

*Dariusz ELJASZ, Wiesław MICZULSKI, Piotr POWROŹNIK,
Łukasz SOBOLEWSKI, Robert SZULIM
Uniwersytet Zielonogórski
Instytut Metrologii, Elektroniki i Informatyki*

SYSTEM POMIAROWY DO DIAGNOZOWANIA DZIECI Z ZABURZENIEM KOORDYNACJI RUCHOWEJ

W artykule przedstawiono budowę i zasadę działania prototypu systemu pomiarowego przeznaczonego do wykrywania zaburzeń koordynacji ruchowej (SP_ZKR) u dzieci. Badanie dziecka będzie prowadzone podczas jego gry w minigolfa. Otrzymane wyniki badań testowych SP_ZKR potwierdziły poprawność działania prototypu systemu. System ten zostanie przekazany lekarzom do przeprowadzenia diagnostyki wybranej grupy dzieci w celu opracowania modelu przesiewowych badań diagnostycznych. Wdrożenie tego systemu wraz z opracowanym modelem umożliwi wykonywanie na dużej grupie dzieci badań przesiewowych.

MEASUREMENT SYSTEM FOR DIAGNOSIS OF CHILDREN WITH A DISORDER OF MOTION COORDINATION

The article presents the structure and principle of operation of a measuring system prototype designed to detect motor coordination disorders (SP_ZKR) in children. A child will be examine while playing mini golf. The obtained results of the SP_ZKR test studies have confirmed the correct operation of the system prototype. This system will be given to doctors to perform diagnostics on a selected group of children in order to develop a model of diagnostic screening tests. The implementation of this system together with the developed model will enable a screening tests on a large group of children.

1. WPROWADZENIE

Obecnie około 6% populacji na świecie (9% w Polsce, a 5% w USA) dzieci i młodzieży do 18 lat prezentuje niespecyficzne symptomy zaburzeń ruchowych, które nie mieszczą się w klasycznych kryteriach diagnostycznych typowych zaburzeń rozwojowych [1]. W większości przypadków są to dzieci określane jako niegrzeczne, nadpobudliwe i chaotyczne, które nigdy nie były odpowiednio zdiagnozowane. Bardzo często dostrzega się u takich dzieci zaburzenia koordynacji ruchowej (ZKR), które w następstwie mogą prowadzić do nieprawidłowości rozwojowych. Do najważniejszych z nich należy zaliczyć problemy z mową i komunikacją, z percepcją, myśleniem abstrakcyjnym czy też logicznym. Zaburzenia te, subtelnie rozpoczynające się i ogólnie określane niezdarnością ruchową, powodują powstawanie poważnych problemów z osiągnięciem poszczególnych etapów edukacji, z kontaktami społecznymi, z nawiązywaniem relacji, zakładaniem rodziny, zdrowiem psychicznym czy też agresją.

W pracy [2] przedstawiono przegląd rozwoju badań nad koordynacją ruchową, z którego wynika potrzeba doskonalenia metod diagnostycznych wykrywających ZKR. W ostatnim okresie wyraźnie dominują różnego typu testy, których różnice opisano w pracy [3]. Dodatkowym problemem w diagnozowaniu ZKR, szczególnie w Polsce, jest bardzo mała liczba dziecięcych psychiatrów (brakuje ich około 30%), która skutkuje kilkumiesięcznym oczekiwaniem dziecka na pierwszą wizytę. Zasadniczą rolę tej grupy lekarzy jest wykluczenie wielu innych zaburzeń somatycznych, które mogą dawać podobne objawy kliniczne. W procesie diagnozowania ZKR u dzieci ważną rolę pełnią również psycholodzy określający, czy zachowanie dziecka nie wynika z dysfunkcyjnych postaw rodziców.

Rozwiązanie tego problemu może nastąpić poprzez zbudowanie odpowiednich narzędzi diagnostycznych wspomagających lekarzy w diagnozowaniu ZKR, zwłaszcza u dzieci w wieku przedszkolnym. W tym celu został zainicjowany projekt badawczy, którego podstawowym założeniem było monitorowanie przez system pomiarowy wybranych parametrów dziecka podczas jego gry w minigolfa. Otrzymane wyniki badań będą stanowiły podstawę dla lekarza w zdiagnozowaniu ZKR u dziecka i określeniu dla niego odpowiedniej terapii.

2. SYSTEM POMIAROWY

2.1. Założenia

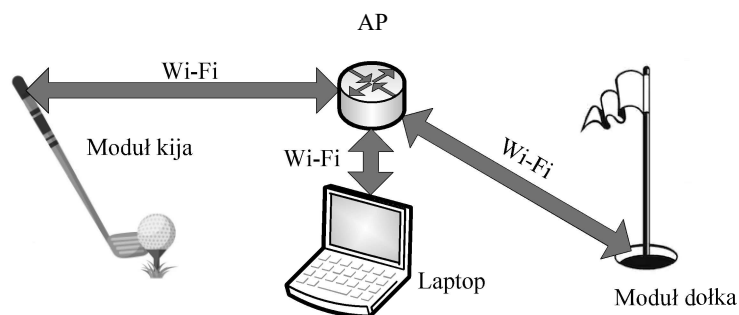
1. Identyfikacja ZKR u dzieci wymaga znajomości wartości wymienionych poniżej wielkości¹, które będą wyznaczone przez opracowany system pomiarowy:
 - Chwilowe wartości siły chwytu kija do minigolfa prawą (F_{ch_p}) i lewą ręką (F_{ch_l}) będą mierzone w sposób ciągły przez układ pomiarowy zamontowany w rękojeści kija, stanowiący część tzw. *modułu kija*. Wartości tych sił będą wyświetlane na ekranie laptopa.
 - Wartości siły uderzenia piłki kijem trzymanym kończyną górną dominującą (F_{u_d}) i niedominującą ($F_{u_{nd}}$) będą obliczane w laptopie na podstawie znanej masy kija oraz wartości przyspieszenia w chwili uderzenia kijem w piłkę. Wartości przyspieszenia (a) będą mierzone w sposób ciągły w układzie pomiarowym znajdującym się w dolnej części kija, stanowiącym część *modułu kija*.
 - Pomiar prędkości piłki (v) będzie wykonywany, bezpośrednio po jej pierwszym uderzeniu, przez układ pomiarowy stanowiący część tzw. *modułu dołka*. Zmierzona wartość v będzie wyświetlana na ekranie laptopa.
 - Czas reakcji (t_r) to czas jaki upłynie od pojawienia się sygnału dźwiękowego generowanego przez laptopa, oznaczającego start gry w minigolfa, do momentu pierwszego uderzenia kijem w piłkę, określonego na podstawie układu do pomiaru przyspieszenia. Wartość t_r będzie obliczana w laptopie i wyświetlana na jego ekranie.
 - Liczba wykonanych uderzeń kijem w piłkę (l_u) podczas jednej gry będzie wyznaczana w laptopie i wyświetlana na jego ekranie, na podstawie liczby wykrytych wartości a w chwili uderzenia piłki kijem do momentu zakończenia gry, czyli umieszczenia piłki w dołku. Wykrywanie piłki w dołku będzie sygnalizował układ pomiarowy, stanowiący część *modułu dołka*.
 - Całkowita liczba pełnych rozegranych gier (l_{gier}) w zadanym czasie ($t_{badanie}$), przez prowadzącego badanie, będzie wyznaczana w laptopie i wyświetlana na jego ekranie.

¹ Wielkości zostały określone przez lekarzy specjalistów biorących udział w projekcie.

- System pomiarowy przeznaczony do wykrywania zaburzeń koordynacji ruchu (SP_ZKR) będzie umożliwiał rejestrację wszystkich badanych dzieci, przeglądanie zarejestrowanych wyników badań dla każdego badanego dziecka. Będzie również umożliwiał przygotowanie i wyświetlanie oraz drukowanie raportów z badania każdego dziecka.

2.2. Architektura systemu pomiarowego

Architekturę SP_ZKR przedstawiono na rys. 1. Centralnym punktem SP_ZKR jest laptop. Steruje on całą działalnością systemu z poziomu programu nadzorującego *WinMinigolf*, uruchamianego w systemie Windows.



Rys. 1. Architektura SP_ZKR
Fig. 1. Architecture of a SP_ZKR

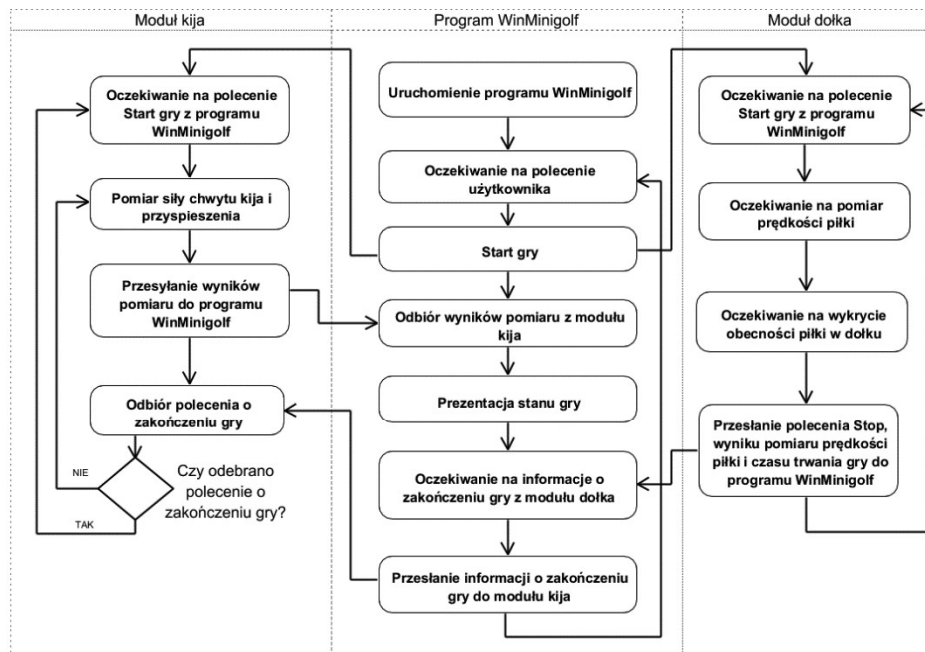
Łączność bezprzewodowa jest realizowana przez zewnętrzne urządzenie typu Access Point (AP). Jako moduł AP zastosowano przenośny router (TP-Link TL-WR902AC) z uruchomioną funkcjonalnością przydzielania adresów IP-DHCP. Występujące w systemie *moduł kija* i *moduł dołka* komunikują się z laptopem za pomocą sieci Wi-Fi poprzez protokół TCP/IP.

Po włączeniu *modułów dołka* i *kija* następuje ich komunikacja z AP w celu uzyskania adresów IP w sieci, w której znajduje się również laptop. Do pracy systemu nie jest wymagane połączenie z siecią Internet. Program *WinMinigolf* po wyszukaniu adresów IP modułów *kija* i *dołka* nawiązuje połączenie sieciowe TCP z tymi modułami.

SP_ZKR pracuje w warunkach zasilania bateryjnego w otwartej przestrzeni. Urządzenie AP może w takich warunkach korzystać z zasilania bateryjnego laptopa poprzez interfejs USB. *Moduły dołka* i *kija* posiadają własne źródła zasilanie w postaci baterii lub akumulatorów.

2.3. Algorytm działania systemu

Na rys. 2 zaprezentowano ogólny algorytm działania systemu, który pracuje w modelu klient – serwer. Program *WinMinigolf* pełni rolę klienta, a *moduły kija* i *dolka* pełnią rolę serwerów. W takim modelu to klient nawiązuje i inicjuje połączenie sieciowe, serwer akceptuje połączenie i oczekuje na polecenia klienta. Od tego momentu program *WinMinigolf* jest gotowy do rozpoczęcia procesu rejestracji parametrów gry. W tym celu należy w programie *WinMinigolf* uruchomić polecenie *Start gry*. Wówczas program *WinMinigolf* emituje głośny sygnał dźwiękowy, który jest sygnałem do rozpoczęcia gry dla gracza. Równocześnie polecenie *Start gry* jest przesyłane do *modułów kija* i *dolka*. Procedura rejestracji mierzonych wielkości trwa do momentu odebrania polecenia *Stop* z *modułu dolka*. Do tego czasu program *WinMinigolf* odbiera wyniki pomiaru z *modułu kija*, przetwarza i prezentuje je na ekranie komputera (*Prezentacja stanu gry*). Po zakończeniu pojedynczej gry możliwe jest rozpoczęcie nowej gry dla tego samego uczestnika lub dodanie nowego uczestnika gry do listy i rozpoczęcie przez niego gry.



Rys. 2. Ogólny algorytm działania systemu
Fig. 2. General algorithm of the system operation

Moduł kija po odebraniu polecenia *Start gry* przechodzi w tryb pomiarów sił chwytu kija lewą i prawą ręką (F_{ch_p} i F_{ch_l}) oraz przyspieszenia (a). Wyniki tych pomiarów są przesyłane porcjami do programu *WinMinigolf*. Sprawdzany jest aktualny status gry. Jeśli polecenie *Stop* nie było uprzednio przekazane z programu *WinMinigolf*, to program *modułu kija* powtarza pomiary i przesyła wartości F_{ch_p} , F_{ch_l} i a do programu *WinMinigolf*. Natomiast po odebraniu polecenia *Stop* z programu *WinMinigolf* *modułu kija* przechodzi w tryb oczekiwania na polecenie *Start gry*.

Moduł dołka po odebraniu polecenia *Start gry* przechodzi w tryb pomiaru prędkości piłki (v), a następnie oczekuje na wpadnięcie piłki do dołka. Po wpadnięciu piłki do dołka *moduł dołka* wysyła do programu *WinMinigolf* polecenie *Stop* informujące o zakończeniu gry. Wraz z poleceniem *Stop* przesyłane są wyniki pomiaru prędkości piłki (v) przy pierwszym jej uderzeniu i czasu trwania gry (t_g). Po przesłaniu tych informacji program *modułu dołka* przechodzi ponownie w tryb oczekiwania na polecenie *Start gry*.

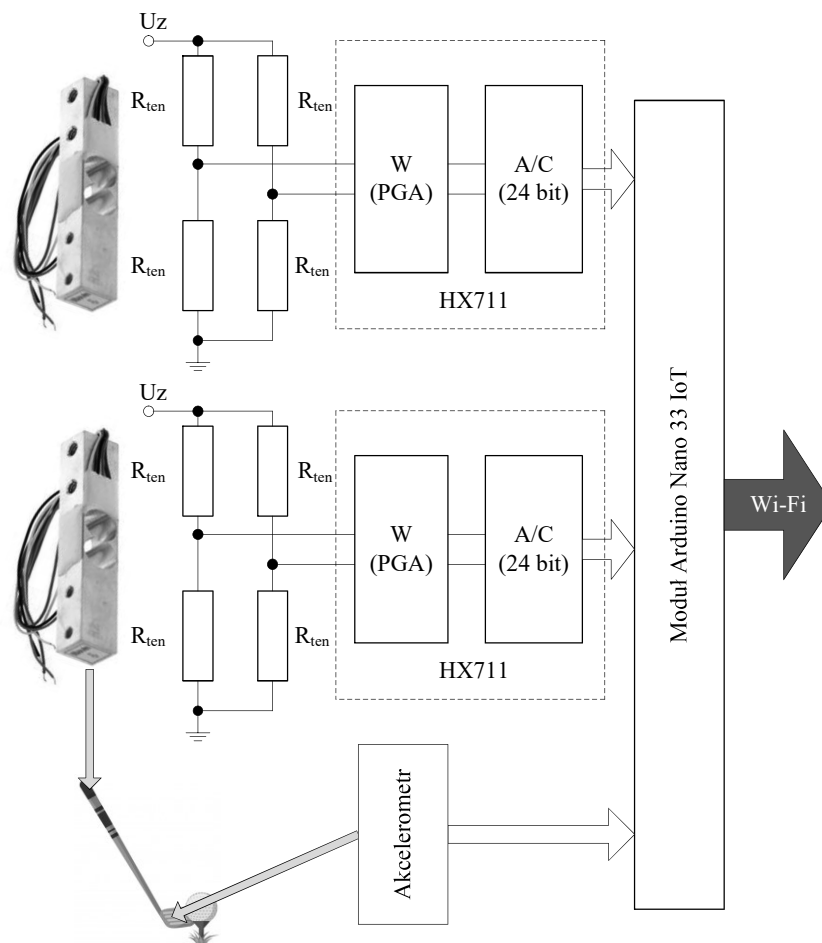
2.4. Moduł kija

Moduł kija składa się z dwóch układów pomiarowych (rys. 3). Pierwszy z nich umożliwia w sposób ciągły pomiar wartości chwilowych sił chwytu kija do minigolfa przez badane dziecko, niezależnie dla prawej i lewej ręki. Drugi układ pomiarowy przeznaczony jest do pomiaru w sposób ciągły wartości chwilowej przyspieszenia.

Pomiary siły chwytu kija do minigolfa, prawą (F_{ch_p}) i lewą ręką (F_{ch_l}), realizowane są przez dwa niezależne przetworniki pomiarowe, umieszczone w górnej części kija do minigolfa. Każdy z przetworników składa się z czujnika siły chwytu i układu scalonego HX711. Uwzględniając miejsce lokalizacji przetwornika i ergonomiczność jego rozwiązania wybrano jako czujnik siły chwytu belkę tensometryczną NA27 o zakresie pomiarowym 100 N [4, 5], której wymiary wynoszą 80x13x13 mm. Zakres pomiarowy czujnika siły chwytu dobrano na podstawie wyników badań siły ściskania dłoni, przedstawionych w pracy [6], oraz wykonanych testów siły chwytu przez dzieci, w wieku od 7 do 11 lat, dynamometrem do pomiaru siły chwytu typu *K_force* firmy KINVENT [7] stosowanego np. w rehabilitacji [8].

Napięcie wyjściowe mostka tensometrycznego, składającego się z 4 tensometrów (R_{ten}), jest podawane na wejście specjalizowanego układu scalonego HX711 [9], dedykowanego do współpracy z mostkami tensometrycznymi. Układ ten składa się ze wzmacniacza (W) o programowanym wzmocnieniu i 24-bitowego przetwornika (A/C).

Otrzymywane co 100 ms z układu HX711 wartości cyfrowe napięcia są podawane na odpowiednie wejścia modułu Arduino Nano 33 IoT i zapisywane w jego pamięci. Dla układu HX711 jest dostępna biblioteka z programową procedurą kalibracji i zerowania całego toru pomiarowego. Po wykonaniu tej procedury dokładności pomiaru sił chwytu kija wynoszą $\pm 0,05\text{N}$.



Rys. 3. Schemat blokowy układów pomiarowych modułu kija oraz widoki belek tensometrycznych

Fig. 3. Block diagram of the stick module measuring systems and views of strain gauge beams

Do pomiaru przyspieszenia zastosowano akcelerometr pojemnościowy H3LIS331DL wykonany w technologii MEMS [10], który został umieszczony w dolnej części kija. Otrzymywane co 3 ms wyniki cyfrowe zmierzonych wartości a są przesyłane przewodowo do modułu Arduino Nano 33 IoT,

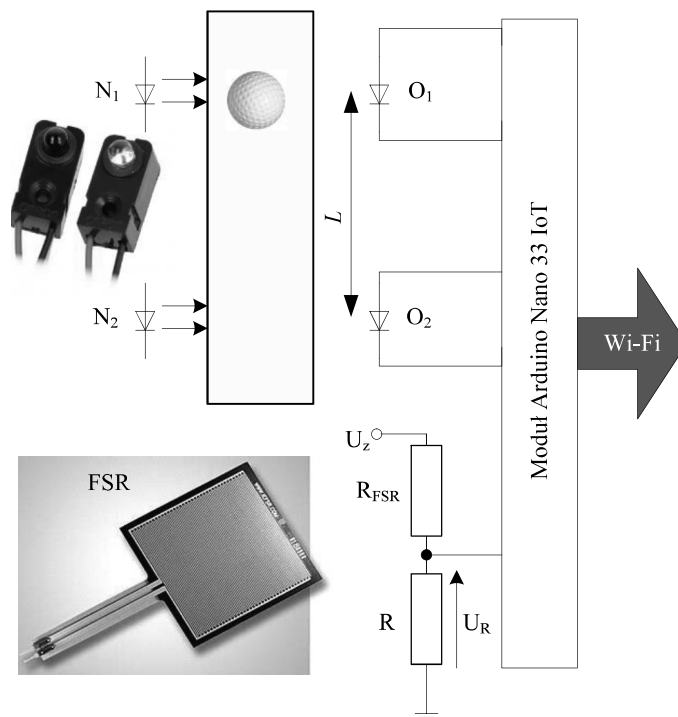
w którym następuje wyznaczenie wartości a_{max} i a_{min} dla każdego rejestrowanego przedziału czasowego o wartości 1 s. Wartości te są zapisywane w pamięci modułu Arduino.

Zapisane w pamięci modułu Arduino wyniki pomiaru sił chwytu (F_{ch_p} , F_{ch_l}) i przyspieszenia (a_{max} i a_{min}) wraz z czasami, w których zostały zmierzone, są co 1 s przesłane bezprzewodowo do laptopa. Wyznaczona w laptopie największa wartość bezwzględna przyspieszenia, która wystąpi w momencie uderzenia piłki kijem, umożliwia obliczenie siły uderzenia piłki kijem (F_{u_d} lub $F_{u_{nd}}$). Wyznaczone największe wartości bezwzględne a są również podstawą do wyznaczenia liczby wykonanych uderzeń kijem w piłkę (l_u) podczas jednego cyklu gry. Ponadto zarejestrowany w laptopie czas, w którym wystąpiła największa wartość bezwzględna przyspieszenia zmierzonego akcelerometrem dla pierwszego uderzenia kijem w piłkę, stanowi podstawę do wyznaczenia czasu reakcji (t_r).

2.5. Moduł dołka

Moduł dołka składa się również z dwóch układów pomiarowych (rys. 4). Pierwszy układ przeznaczony jest do pomiaru prędkości piłki na początku gry, czyli po pierwszym jej uderzeniu kijem. Drugi układ pomiarowy umożliwia wykrycie wpadnięcia piłki do dołka.

Podstawową część układu do pomiaru prędkości piłki stanowią dwie pary czujników przerywania wiązki światła podczerwonego IR-LED 5 mm [11]. W każdym zestawie znajduje się nadajnik (N) i odbiornik (O) światła podczerwonego. Uderzona piłka, rozpoczynając toczenie się po torze do minigolfa, przecina strumień światła podczerwonego pierwszego zestawu czujników (N_1 i O_1). Wówczas jest generowany impuls rozpoczynający w module Arduino Nano 33 IoT pomiar czasu. W odległości L od pierwszego zestawu jest umieszczony drugi zestaw czujników (N_2 i O_2). Piłka przecinając strumień światła podczerwonego drugiego zestawu czujników powoduje wygenerowanie impulsu kończącego pomiar czasu. Na podstawie zmierzonego odcinka czasu Δt i przy znanej wartości drogi L przebytej przez piłkę moduł Arduino Nano 33 IoT oblicza prędkość piłki (v), której wartość jest zapisywana w jego pamięci.



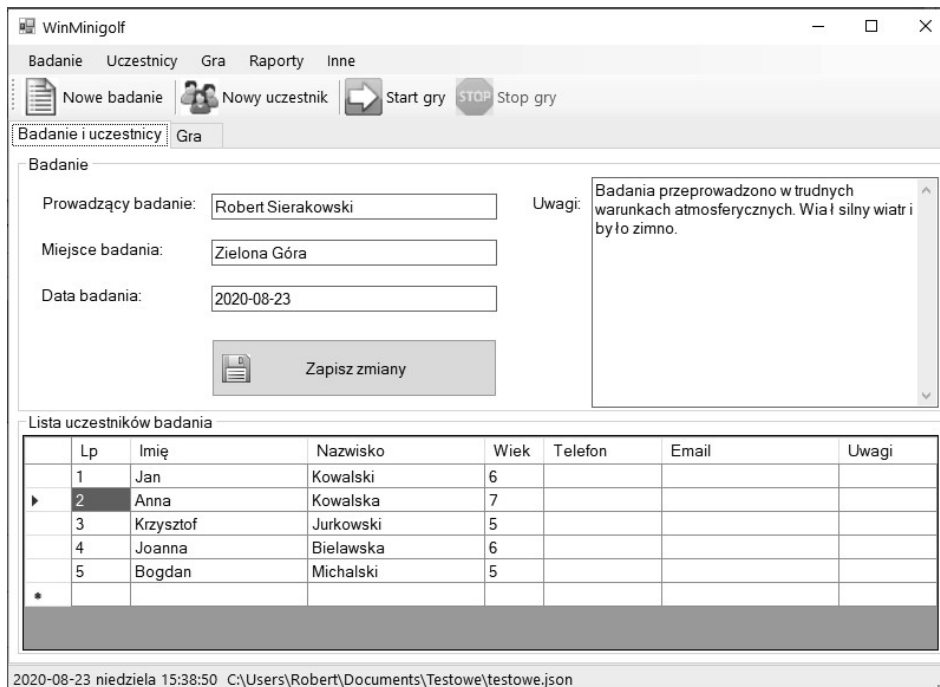
Rys. 4. Schemat blokowy układów pomiarowych modułu dołka oraz widoki czujników przerwania wiązki światła podczerwonego IR - LED 5 mm i FSR
 Fig. 4. Block diagram of the hole module measuring systems and views of the IR - LED 5 mm light beam interruption sensors and FSR

Podstawowym elementem układu wykrywającego wpadnięcie piłki do dołka jest rezystancyjny czujnik siły nacisku FSR 406 [12], umieszczony na spodzie dołka. Czujnik FSR 406 jest wykonany z grubej folii polimerowej (PTF), z aktywną powierzchnią pomiarową o wymiarach 38 x 38 mm. Czujnik ten charakteryzuje się dużymi zmianami rezystancji (od pojedynczych $M\Omega$ przy braku działania siły do kilkuset Ω), które są odwrotnie proporcjonalne do wzrostu wartości siły działającej na jego powierzchnię. Przykładowo przy nacisku wytworzonym przez odważnik 20 g (waga piłek do minigolfa wynosi od 20 g do 200 g), położonym na czujniku FSR 406, rezystancja wynosiła 50 k Ω . Czujnik FSR 406 połączony szeregowo z rezystorem (R), o stałej wartości, tworzy dzielnik napięcia. Ze wzrostem siły nacisku działającej na czujnik FSR wzrasta napięcie na rezystorze R (U_R), które jest przetwarzane przez przetwornik A/C, wbudowany w module Arduino Nano 33 IoT. Spełnienie warunku $U_R > U_P$, gdzie U_P jest wartością napięcia zapisaną w pamięci modułu Arduino, oznacza wpadnięcie piłki do dołka. W celu

upewnienia się poprawnego wykrycia piłki w dołku jest wykonywana seria 200 kolejnych pomiarów napięcia U_R z jednoczesnym sprawdzeniem stałości spełnienia warunku $U_R > U_P$. Liczba tych pomiarów została ustalona doświadczalnie. Takie działanie ma na celu wyeliminowanie sytuacji, w której piłka w wyniku zbyt mocnego uderzenia może wyskoczyć z dołka. Wykrycie piłki w dołku powoduje wysłanie z modułu Arduino do laptopa informacji *Stop* oraz wyniku pomiaru prędkości piłki (v).

2.6. Graficzny interfejs użytkownika programu *WinMinigolf*

W programie *WinMinigolf*, przygotowanym w oparciu o pakiet Microsoft Visual Studio, funkcjonują dwa tryby pracy: *tryb realizacji badania* i *tryb przeglądania zarejestrowanych danych*. W *trybie realizacji badania*, zgodnie z przyjętymi założeniami, przeprowadzane są badania dzieci i zapisywane ich wyniki. Wszystkie dane są gromadzone w plikach JSON, co umożliwia ich wymianę z innymi systemami. W *trybie przeglądania zarejestrowanych danych* jest możliwe przeglądanie zarejestrowanych wyników badań zapisanych na dysku laptopa. Istnieje także możliwość przygotowania odpowiednich zestawień wyników badań dla każdego badanego dziecka, uprzednio zarejestrowanego w programie *WinMinigolf*. Możliwe jest również przygotowanie prostych informacji statystycznych dla poszczególnych zmierzonych wielkości, jak np. minimalna, maksymalna i średnia wartość dla danej wielkości. Dla wybranych wielkości zarejestrowane dane są prezentowane w sposób graficzny na wykresach. Zgromadzone w systemie dane będą podlegały weryfikacji przez uprawnione osoby oraz będą prezentowane lekarzom. W celu ułatwienia obsługi programu *WinMinigolf* przez uprawnionych użytkowników opracowano graficzny interfejs użytkownika (GIU). Na rys. 5 przedstawiono widok okna zawierającego w górnej części menu z głównymi poleceniami (*Badanie*, *Uczestnicy*, *Gra*, *Raport*, *Inne*). Pod linią tych poleceń zamieszczono przyciski szybkiego dostępu do wybranych opcji z menu głównego.



Rys. 5. Widok okna dla poleceń *Badanie* i *Uczestnicy*
 Fig. 5. The window view for the *Badanie* and *Uczestnicy* commands

Uruchomienie polecenia *Badanie* umożliwia wpisanie podstawowych informacji o osobie prowadzącej badanie, miejscu i dacie wykonanego badania. Mogą być również dodatkowo wpisane uwagi o warunkach przeprowadzonego badania. Dane te są zapisywane w pliku o nazwie określonej przez prowadzącego badania, np. *testowe.json*, w sekcji o nazwie „Badanie”. Następnie uruchomienie polecenia *Uczestnicy* umożliwia utworzenie listy dzieci wraz z ich podstawowymi danymi, które będą poddane badaniom. Dane te są zapisywane w tym samym pliku, w sekcji o nazwie „Badane osoby”.

Polecenie *Start gry* uruchamia rozpoczęcie nowej gry. Powoduje to zapisywanie do tego samego pliku w sekcji o nazwie „Gra” danych z badania dla nowej gry, dla danego uczestnika. Proces rejestracji gry można przerwać poleceniem *Stop gry* i uruchomić ponownie na żądanie uczestnika, np. w sytuacji, gdy uczestnik nie zorientował się jakie czynności ma wykonywać. Każdy przebieg gry można skasować i wykonać próbę ponownie. Dla każdego uczestnika badania możliwe jest przeprowadzenie i zarejestrowanie serii gier, co umożliwi zgromadzenie bardziej miarodajnych informacji. Osiągnane

w czasie gry wyniki są równocześnie prezentowane w dwóch oknach: *Lista rozegranych gier wybranego uczestnika* i *Szczegóły wybranej gry* (rys. 6).

W oknie *Lista rozegranych gier wybranego uczestnika* są prezentowane dla danego uczestnika i dla każdej gry wartości charakteryzujące przebieg gry, jak data gry, liczba wykonanych gier (l_gier), zadany całkowity czas trwania badania ($t_badanie$), czas trwania gry (t_g), liczba wykonanych uderzeń kijem w piłkę (l_u), czas reakcji (t_r) i prędkości piłki (v). Mogą również być wpisane uwagi dotyczące przebiegu danej gry przez uczestnika. Natomiast w oknie *Szczegóły wybranej gry* wyświetlany jest Status gry (Gra) oraz prezentowane są w zakładce *Wykresy* wybrane przebiegi czasowe dla sił chwytu kija lewą i prawą ręką (F_{ch_p} i F_{ch_l}) oraz przyspieszenia (a). W zakładce *Szczegóły* są prezentowane wartości obliczonych sił dla każdego uderzenia kijem w piłkę ręką dominującą i niedominującą (F_{u_d} i F_{u_nd}). Wartości tych sił są zapisywane w tym samym pliku, w sekcji o nazwie „Szczegóły”.

3. WYNIKI TESTOWANIA SYSTEMU POMIAROWEGO

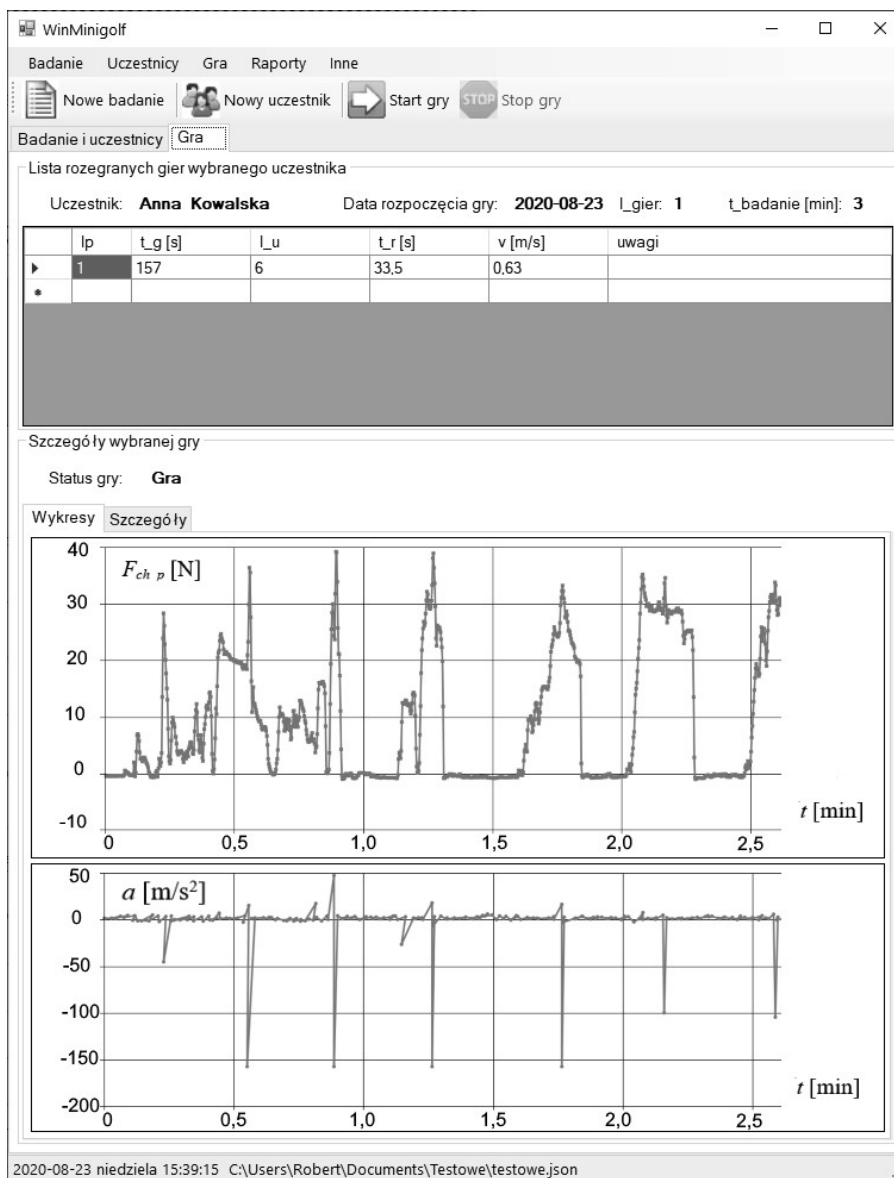
Wykonane i niezależnie przetestowane moduły kija i dołka były podstawą budowy prototypu SP_ZKR, który został poddany procesowi testowania podczas gry w minigolfa. W procesie testowania brało udział 5 osób. Cztery osoby wykonały po 3 gry, a jedna osoba wykonała 1 grę.

Przeprowadzona pierwsza grupa testów dotyczących: nawiązywania komunikacji pomiędzy wszystkimi urządzeniami tworzącymi system, poprawności działania algorytmu systemu oraz zapisywania wszystkich zdefiniowanych danych do pliku o przyjętej nazwie *testowe.json* wykazała prawidłowość działania SP_ZKR.

Zasadniczą grupą testów było sprawdzenie prawidłowości działania układów pomiarowych wyznaczających wartości zdefiniowanych przez lekarzy wielkości, na podstawie których będą wykrywane ZKR. Przykładowe wyniki tych testów dla jednej gry wybranego uczestnika przedstawiono na rys. 6.

W zadanym czasie trwania badania ($t_badanie$) równym 3 min uczestnik wykonał jedną grę ($l_gier = 1$), której czas trwania wynosił $t_g = 157$ s. W tym czasie wykonał 6 uderzeń kijem w piłkę (l_u). Jego czas reakcji był stosunkowo długi ($t_r = 33,5$ s), który wynikał z braku koncentracji uczestnika po sygnale *Start gry*. Uczestnik bawiąc się kijem uderzył nim w swoją nogę. Między innymi skutkiem tego jest zarejestrowana przez SP_ZKR pierwsza największa wartość bezwzględna przyspieszenia ($a < 50$ m/s²), która nie dotyczy momentu uderzenia kijem w piłkę (rys. 6). Prędkość piłki po pierwszym uderzeniu kijem

(v) była równa 0,63 m/s. Natomiast zarejestrowane w laptopie wartości chwilowe siły chwytu kija prawą ręką (F_{ch_p}) oraz przyspieszenia (a) przedstawiono w formie wykresu (rys. 6).



Rys. 6. Szczegóły przebiegu gry
Fig. 6. Game details

Charakterystycznym elementem tych przebiegów jest zgodność wystąpienia w tym samym czasie największych wartości siły chwytu kija i największych bezwzględnych wartości przyspieszenia. Na podstawie wyznaczonych w systemie największych wartości bezwzględnych a i znanej masy kija były wyznaczone w laptopie wartości siły uderzenia piłki kijem ręką dominującą ($F_{u,d}$), które zostały zapisane w zakładce *Szczegóły*. Zapisane wartości siły $F_{u,d}$ dla kolejnych uderzeń wynoszą: 161 N; 161 N; 161 N; 161 N; 100 N; 105 N. Otrzymane wyniki pomiarów i obliczeń w tej grupie wykonanych testów także potwierdziły poprawność działania SP_ZKR.

4. PODSUMOWANIE

Zaprojektowany i wykonany prototyp systemu pomiarowego jest przeznaczony do diagnozowania dzieci z zaburzeniem koordynacji ruchowej podczas gry w minigolfa. Wykonane wstępne testy potwierdziły spełnienie wszystkich przyjętych założeń oraz poprawność jego działania. Zaletą tego systemu jest możliwość prowadzenia badań u dzieci od 4 roku życia, które w tym wieku potrafią już grać w minigolfa. Dla tej grupy diagnozowanych dzieci taka forma zabawy jest bardzo korzystna pod względem prowadzenia tego typu badań diagnostycznych.

W następnym etapie projektu zespół badawczy z Wydziału Lekarskiego II Uniwersytetu Medycznego w Poznaniu będzie prowadził, z zastosowaniem wykonanego prototypu SP_ZKR, badania 200 dzieci. Wyniki tych badań określą, czy wszystkie wskazane w założeniach mierzone wielkości będą stanowiły podstawę opracowania modelu przesiewowych badań diagnostycznych z zastosowaniem SP_ZKR podczas gry w minigolfa. Otrzymany model będzie podstawą w diagnozowaniu dzieci przez lekarza. Takie podejście w diagnozowaniu ZKR nie jest prowadzone w Polsce.

Praca została wykonana w ramach projektu pt. „*Rozwojowe Zaburzenie Koordynacji - diagnostyka i planowanie terapii przy wykorzystaniu minigolfa*”, finansowanego z Programu Operacyjny Inteligentny Rozwój; Oś Priorytetowa 2; Wsparcie otoczenia i potencjału przedsiębiorstw do prowadzenia działalności B+R+I; Działanie 2.3: Proinnowacyjne usługi dla przedsiębiorstw; Poddziałanie 2.3.2: Bony na innowacje dla MŚP. Wnioskodawcą projektu była firma Całka Minigolf Group – Patryk Całka.

LITERATURA

1. Kriba A.: Dyspraksja, rozwojowe zaburzenia koordynacji, Kompendium, 2010 r.
2. Kostiukow A., Kaluga E., Samborski W., Rostkowska E.: Rozwój badań nad koordynacją ruchową człowieka, e-Wydawnictwo NCBKF, 2014, str. 16–20.
3. Kostiukow A., Rostkowska E., Samborski W.: Przegląd testów koordynacji ruchowej stosowanych w medycynie, Polski Przegląd Nauk o Zdrowiu, 2007, 3 (12), str. 199–203.
4. Miłek M.: Metrologia elektryczna wielkości nieelektrycznych, Oficyna Wydawnicza Uniwersytetu Zielonogórskiego, 2006 r.
5. Belka tensometryczna NA27, https://www.mavin.cn/kitchen-scale-load-cell-low-capacity-weight-sensor-na27_p28.html.
6. Dodds R. M., Syddall H. E., Cooper R., Benzeval M., Deary I. J., et al. (2014) Grip Strength across the Life Course: Normative Data from Twelve British Studies. PLoS ONE 9(12): e113637. doi:10.1371/journal.pone.0113637.
7. Dynamometr do pomiaru siły chwytu typu K-force, <https://k-invent.com/k-force-grip/>.
8. Stäuber A., Oepfert F., Nitzsche N., Pienaar A.W., Naidoo R., Schulz H.: Retest-reliability and concurrent validity of the pressure air biofeedback device (pab®) for measuring handgrip strength in young healthy adults, 11th EFSMA Congress of Sports Medicine, October 3-5, 2019, Portorož, Slovenia, DOI: 10.13140/RG.2.2.10750.95045, <https://www.researchgate.net/publication/336265356>.
9. Układ scalony HX711, https://cdn.sparkfun.com/assets/learn_tutorials/5/4/6/hx711F_EN.pdf.
10. Akcelerometr H3LIS331DL, https://www.st.com/content/st_com/en/products/mems-and-sensors/accelerometers/h3lis331dl.html#documentation.
11. Czujnik przerwania wiązki światła podczerwonego IR-LED 5 mm, <https://www.adafruit.com/product/2168>.
12. Czujnik siły FSR 406, <https://www.interlinkelectronics.com/fsr-406>.