia układów związanych z równowagą ciała. Rehabilitacja wykonywana pod nadzorem specjalisty prowadzi do polepszenia poczucia równowagi statycznej i dynamicznej, a co za tym idzie poprawia jakość życia chorego. Poniżej przedstawiono przykładowe ćwiczenia z zakresu rehabilitacji statycznej:

- Ćwiczenie 1 – pacjent stoi stabilnie na prawej/lewej kończynie dolnej z asekuracją, prawą/lewą kończynę dolną ma lekko zgiętą w stawie kolanowym i biodrowym. Badany wykonuje powolne wymachy prawej/lewej kończyny dolnej do przodu i do tyłu. W fazie początkowej pacjent wykonuje ćwiczenie z otwartymi oczami, a wraz z postępem rehabilitacji ćwiczenie wykonuje z zamkniętymi oczami.
- Ćwiczenie 2 – pacjent wykonuje ruchy gałek ocznych w pozycji siedzącej. Naprzemiennie wykonuje ruch gałek ocznych góra/dół oraz lewo/prawo, przy czym głowa pozostaje nieruchoma. Następnie badany przechodzi do wo-



Rysunek 4. Schemat połączeń elektrycznych Raspberry Pi 4 [1]
Figure 4. Raspberry Pi 4 wiring diagram [1]

dzenia wzrokiem za wyprostowanym na wysokości wzroku palcem wskazującym. Wykonuje manewr przybliżania, a następnie oddalania palca od oczu.

- Ćwiczenie 3 – pacjent stoi na piłce dynamicznej. Głowa pozostaje nieruchoma. Ćwiczenie polega na zachowaniu równowagi z równoczesnym przekładaniem przedmiotu np. małej piłki z prawej do lewej kończyny górnej oraz stabilizacją wzroku na przedmiocie.

■ MIKROPROCESOROWY SYSTEM MONITOROWANIA ZABURZEŃ

Mikroprocesorowy system monitorowania zaburzeń równowagi opracowano w oparciu o mikrokomputer Raspberry Pi 4 [1]. W zaproponowanym systemie zastosowano dwa czujniki MPU6050, które w swojej strukturze zawierają 3-osiowe akcelerometry i żyroskopy. Czujniki komunikują się z mikrokomputerem poprzez interfejs I2C. Na rysunku 4 przedstawiono sposób podłączenia czujników do mikrokomputera Raspberry Pi 4.

Czujniki MPU6050 umożliwiają pomiar przyspieszenia oraz orientacji przestrzennej w trzech osiach [1]. W proponowanym systemie wykorzystano tylko akcelerometry, które umożliwiają pomiar składowych przyspieszenia ziemskiego, na podstawie których obliczono Na podstawie składowych przyspieszenia ziemskiego obliczane jest wychylenie segmentu ciała pacjenta (do którego podłączony jest dany czujnik) korzystając z funkcji trygonometrycznych. Rysunek 5 przedstawia wychylenie czujnika z jednej z płaszczyzn, przy czym krawędzie prostokąta X oraz Y symbolizują osie składowych przyspieszeń.

Kąt α jest badaną wartością odchylenia od pionu. Z rysunku 5 wynika następująca zależność:

$$\alpha = \arcsin\left(\frac{y}{9,81}\right) \quad (1)$$

Równanie (1) pozwala obliczyć wychylenie od pionu zarówno dla osi Y (wychylenie przód-tył) jak i osi Z (wychylenie prawo-lewo). Po obliczeniu parametru α , wartość tę przekształcono na wynik procentowy P (przyjmując jako pełne wychylenie kąt 90):

$$P = \frac{\alpha}{\pi/2} 100 [\%] \quad (2)$$

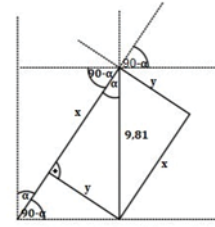
Jest to forma bardziej przyjazna dla użytkownika. Procentowe odchylenie od wybranej osi przesyłane jest do aplikacji mobilnej za pomocą interfejsu Bluetooth. Rysunek 6 prezentuje schemat sposobu działania i komunikacji w systemie.

Natomiast rysunek 7 prezentuje schemat blokowy przedstawiający działanie projektowanego systemu.

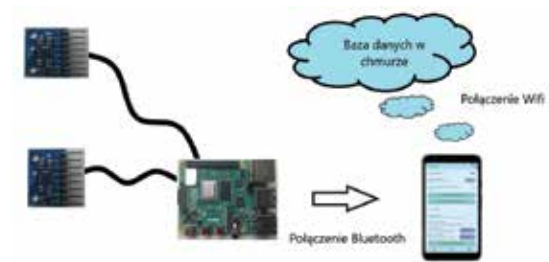
■ APLIKACJA MOBILNA KEEP BALANCE [1]

Aplikacja *Keep Balance* została stworzona jako interfejs użytkownika systemu pomiarowego do monitorowania zaburzeń równowagi i archiwizacji danych odczytywanych z czujników. Aplikacja wspomaga lekarzy/fizjoterapeutów w procesie rehabilitacji poprzez wizualizację w czasie rzeczywistym wyników osiągniętych w czasie realizowanych przez pacjenta ćwiczeń. Dodatkowo, wszystkie dane zebrane podczas procesu rehabilitacji są przesyłane do bazy danych istniejącej w chmurze, z której następnie łatwo ponownie pobrać informacje i przetworzyć lub użyć w ramach innego programu „medycznego”. Dokładny opis aplikacji zaprezentowano w pracy [1]. Aplikacja *Keep Balance* łączy się z systemem pomiarowym za pomocą interfejsu Bluetooth. Obsługę komunikacji między aplikacją, a systemem pomiarowym zrealizowano przy pomocy biblioteki *flutter_bluetooth_serial*. Biblioteka umożliwia oprócz nadawania i odbierania odpowiednich danych również zarządzanie ustawieniami telefonu z poziomu aplikacji. Aplikacja składa się z wielu ekranów np. ekranu ćwiczeń, tablicy danych, wykresów czy ustawień.

Ekran ćwiczeń jest najważniejszą częścią aplikacji *Keep Balance*, gdyż jest narzędziem pomocniczym podczas samego procesu ćwiczeń rehabilitacyjnych. Głównym elementem ekranu jest tarcza składająca się ze strzałek ilustrujących odchył oraz przycisku do zarządzania aktywacją programu (Rys. 8). Strzałki w zależności od wartości wychylenia zmieniają swoją barwę oraz jej natężenie. Przy braku odchyłu w daną stronę strzałki mają kolor cyjankowy, natomiast gdy wychylenie jest poza zakresem odchyłań normalnych (wartość ustawiana w panelu ustawień) zmienia barwę na odcień czerwieni zależnie od wartości odchylenia. W momencie odchy-



Rysunek 5. Rozkład zmiennych do opracowania algorytmu [1]
Figure 5. Distribution of variables for the development of the algorithm [1]



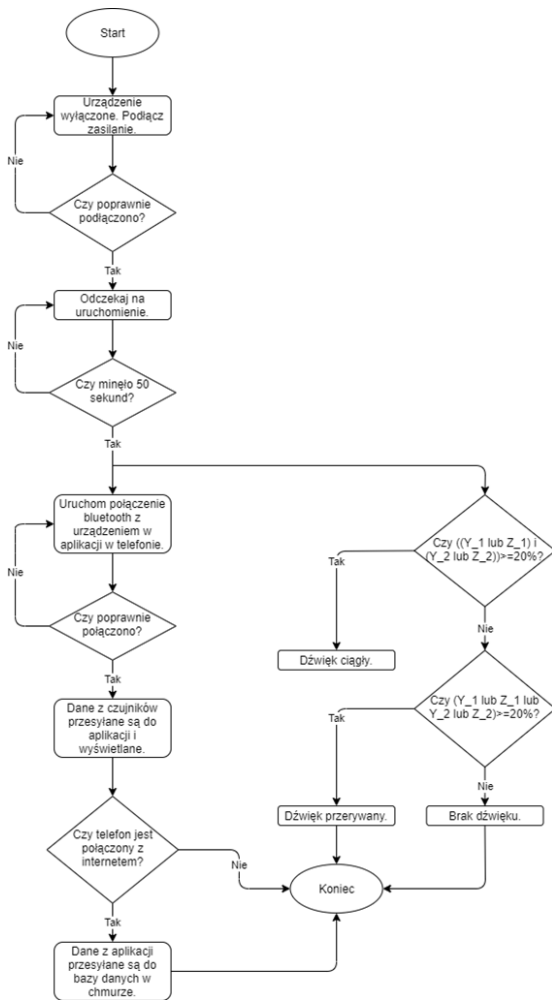
Rysunek 6. Schemat działania i komunikacji projektu [1]
Figure 6. Diagram of operation and communication of the project [1]

nia po ukośce kolor zmieniają dwie strzałki analogicznie do wartości składowych. Dodatkowo przy strzałkach o zabarwieniu czerwonym widoczne są wartości odchyłu podane w procentach. Mają one za zadanie ułatwić rehabilitację osobom mającym problem w pracy z kolorami lub osobom, które lepiej odbierają informacje w postaci tekstu. Po środku strzałek odchyłu znajduje się przycisk umożliwiający włączenie lub zatrzymanie programu. Dzięki niemu użytkownik może zarządzać czasem ćwiczeń oraz wprowadzać przerwy w czasie treningu. Przycisk ten obsługuje również aktywację odczytu danych z czujników.

Pacjent obserwując zmieniające się animacje na monitorze, jest informowany o tym czy zachowuje równowagę czy przechylił się w którąś ze stron. W zakładce nagławkowej ekranu ćwiczeń istnieje możliwość wyboru, którą część ciała (który czujnik) użytkownik chce obserwować. W zależności od tego ustawienia wyświetlane są dane dla wybranego czujnika. Nazwy części ciała, na których znajdują się czujniki użytkownik może ustawić za pomocą ekranu ustawień.

Ekran tablicy danych umożliwia wyświetlenie danych w postaci tablicy (Rys. 9). Ekran ten został stworzony z myślą o lekarzach oraz fizjoterapeutach, którzy chcieliby śledzić postępy podopiecznych podczas ćwiczeń. Wyświetlana tablica składa się z 4 kolumn reprezentujących następujące dane:

- odchyły w płaszczyznach X i Y dla czujnika 1 oznaczonego na rysunku 9 jako Head (w procentach)
- odchyły w płaszczyznach X i Y dla czujnika 2 oznaczonego na rysunku 9 jako Waist (w procentach)



Rysunek 7. Schemat blokowy działania systemu [1]
Figure 7. System operation block diagram [1]

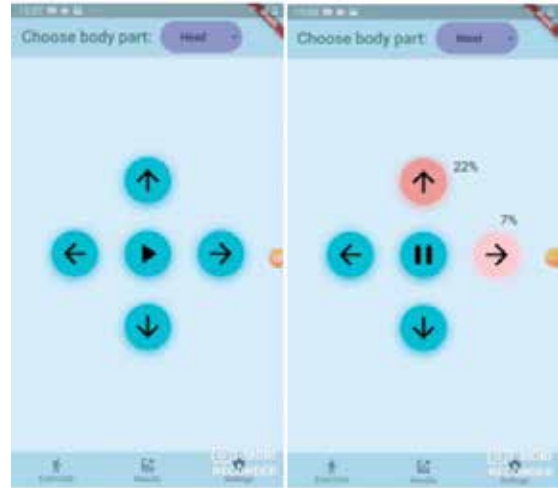
- godziny otrzymania wyników z urządzenia daty wykonywania ćwiczeń.

Kolumny, w których wyświetlane są dane dotyczące pomiarów czujnika zatytułowane są według nazw czujników nadanych przez użytkownika w sekcji ustawień (ekran ustawień). Na ekranie tabeli danych w dolnym prawym rogu znajduje się okrągły przycisk umożliwiający użytkownikowi wyświetlenie podstrony zawierającej ekran wykresów (Rys. 10).

Ekran wykresów (Rys. 10) umożliwia wyświetlanie następujących wykresów:

- wykresu zależności wychylenia od czasu
- wykresu wychylenia w zależności od składowych koordynat

W momencie otwierania ekranu wykresów zostają załadowane dane z bazy dotyczące pomiarów uzyskanych podczas realizacji ćwiczeń. Z bazy pobierane są dane ćwiczeń wykonanych w danym dniu, a następnie zostają przetworzone w taki sposób aby można było pobrać wartości odpowiednich



Rysunek 8. Ekran ćwiczeń dla różnych danych [1]
Figure 8. Exercise screens for different data [1]

Head	Waist	Hour	Date
X: 3, Y: 14	X: 14, Y: 0	3:07:30 PM	1/23/2021
X: 0, Y: 13	X: 20, Y: -1	3:07:29 PM	1/23/2021
X: 3, Y: 16	X: 18, Y: 1	3:07:29 PM	1/23/2021
X: 5, Y: 15	X: 16, Y: -1	3:07:28 PM	1/23/2021
X: 3, Y: 17	X: 17, Y: -2	3:07:28 PM	1/23/2021
X: 6, Y: 16	X: 18, Y: -1	3:07:27 PM	1/23/2021
X: 7, Y: 16	X: 16, Y: 0	3:07:27 PM	1/23/2021
X: 5, Y: 13	X: 18, Y: 0	3:07:26 PM	1/23/2021
X: 5, Y: 12	X: 16, Y: 0	3:07:26 PM	1/23/2021
X: 3, Y: 12	X: 14, Y: -1	3:07:25 PM	1/23/2021
X: 4, Y: 11	X: 15, Y: 0	3:07:25 PM	1/23/2021
X: 5, Y: 10	X: 13, Y: 1	3:07:24 PM	1/23/2021
X: 5, Y: 11	X: 11, Y: 1	3:07:24 PM	1/23/2021
X: 2, Y: 16	X: 14, Y: 1	3:07:23 PM	1/23/2021
X: 6, Y: 21	X: 13, Y: -4	3:07:23 PM	1/23/2021
X: 18, Y: 20	X: 15, Y: 0	3:07:22 PM	1/23/2021
X: 23, Y: 15	X: 18, Y: 0	3:07:22 PM	1/23/2021

Rysunek 9. Ekran tablicy danych [1]
Figure 9. Data table screen [1]

wychyleń. Każdy z wykresów jest wyświetlany na podstawie podobnych instancji kodu: stworzony zostaje wykres, opisy oraz charakterystyczne obszary wykresu, takie jak obszar wychylenia normalnego zaznaczony na wykresach zielonym kolorem (Rys. 10). W aplikacji istnieje możliwość ustawienia samodzielnie odchylenia normalnego, jednak preferowane jest ustawienie tego parametru przez lekarza lub inną osobę prowadzącą proces leczenia, gdyż wartość tego wychylenia może być zależna od stanu zdrowia pacjenta. Wstępnie wychylenie normalne ustawione jest na wartość 5% odchylenia od pionu. Wychylenie normalne można ustawić w zakładce Ustawienia. Wyświetlane dane w formie wykresu

dotyczą tylko jednego czujnika. Przy pomocy przycisku znajdującego się u dołu ekranu można zmienić czujnik, którego dane są wyświetlane na wykresie zależności wychylenia od czasu.

■ BADANIA EKSPERYMENTALNE

Po zbudowaniu systemu pomiarowego i jego uruchomieniu przystąpiono do przeprowadzenia testów w laboratorium. W pełni działający system został zamontowany na pacjencie, który stał na poduszce sensomotorycznej. Wprowadza ona pacjenta w stan podobny do zaburzeń równowagi. W celu poprawnego działania aplikacji mobilnej, czujniki należy umieścić po prawej stronie ciała pacjenta, w przeciwnym przypadku kierunki wskazywane przez strzałki w aplikacji mobilnej, nie będą pokrywać się z kierunkiem wychyleń badanej osoby. Czujnik nr 1 został zamontowany na głowie, a czujnik nr 2 w pasie, a mikrokontroler zamontowano na ramieniu pacjenta (Rys. 11). Również niezbędnym warunkiem jest umieszczenie telefonu z aplikacją i systemu pomiarowego w jednym pomieszczeniu, ze względu na komunikację Bluetooth, która ma ograniczony zasięg. Po podłączeniu zasilania, należy odczekać 50 sekund. Jest to czas uruchomienia systemu pomiarowego. Dla uzyskania poprawnych wyników, badania oraz rehabilitacja muszą odbywać się w formie statycznej.

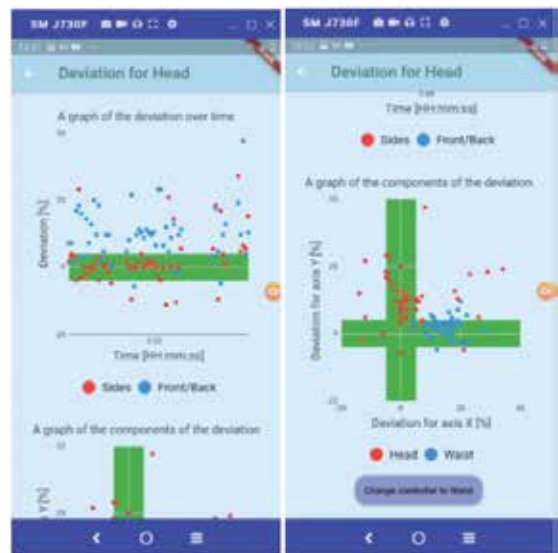
W trakcie przeprowadzonych testów, system działał poprawnie, zgodnie z przyjętymi założeniami. Sygnały dźwiękowe odpowiadają osiąganym przechyłom, a dane poprawnie wyświetlają się w aplikacji.

■ PODSUMOWANIE

Wynikiem niniejszej pracy jest mobilny mikroprocesorowy system do rehabilitacji zaburzeń równowagi. Układ działał zgodnie z głównymi założeniami. Pacjent w aplikacji widzi w czasie rzeczywistym dane dotyczące wychyleń od pionu, a strzałki kolorystyczne dają wizualne odzwierciedlenie problemu. Dodatkowo dźwięk informuje o niebezpieczeństwie upadku. Projekt cechuje się małą masą, a mocowanie urządzenia zostało wykonane w sposób komfortowy do użytkowania przez pacjenta. Dokładny opis mocowania czujników pomiarowych przedstawiono w pracy [1].

Pomimo zrealizowania głównych założeń projektu, istnieje wiele możliwości rozwijania systemu oraz wprowadzania ulepszeń. W dalszej pracy nad układem można rozważyć:

- dodanie do urządzenia funkcjonalności żyroskopu, w celu wykonywania testów oraz rehabilitacji dynamicznej
- możliwość ustawienia z poziomu aplikacji przechyłu granicznego, od którego włącza się ostrzegawczy sygnał dźwiękowy



Rysunek 10. Ekran wykresów [1]
Figure 10. Graph screens [1]



Rysunek 11. Sposób montażu układu na pacjencie [1]
Figure 11. The method of mounting the system on the patient [1]

- zastosowanie zwijalnych przewodów, których długość dostosowywać się będzie w zależności od miejsca umieszczenia czujnika na ciele pacjenta bądź całkowite pozbycie się przewodów poprzez zastosowanie komunikacji bezprzewodowej pomiędzy czujnikami a mikrokomputerem Raspberry Pi
- wprowadzenie możliwości ustawienia z poziomu aplikacji mobilnej częstotliwości przesyła-

nia pomiarów z urządzenia (aktualnie na stałe ustawione 500ms)

- zastosowanie bazy danych spełniającej warunki RODO oraz możliwości logowania do aplikacji
- przeprowadzenie testów na osobach z prawdziwymi zaburzeniami równowagi w konsultacji z lekarzem, w celu dopracowania funkcjonalności i dokładności urządzenia

LITERATURA

- [1] W. Leśna, Z. Stolec, Z. Zielińska, Mobilny mikroprocesorowy system do rehabilitacji zaburzeń równowagi, Praca dyplomowa inżynierska, Politechnika Poznańska, styczeń 2021.
- [2] Strona internetowa: slysze.ifps (<https://slysze.ifps.org.pl/zapalenie-nerwu-przedstonkowego-jak-odzyskac-rownowage/>)
- [3] D. Kulima, Zawroty głowy jako problem orzecznicy, Orzecznictwo Lekarskie 2009, 6(2): 135-147
- [4] E. Zamysłowska-Szmytke, M. Śliwińska-Kowalska, Badanie układu równowagi dla potrzeb medycyny pracy, Ortolaryngologia 2012, 11(4):139-145
- [5] S. Szostek-Rogula, E. Zamysłowska-Szmytke, Przegląd skal i testów dla oceny czynnościowej pacjenta z zawrotami głowy i zaburzeniami równowagi, Ortolaryngologia 2015, 14(3):141-149