

## WPLYW RÓŻNYCH FORM INFORMACJI ZWROTNEJ NA DOKŁADNOŚĆ GENEROWANIA SIŁY I NA ZDOLNOŚĆ DO JEJ RÓŻNICOWANIA W PROSTYCH RUCHACH CYKLICZNYCH KOŃCZYNĄ GÓRNĄ I DOLNĄ

Stefan Szczepan<sup>1)</sup>, Zofia Wróblewska<sup>2)</sup>, Andrzej Klarowicz<sup>1)</sup>, Ryszard Błacha<sup>1)</sup>, Marek Rejman<sup>1)</sup>

<sup>1)</sup> Zakład Pływania, Wydział Wychowania Fizycznego i Sportu, Akademia Wychowania Fizycznego we Wrocławiu

<sup>2)</sup> Katedra Matematyki Stosowanej, Wydział Matematyki, Politechnika Wroclawska

### STRESZCZENIE

**Cel:** Celem badań była ocena dokładności generowania siły przez kończyny oraz identyfikacja zdolności do jej różnicowania podczas powtarzania ze stopniowo wzrastającą wartością, w odpowiedzi na różnego rodzaju zewnętrzne informacje zwrotne.

**Material i Metody:** W badaniach uczestniczyło dziewiętnaście zdrowych i aktywnych fizycznie chłopców i dziewcząt w wieku  $12.82 \pm 0.34$  lat, o wysokości ciała  $157.05 \pm 9.02$  cm i masie ciała  $44.89 \pm 7.89$  kg. Zadania polegały na wykonaniu kolejno z rosnącą siłą serii pociągnięć i pchnięć dźwigni kinestezjometru prawą i lewą kończyną górną oraz na wykonaniu serii nacisków kończynami dolnymi na pedał kinestezjometru. Zadania wykonywano pod wpływem: dźwiękowej informacji zwrotnej o różnym natężeniu, werbalnej informacji zwrotnej o różnej sile głosu oraz bez informacji zwrotnej. Wykonano także test retencyjny. Do oceny poziomu dokładności generowanej siły wykorzystano autorski wskaźnik dokładności generowanej siły (FPAIndex).

**Wyniki:** Wyniki odzwierciedlające wartość FPAIndex w skali punktowej wskazały że najwyższy poziom różnicowania kinestetycznego zaobserwowano w przypadku próby pozbawionej informacji zwrotnej (1.17 pkt), a najniższy w próbie z przekazem werbalnej informacji zwrotnej (3.33 pkt). Były one jednak pozbawione wartości statystycznej. Analiza wariancji ANOVA z porównaniem wielokrotnym, wykonanym testem post-hoc Tukeya (HSD) wykazała istotnie najniższy ( $p=0.0402$ ) poziom FPA ( $\bar{x}36.12 \pm 18.29$  [N]), tylko dla czynności naciskania lewą kończyną dolną (LL PRESS) w teście retencyjnym, gdy badanym nie dostarczano informacji zwrotnej.

**Wnioski:** Wyniki badań pokazały, że werbalne i dźwiękowe zewnętrzne informacje zwrotne nie mają wpływu na dokładność wytwarzania siły kończynami górnymi i dolnymi a także na zdolność jej różnicowania podczas wykonywania ruchów prostych wśród dzieci.

**Słowa kluczowe:** werbalna informacja zwrotna, dźwiękowa informacja zwrotna, dokładność generowania siły, różnicowanie kinestetyczne.

---

### ARTICLE INFO

PolHypRes 2020 Vol. 72 Issue 3 pp. 39 – 56

ISSN: 1734-7009 eISSN: 2084-0535

DOI: 10.2478/phr-2020-0016

Strony: 18, rysunki: 1, tabele: 3

page **www of the periodical:** [www.phr.net.pl](http://www.phr.net.pl)

#### Publisher

Polish Hyperbaric Medicine and Technology Society

Typ artykułu: oryginalny

Termin nadesłania: 19.05.2020 r.

Termin zatwierdzenia do druku: 27.07.2020 r.



## WSTĘP

Poprawa kontroli wykonywania czynności ruchowych jest oparta na strategiach motorycznych, które zwiększają wydajność ruchów. Zewnątrzpochodne informacje zwrotne dostarczają wykonawcy ruchu bodźców do modyfikowania pozycji ciała i prędkości poruszana kończynami, kierunku ruchu lub wielkości generowanej siły [1]. Szeroko dyskutowane są różne aspekty doboru najbardziej odpowiedniego rodzaju informacji zwrotnej, jak również jej jakości, ilości i charakterystyki czasowej [2]. Interesujące jest też, czy zmiany w natężeniu werbalnych i dźwiękowych informacji zwrotnych mogą znacząco wpłynąć na siłę zaangażowaną w ruch i jego optymalizację.

Informacje sterujące czynnością motoryczną pochodzą z eksteroreceptorów (wzrok, słuch) oraz proprioreceptorów (receptory czucia głębokiego) [3]. Zewnątrzpochodne (dodatkowe) informacje werbalne, dźwiękowe i wizualne, pochodzą z zewnętrznych źródeł np. od nauczyciela lub trenera [4] natomiast, informacje wewnątrzpochodne (integralne), w tym informacje kinematyczne i kinetyczne pochodzą ze źródeł wewnętrznych tj. proprioreceptorów (narząd przedsionkowy, receptory mięśni i stawów) [5]. Według niektórych autorów (reprezentujących nurty psycholingwistyczne) informacje werbalne warunkują skuteczne uczenie się i nauczanie czynności motorycznych [6,7]. Najczęściej podczas ruchu pojawiają się komunikaty werbalne dostarczające wiedzę na temat jakości czynności ruchowej lub wyniku jej wykonania. [8,9]. Również informacja dźwiękowa była z powodzeniem wykorzystywana w uczeniu się i kontroli motorycznej [10,11]. Badano także procesy kontroli motorycznej i percepcji ruchowej związane z modalnością wizualną, dostarczając przesłanek potwierdzających wpływ informacji wizualnej na sterowanie ruchem [12,13].

Należy podkreślić, że motoryczne zachowanie człowieka jest zjawiskiem multimodalnym, w którym ruch jest postrzegany przez zmysł słuchu, obserwowany przez zmysł wzroku oraz kontrolowany przez zmysł dotyku. Stąd, wiele behawioralnych oraz neurofizjologicznych eksperymentów koncentruje się na multisensorycznym wspomaganie uczenia się, nauczania oraz wykonywania czynności ruchowych [14,15,16]. Rosnąca liczba badań na ten temat wskazuje na duże znaczenie informacji zwrotnych w doskonaleniu czynności ruchowych [17].

Kinematyka odnosi się do efektu wykonywanego ruchu, bez uwzględniania sił, które stanowią jego genezę [18]. Stąd, informacja kinematyczna jest informacją o charakterystyce lub o wzorcu wykonanego ruchu. Ten rodzaj informacji obejmuje różne skwantyfikowane miary ruchu, takie jak, położenie ciała w przestrzeni i zmiany pozycji segmentów ciała (komponent przestrzenny) oraz czas i prędkości ruchów (komponent czasowy) a także wzory koordynacji (komponent koordynacyjny) [19]. Podczas, gdy miary kinematyczne są zmiennymi opisującymi charakterystykę ruchu, miary kinetyczne są deskryptorami sił stanowiących źródło zmiennych kinematycznych. Siła mięśniowa (moment siły) i czas, jej generowania są podstawowymi rezultatami działania struktur ośrodkowego układu nerwowego, który organizuje ruch [18]. Informacje zwrotne kinematyczne i kinetyczne tworzone są i przekazywane przez narządy zmysłów. Narząd przedsionkowy informuje o zachowaniu postawy i utrzymaniu równowagi; wrzeczona mięśniowa dostarcza informacji o prędkości ruchu, a organy ścięgliste Golgiego i receptory skóry (mechanoreceptory) informują o sile rozwijanej w różnych częściach mięśni [20]. Narządy zmysłów na poziomie nerwowo-mięśniowym z wykorzystaniem systemu aferentnego, przekazują informację kinematyczną i kinetyczną do rdzenia kręgowego, wywołując na drodze eferentnej reakcje odruchowe [21,22].

Jednym z zewnętrznych symptomów odruchów pochodzących z ośrodkowego układu nerwowego jest zdolność różnicowania kinestetycznego [23,24]. Różnicowanie kinestetyczne, jest jedną ze zdolności motorycznych z grupy koordynacyjnych (informacyjnych), które charakteryzuje precyzyjne postrzeganie siły (percepcja generowanej siły mięśni), czasu i przestrzeni podczas wykonywania czynności ruchowych, uwzględniające najefektywniejsze rozwiązania zadania ruchowego [23,25]. Ta zdolność zależy m.in. od odbierania, analizowania i przetwarzania informacji zwrotnej kinematycznej i kinetycznej (ustawienia kątów w stawach, położenia kończyn względem siebie oraz tułowia, kierunku i szybkości ruchów kończyn oraz generowania siły mięśniowej w celu pokonywania oporów ruchu) [26,27].

Różnicowanie kinestetyczne pozwala na dostosowanie napięć mięśniowych do zmieniających się warunków i używanie różnych poziomów siły mięśniowej, adekwatnie do tych warunków, co często wykorzystuje się w wielu czynnościach ruchowych [28]. Ta zdolność odpowiada też za ekonomizację i precyzję ruchów [29]. Wyniki badań sugerują, że zdolność różnicowania kinestetycznego odgrywa istotną rolę w życiu codziennym [30], w rehabilitacji [31] w rekreacji ruchowej [32,33,34] a także procesie nauczania czynności motorycznych [35,36,37]. Ponadto wrażliwy zmysł kinestetyczny jest szczególnie istotny podczas wykonywania zadań motorycznych w sporcie wyczynowym [38,39].

Szczególne znaczenie ma neuroplastyczność ośrodkowego układu nerwowego [40] przejawiająca się w odczuwaniu oporu odmiennego środowiska np. u pływaczek synchronicznych [41]. Zdolność różnicowania w kontekście np. powtarzalności generowanej siły jest kluczowa w dyscyplinach sportu o charakterze cyklicznym [42,43]. Przykładami są „czucie” wody na powierzchniach napędowych u pływaków [44,45,46,47], czy na powierzchni monopłetwy u pływaków wykorzystujących ją do napędu [28]. Dynamiczne zmiany generowanej siły są istotne w dyscyplinach z użyciem sprzętu sportowego np. „czucie” piłki [48], oczepu [49], rakiety do tenisa stołowego [50], kija golfowego [51] oraz przepływu powietrza u skoczków narciarskich [52], czy krawędzi nart u narciarzy alpejskich [53].

Termin różnicowanie kinestetyczne, jako zdolność do odczuwania ruchów kończyn i ciała, często używa się zamiennie z pojęciami, kinestetyka, zmysł kinestetyczny, pamięć kinestetyczna (mięśniowa), kinestezja, haptyka, czucie kinestetyczne, czucie głębokie, percepcja siły mięśniowej, czy różnicowanie generowanej siły nacisku [54,55,56].

Nauczyciele i trenerzy stosują wiele metod przekazu informacji do uczniów i zawodników, w tym werbalne, wizualne i dźwiękowe [5,57,58,59]. Pewne jest, że odpowiednio przygotowana informacja zewnątrzpochodna (werbalna, wizualna, dźwiękowa) może uzupełniać informacje wewnątrzpochodne (kinematyczne, kinetyczne) [1], a nawet wzmacniać wrażenia pochodzące z intero i eksteroreceptorów [1,60]. Jednak, jak dotąd nie odkryto, jakie rodzaje zewnątrzpochodnych informacji zwrotnych są najbardziej przydatne dla poprawy dokładności generowania siły przez kończyny lub zdolności różnicowania tej siły podczas jej powtarzania ze stopniowo wzrastającą wartością. Poprawa dokładności generowania siły i zdolności do jej różnicowania (różnicowanie kinestetyczne) przy użyciu odpowiedniej zewnątrzpochodnej informacji zwrotnej mogłaby usprawnić proces uczenia się, nauczania i doskonalenia czynności ruchowych, poprawić kontrolę

motoryczną oraz zwiększyć wydajność wykonywanych czynności. Ustalenie, która metoda, werbalna, czy dźwiękowa odpowiada za poprawę dokładności generowania siły i zdolność do różnicowania tej siły, pozwoliłoby nauczycielom wychowania fizycznego i trenerom na stosowanie właściwych metod w codziennej praktyce. Prezentowane rozważania podkreślają nowatorski charakter tych badań, które mogą okazać się alternatywą dla praktyki wychowania fizycznego, czy sportu.

## CEL

Celem badań była ocena dokładności generowania siły przez kończyny oraz identyfikacja zdolności do jej różnicowania podczas powtarzania ze stopniowo wzrastającą wartością, w odpowiedzi na różnego rodzaju zewnętrzne informacje zwrotne. Postawiono następujące pytanie badawcze: jak zmienia się dokładność generowania siły i zdolności różnicowania generowanej siły w odpowiedzi na zewnętrzną informację zwrotną, werbalną i niewerbalną o zmieniającym się natężeniu?

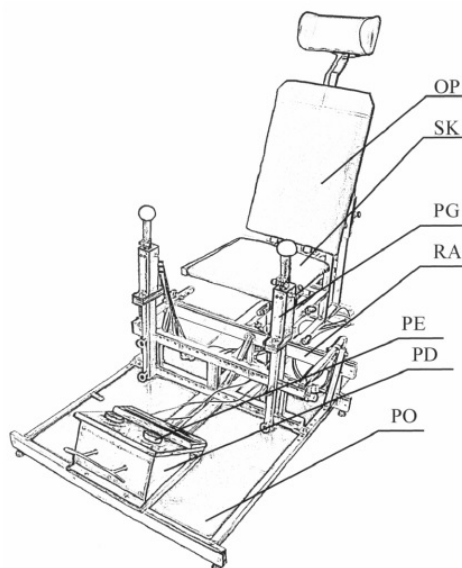
## MATERIAŁ I METODY

### UCZESTNICY

W badaniach uczestniczyło dziewiętnaścioro zdrowych i aktywnych fizycznie osób (w tym 12 dziewcząt i 7 chłopców) w wieku  $12.82 \pm 0.34$  lat (V2.64%), o wysokości ciała  $157.05 \pm 9.02$  cm (V5.74%), masie ciała  $44.89 \pm 7.89$  kg (V17.33%) i BMI  $28.58 \text{ kg} \cdot \text{m}^{-2}$  (V11.50%). Niski współczynnik zmienności (V) potwierdził jednorodność somatyczną badanych [61]. Badani zostali zaznajomieni z celem eksperymentu i procedurami protokołu testowego oraz wyrazili wolę uczestnictwa w nim. Rodzice/opiekunowie uczestników zaakceptowali ich udział w badaniach, podpisując formularz zgody. Metodologia prowadzonego eksperymentu została zatwierdzona przez Uczelnianą Komisję Etyki Badań (zgoda nr 16/2019) zgodnie ze standardami etycznymi Deklaracji Helsińskiej.

### PROCEDURA BADAŃ

Zadaniem uczestników było wykonywanie podstawowych ruchów – pchania i ciągnięcia dźwigni urządzenia prawą i lewą kończyną górną oraz analogicznie dla kończyn dolnych – naciskanie na pedały. Urządzenie pomiarowe, zwane kinestezjometrem (Rysunek 1), z tensometrami umieszczonymi w jego dźwigniach, służy do pomiaru momentu siły powstałego w wyniku ruchu kończyną. System pomiarowy zamontowany na regulowanym krześle o metalowym szkieletcie, został skalibrowany w zakresie obciążeń o masie 1kg, 5kg i 10kg. Urządzenie, wpisane do rejestru Urzędu Patentowego (nr patentu PL 213 505 B1) poddano walidacji i uznano za narzędzie diagnostyczne [62].



Rys.1 Kinestezjometr do pomiaru dokładności generowania siły kończyn górnych i dolnych [62].

OP – oparcie krzesła; SK – siedzisko krzesła; PG – platforma do badań kończyn górnych; RA – rama; PE – pedały; PD – platforma do badań kończyn dolnych; PO – podstawa platform.

Przedmiotem badań była dokładność i zdolność do różnicowania siły kończyn podczas jej cyklicznego generowania przy stopniowo wzrastającej wartości w kolejnych powtórzeniach. Uczestnicy siedzieli na kinestezjometrze bez oparcia. Brak dodatkowych punktów podparcia uniemożliwiał przekaz dodatkowych informacji zwrotnych z eksteroreceptorów do kory mózgowej, odpowiedzialnej za czucie skórne, co mogłoby mieć wpływ na wyniki badań [62,63].

Dokładność generowania siły prawą i lewą kończyną górną mierzono u każdego uczestnika podczas czynności operowania w przód i w tył dźwigni trzymaną jedną ręką. Ramię tej kończyny miało kontakt z tułowiem, aby ruch był

wykonywany w płaszczyźnie strzałkowej. Druga dłoń była oparta na udzie kończyny dolnej. Dokładność generowania siły prawą i lewą kończyną dolną mierzono poprzez nacisk na pedał, wywołany ruchem stopy tylko w płaszczyźnie strzałkowej (kolana obu nóg dotykały się wzajemnie). Pedał umiejscowiony był ukośnie względem podstawy kinestezjometru (tworząc warunki utrzymania kąta prostego pomiędzy stopą i podudziem). W czasie testu ramiona pozostawały skrzyżowane na klatce piersiowej. Procedurę oparto o zatwierdzony protokół testowy [64].

Przed przystąpieniem do testów uczestnicy zostali zapoznani z urządzeniem i przebiegiem eksperymentu. Następnie poproszono ich o wyzwolenie maksymalnej siły na kinestezjometrze. Każdy z badanych wykonał wyżej opisane ruchy w następującej kolejności: pchanie prawą kończyną górną (RU\_PUSH), ciągnięcie prawą kończyną górną (RU\_PULL), pchanie lewą kończyną górną (LU\_PUSH), ciągnięcie lewą kończyną górną (LU\_PULL), - naciskanie prawą kończyną dolną (RL\_PRESS) i naciskanie lewą kończyną dolną (LL\_PRESS).

W sesji eksperymentalnej uczestnicy wykonali kolejno pięć prób (RU\_PUSH, RU\_PULL, LU\_PUSH, LU\_PULL, RL\_PRESS, LL\_PRESS). W pierwszej próbie zadano wygenerowanie 50% siły maksymalnej siły ( $T_1 = 50\%$ ). W każdym kolejnym powtórzeniu siła była proporcjonalnie zwiększana:  $T_2 50\% + 10\%$ ;  $T_3 60\% + 10\%$ ;  $T_4 70\% + 10\%$ ;  $T_5 80\% + 10\%$ . We wszystkich próbach uczestnicy wykonywali ciągnięcie, pchanie lub naciskanie przez jedną sekundę. Każde kolejne powtórzenie było oddzielone 4-sekundową przerwą. Pomiędzy badaniami każdej kończyny zapewniono 5-minutową przerwę restrytycyjną.

W każdej z wymienionych prób, badano dokładność cyklicznego generowania siły za pomocą kończyn w odpowiedzi na różnego rodzaju zewnętrzne pochodne informacje zwrotne: 1) brak informacji zwrotnej (NF); 2) dźwiękowa informacja zwrotna (SF) i 3) werbalna informacja zwrotna (VF). Uważa się, że informacja zwrotna dotycząca jakościowej i ilościowej oceny wykonania ruchu, jest jednym z najważniejszych czynników kierujących procesem uczenia się umiejętności motorycznych [5].

W pierwszej próbie (NF) częstotliwość ruchów w kolejnych powtórzeniach była dowolna. W drugiej próbie (SF) badani usłyszeli pięć 2-sekundowych dźwięków cyfrowych (pojedyncza nuta fortepianu), wygenerowanych przez oprogramowanie komputera Ableton Live 10.0.6 (Ableton, Niemcy) z częstotliwością próbkowania 1 sygnał/4 sekundy. Natężenie dźwięku wzrastało w zakresie 20 dB o 5 dB każdym kolejnym sygnale. W trzeciej próbie (VF) oprogramowanie komputera Ableton Live 10.0.6 (Ableton, Niemcy) odtwarzało plik dźwiękowy, w którym osoba mówiąca w ojczystym języku uczestników, wypowiadała cyfry, od 1 do 5. Natężenie dźwięku każdej kolejnej cyfry również wzrasta o 5 dB przy tej samej częstotliwości emisji sygnału.

Warunki informacji zwrotnej (dźwiękowe i werbalne) ze zmieniającym się (rosnącym) natężeniem dźwięku pomagały uczestnikom dostosować generowaną siłę do wymogów kolejnych prób. Zatem, siła zarejestrowana przez kinestezjometr była odpowiedzią motoryczną uczestnika badań na otrzymywaną przez niego informację zwrotną.

Test retencyjny (R) przeprowadzono 10 minut po zakończeniu zasadniczych prób w tej samej kolejności. Test retencyjny (R) zwykle obejmuje ponowne badanie osób wykonujących to samo zadanie lub w tych samych warunkach [65]. Za Schmid i wsp. [66] przyjęto, że wyniki testu wskażą poziom trwałości nabytej zdolności do wykonania ruchu (nawyk motoryczny). Jeśli wynik testu retencji jest podobny do wyniku uzyskanego bezpośrednio po zakończeniu prób eksperymentalnych, można przypuszczać, że nie nastąpiła utrata pamięci motorycznej. Jeśli wyniki testu retencji są niskie, można podejrzewać, że nastąpiła utrata pamięci motorycznej.

Wartości siły rejestrowane przez czujnik tensometryczny były zamieniane na sygnał elektryczny, który był wzmacniany i przetwarzany, a następnie rejestrowany w komputerze. Dane wyjściowe w postaci szeregów czasowych sił reakcji kinestezjometru, reprezentowały wrażliwość układu sensorycznego w obszarze dokładności generowania siły przez kończyny oraz zdolność do różnicowania tej siły podczas jej cyklicznego (stopniowo narastającego) powtarzania w odpowiedzi na różnego rodzaju zewnętrzne pochodne informacje zwrotne.

Założono, iż rejestrowana zmiana wartości siły generowanej w każdej pojedynczej próbie stanowi informację o dokładności generowanej siły, zaś tego procesu w każdym kolejnym powtórzeniu (z wzrastającą siłą) stanowi informację o zdolności do różnicowania generowanej siły.

Stąd, wzięto pod uwagę różnice pomiędzy kolejnymi powtórzeniami ( $T_2-T_1$ ,  $T_3-T_2$ ,  $T_4-T_3$ ,  $T_5-T_4$ ). Dla tych czterech zmiennych (różnic) wykorzystano statystykę nieobciążonego estymatora wariancji, co wyrażono wzorem 1:

$$s^2 = \frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2 \quad (1)$$

gdzie  
 $\bar{x}$  jest średnią z próby (2)

$$\bar{x} = \frac{\sum_{i=1}^n x_i}{n} \quad (2)$$

W kolejnym kroku utworzono autorski indeks, zestawiający z sobą zmienność różnic siły w poszczególnych pięciu powtórzeniach, który nazwano wskaźnikiem dokładności generowanej siły  $FPA_{Index}$ . Zatem dla jednej osoby otrzymano cztery wartości wskaźnika dokładności generowanej siły (po jednym dla każdego testu) w postaci wzoru (3):

$$FPA_{Index} = \frac{1}{3} \sum_{i=1}^4 (T_{i+1} - T_i - \bar{T}) [N] \quad (3)$$

gdzie  
 $T$  jest kolejnym powtórzeniem w zadaniu.

Ten autorski wskaźnik wylicza różnice w wartościach liczbowych przyrostu siły generowanej w kolejnych powtórzeniach  $T_2-T_1$ ,  $T_3-T_2$ ,  $T_4-T_3$  i  $T_5-T_4$ . Stąd, im niższa wartość wskaźnika FPA, tym wyższa zdolność dokontrolowania dokładności generowania siły, a w kontekście jej wymuszonej procedurą badawczą narastającej zmiany - tym lepsza zdolność do różnicowania kinestetycznego. W celach porównawczych utworzono skalę punktową odzwierciedlającą wartość wskaźnika dokładności generowania siły  $FPA_{Index}$ . Najniższej wartości wskaźnika przyporządkowano wartość jednego punktu,

a najwyższej - czterech punktów. Tak przetworzone wyniki umożliwiły ocenę wpływu zastosowanych informacji zwrotnych na zdolność różnicowania kinestetycznego w poszczególnych próbach wykonywanych przez badanych.

#### ANALIZY STATYSTYCZNE

W analizach wykorzystano podstawową statystykę opisową z wartościami średniej arytmetycznej, odchylenia standardowego i wariancji. W celu określenia statystycznych różnic zdolności różnicowania generowanej siły w różnych warunkach informacji zwrotnej zastosowano wieloczynnikową analizę wariancji dla prób niezależnych (ANOVA). Do określenia, czy istnieją różnice między parami średnich, zastosowano test Tukeya dla porównań wielokrotnych (HSD). Rozkład normalny danych został oceniony za pomocą testu Shapiro-Wilka (Test Levene'a potwierdził jednorodność wariancji ( $p > 0.05$ )). Analizę ilościową wykonano z uwzględnieniem czterowymiarowego podejścia (alfa, moc, wielkość próby i wielkość efektu) [67]. Analizę wariancji wykonano na poziomie istotności  $\alpha < 0.05$ . Wszystkie obliczenia wykonano za pomocą pakietu oprogramowania Statistica wersja 13.1 (StatSoft, USA) oraz pakietu oprogramowania IBM SPSS Statistics wersja 26 (IBM Inc., USA). Wielkość próby obliczono za pomocą programu do analizy mocy dla testów statystycznych G\*Power 3.1.9.2 (University Kiel, Niemcy) [68] z małą siłą efektu ( $f^2 = 0.29$ ) dla zmiennych w obrębie grup, poziomem alfa=0.05 (poziom ufności 95%), mocą  $1-\beta=0.80$  (80%) i  $\beta=0.2$ . Obliczenie wskazało na całkowitą wielkość próby równą 20.

#### WYNIKI

W tabeli 1 przedstawiono wyniki statystyki podstawowej sił rejestrowanych przez kinestezjometr z uwzględnieniem informacji zwrotnej przekazywanej badanym podczas prób oceniających dokładność cyklicznego generowania siły za pomocą kończyn.

Wyliczenia wskaźnika dokładności generowania siły  $FPA_{\text{index}}$  (Tabela 2) wskazały, że podczas: RU PUSH, PULL i LU PUSH badani wykazali najwyższy poziom dokładności generowanej siły (najniższa wartość wskaźnika) w warunkach braku informacji zwrotnej. Najniższy zaś (najwyższa wartość wskaźnika) w przypadku dostarczania informacji zwrotnej drogą werbalną. W przypadku LU PULL najwyższy poziom dokładności generowanej siły określono także w przypadku prób, w których badani nie otrzymywali informacji zwrotnej, natomiast najniższy poziom dokładności zarejestrowano w warunkach przekazu dźwiękowej informacji zwrotnej. Dla RL PRESS najwyższy poziom dokładności generowanej siły, zaobserwowano w próbach, w których podawano dźwiękową informację zwrotną, natomiast najniższy poziom dokładności określono w teście retencyjnym. Dla LL PRESS najwyższy poziom dokładności generowanej siły zmierzono przy braku informacji zwrotnej, a najniższy poziom dokładności w teście retencyjnym

Wyniki odzwierciedlające w skali punktowej wartość wskaźnika dokładności generowania siły  $FPA_{\text{index}}$  (Tabela 2) wskazały, że badani prezentowali najwyższe zdolności różnicowania poziomu generowanej siły w próbach pozbawionych informacji zwrotnej (1.17 pkt). W próbach, w których dostarczana im była informacja dźwiękowa, wynik był wyższy i wyniósł 2.33 pkt, a w teście retencyjnym 3.17 pkt. Najniższy poziom zdolności różnicowania poziomu generowanej siły odnotowano podczas prób uwzględniających przekaz informacji zwrotnej drogą werbalną (3.33 pkt).

Analiza wariancji ANOVA z porównaniem wielokrotnym, wykonany testem post-hoc Tukeya (HSD) (Tabela 3) wykazała istotnie najniższy ( $p=0.0402$ ) poziom  $FPA_{\text{index}}$  ( $\bar{x}36.12 \pm 18.29$  [N]), tylko dla czynności naciskania lewą kończyną dolną (LL PRESS) w teście retencyjnym, gdy badanym nie dostarczano informacji zwrotnej. Porównania wartości  $FPA_{\text{index}}$  wyznaczonych dla prób wykonywanych w symulowanych warunkach organizacji przekazu informacji zwrotnej, nie wykazały żadnych innych zmian.

Wartości średniej arytmetycznej ( $\bar{x}$ ), odchylenia standardowego ( $\pm$ ) oraz różnic pomiędzy próbami ( $\Delta$ ) sił rejestrowanych przez kinestezjometr [N], z uwzględnieniem informacji zwrotnej (brak informacji zwrotnej (NF); dźwiękowa informacja zwrotna (SF); werbalna informacja zwrotna (VF) i test retencyjny (R)), przekazywanej badanym podczas prób oceniających dokładność cyklicznego generowania siły za pomocą kończyn.

Czynność	Warunek																			
	Bez informacji					Informacja dźwiękowa					Informacja werbalna					Retencja				
	Próba					Próba					Próba					Próba				
	1	2	3	4	5	1	2	3	4	5	1	2	3	4	5	1	2	3	4	5
RU_PUSH	63.78	77.29	89.40	97.93	106.50	64.63	79.69	93.08	102.84	117.52	47.96	63.22	74.20	89.56	101.49	62.36	74.47	88.98	102.43	122.42
RU_PULL	65.58	92.47	109.89	115.74	134.68	77.32	96.84	117.42	133.95	156.79	63.74	84.42	95.89	111.53	123.21	68.63	87.16	108.21	133.42	153.95
LU_PUSH	68.84	87.47	99.63	106.16	114.63	60.37	78.63	95.00	107.37	125.74	48.21	68.84	82.42	92.58	105.84	70.58	81.47	100.37	118.74	129.21
LU_PULL	74.21	89.84	103.74	117.84	130.32	78.53	100.32	108.05	126.95	146.68	64.63	81.79	100.95	119.58	139.21	85.32	106.26	122.26	137.84	148.79
RL_PRESS	76.21	96.68	114.53	128.89	133.11	87.32	108.16	123.05	146.53	157.84	78.53	92.68	110.32	127.00	135.89	90.53	114.26	133.63	145.47	154.47
LL_PRESS	79.16	95.16	104.89	116.58	124.42	71.47	95.95	112.89	118.37	146.79	82.89	100.00	121.42	133.00	128.84	84.84	114.42	113.89	133.11	149.74
$\bar{x}$	71,30	89,82	103,68	113,86	123,94	73,27	93,26	108,25	122,67	141,89	64,33	81,83	97,53	112,21	122,42	77,04	96,34	111,23	128,50	143,10
$\pm$	6,16	7,00	8,69	10,64	11,23	9,85	11,75	12,09	16,50	16,60	14,66	13,92	17,44	17,91	15,61	11,31	17,49	15,83	15,46	13,74
$\Delta$	18,52	13,86	10,18	10,09	-	19,99	14,98	14,42	19,23	-	17,50	15,71	14,67	10,21	-	19,30	14,88	17,28	14,59	-

U – kończyna górna, L – kończyna dolna, R – prawa, L – lewa  
 PUSH – pchanie, PULL – ciągnięcie, PRESS – nacisk

Wartości średniej arytmetycznej ( $\bar{x}$ ) i odchylenia standardowego ( $\pm$ ) wskaźnika dokładności generowanej siły  $FPA_{index}$  [N] z podporządkowanymi im wartościami punktowymi (*pkt.*) kwatyfikującymi zdolność różnicowania kinestetycznego siły generowanej kończynami z uwzględnieniem informacji zwrotnej (brak informacji zwrotnej (NF); dźwiękowa informacja zwrotna (SF); werbalna informacja zwrotna (VF) i test retencyjny (R)), przekazywanej badanym podczas prób.

Czynność	Warunek				
	NF	SF	VF	R	
RU_PUSH	$\bar{x}$	10.58	12.00	13.00	12.83
	$\pm$	5.60	7.84	9.67	11.97
	pkt.	1	2	4	3
RU_PULL	$\bar{x}$	17.17	18.87	21.84	19.39
	$\pm$	8.99	9.95	12.23	10.80
	pkt.	1	2	4	3
LU_PUSH	$\bar{x}$	14.88	15.73	17.95	17.28
	$\pm$	11.34	10.29	9.32	12.28
	pkt.	1	2	4	3
LU_PULL	$\bar{x}$	12.39	16.27	16.21	14.44
	$\pm$	5.08	8.74	8.32	9.09
	pkt.	1	4	3	2
RL_PRESS	$\bar{x}$	23.92	21.35	25.45	32.53
	$\pm$	15.98	16.10	12.49	22.01
	pkt.	2	1	3	4
LL_PRESS	$\bar{x}$	21.52	34.70	25.98	36.12
	$\pm$	9.84	20.96	15.02	18.29
	pkt.	1	3	2	4
	$\bar{x}$ pkt.	1.17	2.33	3.33	3.17

U – kończyna górna, L – kończyna dolna, R – prawa, L – lewa  
 NF – bez informacji, SF – informacja dźwiękowa, VF – informacja werbalna, R – retencja



Wyniki testu ANOVA ( $p$ ) z wielokrotnymi pomiarami post-hoc Tukey'a (HSD) dla wskaźnika dokładności generowanej siły  $FPA_{index}$  w czterech warunkach informacji zwrotnej (brak informacji zwrotnej (NF); dźwiękowa informacja zwrotna (SF); werbalna informacja zwrotna (VF) i test retencyjny (R)), przekazywanej badanym podczas prób.

Warunek	Czynność																							
	RU_PUSH				RU_PULL				LU_PUSH				LU_PULL				RL_PRESS				LL_PRESS			
	NF	SF	VF	R	NF	SF	VF	R	NF	SF	VF	R	NF	SF	VF	R	NF	SF	VF	R	NF	SF	VF	R
NF	-	0.963	0.843	0.870	-	0.959	0.526	0.916	-	0.995	0.820	0.904	-	0.441	0.455	0.857	-	0.966	0.992	0.406	-	0.076	0.840	0.040*
SF			0.986	0.992			0.822	0.998			0.922	0.971			1.000	0.893			0.879	0.187			0.371	0.993
VF				0.999				0.890				0.997				0.902				0.576				0.242
R				-				-				-				-				-				-

U – kończyzna górna, L – kończyzna dolna, R – prawa, L – lewa

NF – bez informacji, SF – informacja dźwiękowa, VF – informacja werbalna, R – retencja

\* różnica istotna statystycznie ( $p < 0.05$ )



## DYSKUSJA

Klasyczne teorie kontroli motorycznej zakładają, że informacje zwrotne (zewnątrzpochodne i wewnątrzpochodne) wpływają jakościowe i ilościowe przejawy ruchu oraz odgrywają znaczącą rolę w nabywaniu i doskonaleniu czynności motorycznych [69]. Uznaje się, że werbalne informacje zwrotne są ważnym elementem usprawniania działań ruchowych i według niektórych autorów są najskuteczniejszą formą informacji [7,60]. Dźwiękowe informacje zwrotne wykorzystuje się także w procesach nabywania i doskonalenia czynności motorycznych [12,13]. Równie szeroko opisywana jest rola wizualnej informacji zwrotnej w tych procesach [70,71]. Istnieje zatem wiele prac poświęconych problematyce informacji zwrotnej w nauczaniu i uczeniu się motorycznym, ale brak jest jednoznacznych dowodów dokumentujących przewagę jednych form przekazu informacji nad, drugimi. Wiadomo, że zewnątrzpochodne informacje zwrotne uzupełniają wewnątrzpochodne informacje zwrotne, a te, pochodzące z narządów zmysłów, pełnią znaczącą rolę w kontroli motorycznej, w tym precyzji (dokładności ruchu), czy odczuwaniu wielkości generowanej siły [22,27].

Zdolność różnicowania generowanej siły, jako miara różnicowania kinestetycznego, jest ważna nie tylko w codziennym życiu (np. chwytanie, ściskanie), ale także podczas aktywności ruchowej (np. kopnięcie piłki przez piłkarza, rzut piłką przez koszykarza, czy „chwyt wody” u pływaka). Właściwe odczuwanie siły często warunkuje dokładność wykonania zadania i pełni decydującą rolę w osiąganiu pożądaných wyników sportowych [22]. Dlatego poszukiwanie metod i narzędzi wspomagających doskonalenie dokładności generowania siły i zdolności jej różnicowania jest interesującym problemem naukowym. W aktualnym piśmiennictwie nie znaleziono prac eksperymentalnych opartych na porównaniu wpływu zwrotnej informacji werbalnej lub dźwiękowej na poprawę dokładności generowania siły i zdolności różnicowania kinestetycznego. Sygnalizuje to potrzebę podejmowania badań w tym kierunku. Wiedza na temat wpływu różnych form przekazu zewnątrzpochodnej informacji zwrotnej na skuteczność wykonania czynności motorycznych, przez pryzmat dokładności generowania siły i jej różnicowania kinestetycznego mogłaby przynieść bezpośrednie korzyści w kontrolowaniu zewnętrznych przejawów ruchu (w kontroli motorycznej). Stąd, w tej pracy podjęliśmy próbę zbadania, w jaki sposób dokładność generowania siły i zdolność do jej różnicowania zmienia się podczas wykonywania prostych ruchów kończynami z proporcjonalnie narastającą siłą, pod wpływem różnych form zewnątrzpochodnej informacji zwrotnej (brak informacji, informacja dźwiękowa, informacja werbalna). Ta idea powstała na bazie dokonań Docherty i Arnold [29], Błacha [25] oraz Mustafa i wsp. [31], dla których zdolność do odwzorowania dokładnej wielkości sił kończynami górnymi i dolnymi w warunkach statycznych była miarą różnicowania kinestetycznego.

Wyniki wskazały (Tabela 2 i 3), że informacja werbalna i dźwiękowa nie wpływają istotnie na dokładność generowanej siły i umiejętności jej różnicowania. Wyniki te jednak można zaakceptować, szczególnie w odniesieniu do braku spójności innych dowodów w rozpatrywanej kwestii. Takeuchi [12]; Sigrist i wsp. [13] mieli podobne wątpliwości, co do określenia najskuteczniejszych form informacji zwrotnej, które mogą poprawić kontrolę motoryczną. Wynikały one z mnogości zmiennych zakłócających, które wpływają na wykonanie czynności ruchowej (w tym ilości i częstotliwości informacji zwrotnej oraz typu wykonywanych zadań motorycznych). Argumenty tłumaczące obiektywny wymiar wyników uzyskanych w tej pracy można znaleźć w teorii kontroli motorycznej.

Z fizjologicznego punktu widzenia siła mięśni zależy od liczby pobudzonych w nich jednostek motorycznych, która jest determinowana liczbą zaangażowanych motoneuronów. Zależy także od rzeczywistej długości mięśni i tempa zmiany tej długości (prędkości) [72]. Ponadto neurony te, odbierają sygnały z mózgu (kontrolera) oraz z obwodowych zakończeń sensorycznych (receptorów). Obwodowe receptory skóry, stawów i receptory znajdujące się w mięśniach sygnalizują o długości, prędkości i sile mięśni. [72]. Najbardziej aktywnymi receptorami, które monitorują napięcie mięśniowe są narządy ścięgniste Golgiego, znajdujące się na końcach włókien mięśniowych [22]. Większość narządów ścięgnistych Golgiego sygnalizuje napięcie w wybranej grupie jednostek motorycznych i można je uznać za regionalne czujniki napięcia, wysyłające sygnały kontrolne do kory mózgowej [73]. Stąd, aby zapewnić ruch z odpowiednią siłą, obwodowy organ kontrolujący musi wziąć pod uwagę informacje (z receptorów) i wytworzyć oczekiwany wynik (właściwą wartość siły mięśniowej) [72]. Na tej podstawie można sądzić, że informacje proprioreceptywne (kinematyczne i kinetyczne), uczestniczące w tworzeniu oczekiwanej wartości długości i prędkości zmian długości mięśni mogą być uzupełniane przez zewnątrzpochodne informacje zwrotne (werbalne i dźwiękowe).

W niniejszych badaniach czynności wykonywane podczas prób (ciągnięcie, pchanie i naciskanie) były zadaniami trwającymi krótko (1 sekunda), w których procesy programowania w systemie otwartej pętli są silnie zaangażowane, a precyzyjne sterowanie czynnością motoryczną jest bardzo zaburzone [69,74,75]. Dlatego kontrola motoryczna najprawdopodobniej opierała się na ogólnym (wcześniej nabytym) programie motorycznym i była wykonywana z wyprzedzeniem (przed przetworzeniem jakichkolwiek informacji sensorycznych). Wprawdzie istnieją dowody, że sprzężenie zwrotne (procesy zamkniętej pętli) może występować w czynnościach trwających około 1 sekundy [76], ale zadania w zamkniętych, stabilnych i przewidywalnych środowiskach są zwykle wykonywane z wyprzedzeniem. Stąd, wydaje się uzasadnioną sugestią, że wykonywane w badaniach zadania z były oparte na procesach otwartej pętli sprzężenia zwrotnego, w których zewnątrzpochodne informacje zwrotne nie są zaangażowane do kontroli czynności ruchowej. Przypuszczenie to jest spójne z wynikami Gritsenko i wsp. [77], który podaje, że przewidywanie zmiany pozycji czy wartości siły podczas ruchu odbywa się na podstawie kopii efektorowej, która łączy się z sensorycznymi sygnałami zwrotnymi, opóźnionymi o czas ich przewodzenia i przetwarzania. Krótki czas ruchów (1 sekunda) mógł uniemożliwić przetworzenie dodatkowych zewnątrzpochodnych informacji zwrotnych (werbalnej/dźwiękowej).

Zaobserwowany w teście retencyjnym istotnie najniższy poziom zdolności różnicowania kinestetycznego w czynności naciskania lewą kończyną dolną (Tabela 3), mógł być spowodowany wcześniej wykonywanymi próbami z zewnątrzpochodną informacją, werbalną i dźwiękową. Stąd, choć są to tylko przypuszczenia, werbalna i dźwiękowa informacja zwrotna mogła mieć niekorzystny wpływ na poziom zdolności różnicowania generowanej siły. Potwierdzają to badania Schmidt, Wulf [76], w których równocześnie przekazywane informacje zwrotne znacznie poprawiły wydajność ruchów, ale pogorszyły jego wykonanie w teście retencyjnym, kiedy informacja zwrotna nie była dostarczana.

W świetle dotychczasowej dyskusji staje się jasne, że wyniki tych badań należy interpretować ostrożnie, przyjmując oczywiste ograniczenia metodologiczne. Badania zostały przeprowadzone na grupie dzieci, a jak dotychczas nie sprawdzono, jak stosowane różnego rodzaju informacje zwrotne wpływają na dokładność generowania siły i na zdolności różnicowania kinestetycznego w tej grupie wiekowej. Ponadto, 2-sekundowe sygnały dźwiękowe i werbalne o narastającym co 5dB natężeniu mogły stanowić zbyt mały bodziec, aby wywołać spodziewane efekty. Ruchy wykonywane podczas prób trwały 1 sekundę, a zatem towarzyszące im procesy programowania oparte były prawdopodobnie na systemie pętli otwartej, bez uwzględnienia korekty błędów (system bez informacji zwrotnej). Również, wybór interwału czasowego (4 sekundy) między powtórzeniami nie został zweryfikowany. Dodatkowo, ze względu na zbyt krótki okres interwału czasowego od ostatniej próby do wykonania testu retencyjnego (10 minut) mogliśmy nie w pełni ocenić trwałość zdolności generowania siły przez kończyny. Ponadto, ze względu na to, że test pamięci motorycznej (test retencyjny) jest testem, w którym badani wykonują czynności ruchowe, jest on podatny na wpływ zmiennych pośredniczących. W związku z tym, może się zdarzyć, że wyniki testu retencyjnego są słabsze z jakiegoś tymczasowego powodu (zmęczenie, niepokój) lub problemu z procesami wyszukiwania z pamięci motorycznej właściwego rozwiązania. Na tej podstawie można niesłusznie stwierdzić, że nastąpiła utrata pamięci motorycznej [66]. Nie sprawdzono także, jak przekazywane informacje zwrotne mogą wpływać na dokładność generowania siły i na zdolności różnicowania kinestetycznego podczas wykonywania bardziej złożonych czynności ruchowych, aniżeli pchanie, ciągnięcie i naciskanie. W końcu nie określono preferowanej modalności sensorycznej, która jest podstawową reprezentacją zmysłową, mogącą istotnie wpływać na odbiór przekazywanych informacji zwrotnych przez wykonawców czynności motorycznych.

Ponieważ wiele pytań dotyczących zdolności do dokładnego generowania siły i zdolności do jej różnicowania pozostaje bez odpowiedzi, konieczne są kolejne eksperymenty. Ze względu na wieloaspektowy charakter podejmowanego problemu, z pewnością dalsze badania powinny uwzględniać aspekty dotyczące motorycznej kontroli siły mięśniowej, regulacji ruchem przez proprioreceptywne informacje zwrotne (kinematyczne i kinetyczne) oraz znaczenia zewnątrzpochodnych informacji zwrotnych w tych procesach. W przyszłych badaniach należy także wziąć pod uwagę wskazane wcześniej ograniczenia. Uzyskane wyniki mogą jednak służyć jako punkt odniesienia dla przyszłych eksperymentów.

## WNIOSKI

Wyniki niniejszych badań pokazały, że werbalne i dźwiękowe zewnątrzpochodne informacje zwrotne nie mają wpływu na dokładność wytwarzania siły kończynami górnymi i dolnymi i na zdolność do jej różnicowania podczas wykonywania ruchów prostych wśród dzieci. Statystycznie potwierdzono jedynie, istotnie najniższy poziom dokładności generowanej siły tylko dla czynności naciskania lewą kończyną dolną w teście retencyjnym, gdy badanym nie dostarczano informacji zwrotnej.

Choć są to tylko przypuszczenia, sądzimy, że w przebiegu eksperymentu istniały ograniczenia mogące zaburzać przetwarzanie informacji i jednocześnie negatywnie wpływać na dokładność ruchów przejawiającą się w dokładności generowanej siły a także na trwałość zdolności do jej różnicowania. Stąd, na bazie doświadczeń wypływających z niniejszych badań należy kontynuować poszukiwania metod, form i środków przekazu zewnątrzpochodnych informacji zwrotnych, gdyż mogą one służyć podniesieniu poziomu różnicowania kinestetycznego. Lepsze zrozumienie uwarunkowań sprzyjających kształtowaniu zdolności do dokładnego generowania siły i jej różnicowania, może bowiem poprawić kontrolę wykonywanego ruchu.

## LITERATURA

- Schmidt RA, Lee TD. Motor learning and performance. A situation-based learning approach. 5th edition. Champaign, Illinois: Human Kinetics; 2013;
- Magill RA. Augmented feedback in skill acquisition. In: Singer RN, Murphey M, Tennant LK. Eds. Handbook on Research in Sport Psychology. Macmillan: New York; 1993; 193-212;
- Latasch M. Fundamentals of motor control. 1st Edition. San Diego, USA: Academic Press, Elsevier; 2012;
- Lee T, Swinnen S, Serrien J. Cognitive effort and motor learning. Quest 1994; 46: 328-344;
- Young DE, Schmidt RA. Augmented kinematic feedback for motor learning. Journal of Motor Behavior 1992; 24(3): 261-273;
- More KG, Franks IM. Analysis and modification of verbal coaching behaviour: the usefulness of a data-driven intervention strategy. Journal of Sports Sciences 1996; 14: 523-543;
- Landin D. The role of verbal cues in skill learning. Quest 1996; 46: 299-313;
- Chiviacowsky S, Wulf G. Feedback after good trials enhances learning. Research Quarterly for Exercise and Sport 2007; 78: 40-47, DOI: 10.1080/02701367.2007.10599402;
- Sharma DA, Chevidikunnan MF, Khan FR, Gaowgzeh RA. Effectiveness of knowledge of result and knowledge of performance in the learning of a skilled motor activity by healthy young adults. Journal of Physical Therapy Science 2016; 28(5): 1482-1486 DOI: 10.1589/jpts.28.1482;
- Takeuchi T. Auditory information in playing tennis. Perceptual and Motor Skills 1993; 76: 1323-1328;
- Sigrist R, Rauter G, Riener R, Wolf P. Augmented visual, auditory, haptic, and multimodal feedback in motor learning: A review. Psychonomic Bulletin & Review 2013; 20: 21-53 DOI: 10.3758/s13423-012-0333-8;
- Proteau L. Visual afferent information dominates other sources of afferent information during mixed practice of a video-aiming task. Experimental Brain Research 2005; 161: 441-456;
- Pérez P, Llana S, Brizuela G, Encarnación A. Effects of three feedback conditions on aerobic swim speeds. Journal of Sports Science and Medicine 2009; 8: 30-36;
- Kiemel T, Oie KS, Jeka JJ. Multisensory Fusion and the stochastic structure of postural sway. Biological Cybernetics 2002; 87: 262-277;
- Soto-Faraco S, Kingstone A, Spence C. Multisensory contributions to the perception of motion. Neuropsychologia 2003; 41: 1847-1862 DOI: 10.1016/S0028-3932(03)00185-4;
- Calvert GA, Spence C, Stein BE. Eds. The Handbook of multisensory processes. Cambridge, MA, USA: MIT Press; 2004;
- Enoka RM. Neuromechanics of Human Movement. 5th Edition. Urbana, IL: Human Kinetic; 2002;
- Zatsiorsky VM. Kinematics of human motion. Champaign, Illinois: Human Kinetics; 1998;
- Rucci JA, Tomporowski PD. Three types of kinematic feedback and the execution of the hang power clean. Journal of Strength & Conditioning Research 2010; 24(3): 771-778 DOI: 10.1519/JSC.0b013e3181cbab96;
- Carp JS, Wolpaw JR. Motor neurons and spinal control of movement. eLS 2010, DOI: 10.1002/9780470015902.a0000156.pub2;
- Dounskaia N. Control of human limb movements: The leading joint hypothesis and its practical applications. Exercise and Sport Sciences Reviews 2010; 38(4), 201-208, DOI <https://doi.org/10.1097/JES.0b013e3181f45194>;

22. Proske U, Gandevia CS. The proprioceptive senses: their roles in signaling body shape, body position and movement, and muscle force. *Physiological Reviews* 2012; 92: 1651-1697;
23. Meinel K, Schnabel G. *Bewegungslehre - Sportmotorik: Abriss einer Theorie der sportlichen Motorik unter pädagogischem Aspekt*. Berlin: Sportverlag; 1998 German [Kinematics - motor skills: Schema of theory of motor skills at pedagogical aspect];
24. Zatoń M, Błacha R, Jastrzębska A, Słonina K. Repeatability of pressure force during elbow flexion and extension before and after exercise. *Human Movement* 2009; 10(2): 137-143;
25. Błacha R. Powtarzalność napięć izometrycznych mięśni jako miara zdolności różnicowania kinestetycznego. *Studia i Monografie AWF we Wrocławiu*. Wrocław: AWF Wrocław; 2013: 112 Polish [Repeatability of isometric muscle tension as a way to measure kinesthetic differentiation ability];
26. Ernst MO, Banks MS. Humans integrate visual and haptic information in a statistically optimal fashion. *Nature* 2002; 415(6870): 429-433;
27. Pinzona D, Vegar B, Sanchez YP, Zheng B. Skill learning from kinesthetic feedback. *American Journal of Surgery* 2017; 214(4): 721-725;
28. Rejman M, Klarowicz A, Zatoń K. An evaluation of kinesthetic differentiation ability in monofin swimmers. *Human Movement* 2012; 13(1): 8-15 DOI: 10.2478/v10038-011-0048-0;
29. Docherty CL, Arnold BL. Force sense deficits in functionally unstable ankles. *Journal of Orthopaedic Research* 2008; 26(11): 1489-1493, DOI: 10.1002/jor.20682;
30. Lee-Valkov PM, Aaron DH, Eladounikdachi F, Thornby J, Netscher DT. Measuring normal hand dexterity values in normal 3-, 4-, and 5-year-old children and their relationship with grip and pinch strength. *Journal of Hand Therapy* 2003; 16(1): 22-28 DOI: 10.1016/s0894-1130(03)80020-0;
31. Mustafa K, Furmanek MP, Knapik A, Bacik B, Juras G. The Impact of the Swedish Massage on the Kinesthetic Differentiation in Healthy Individuals. *International Journal of Therapeutic Massage & Bodywork* 2015; 8(1): 2-11;
32. Klarowicz A, Zatoń K, Albiński P, Rejman M. Zmiany zdolności różnicowania kinestetycznego w trakcie realizacji programu pływania zdrowotnego u studentów AWF we Wrocławiu. *Annales Universitatis Mariae Curie-Skłodowska Sect.D Med* 2006b; 60, 16, 3, (291), 258-261;
33. Błacha R, Zatoń K, Piwowarczyk P, Jastrzębska A, Szczepan S. Repeatability of force production as a measure of kinesthetic sense in seagoing sailors and recreational sailors. *Human Movement* 2019; 20(2): 57-63, DOI:10.5114/hm.2019.83219;
34. Szczepan S, Błacha R, Brożek T, Zaton K. Seasonal changes in force production accuracy as a measure of kinesthesia in motorcyclists. *Human Movement* 2020; 21(1): 15-21 DOI: <https://doi.org/10.5114/hm.2020.88149>;
35. Zatoń K, Klarowicz A. Metoda oceny poziomu dokładności różnicowania kinestetycznego u dzieci w młodszym wieku szkolnym. In: Bartoszewicz R., Koszczyk T., Nowak A. Eds. *Kontrola i ocena w wychowaniu fizycznym: dydaktyka wychowania fizycznego*. Wrocławskie Towarzystwo Naukowe: Wrocław; 2003b: 347-352;
36. Zatoń M, Zatoń K, Zygadło A. Zmiany zdolności różnicowania kinestetycznego w procesie uczenia się narciarstwa. *Antropomotoryka* 2008b; 18, 44, 37-47;
37. Klarowicz A, Zatoń K, Albiński P. Differences in conscious reception of stimuli from water environment in school children. In: Zatoń K, Jaszczak M. Eds. *Science in Swimming II*. AWF, Wrocław; 2008: 16-22;
38. Hebisz R, Błacha R, Hebisz P, Szczepan S. The relationship between the gross efficiency and the ability to repeat the given pressure force in trained cyclists. *Human Movement* 2019; 20(1): 48-54, DOI: <https://doi.org/10.5114/hm.2019.79217>;
39. Jastrzębska A., Zatoń M., Ochmann B. Physical performance and kinesthetic differentiation ability. *Polish Journal of Environmental Studies* 2006; 15, 2B, 1150-1153;
40. Lundy-Ekman L. *Neuroscience: Fundamentals for rehabilitation*. 3rd edition. St Louis, Missouri: Saunders Elsevier; 2007, 110-112;
41. Cho NMY, Giorgi HP, Liu KPY, Bae YH, Chung LMY, Kaewkaen K, Fong SSM. Proprioception and Flexibility Profiles of Elite Synchronized Swimmers. *Perceptual and Motor Skills* 2017; 124(6): 1151-1163 DOI: 10.1177/0031512517724965;
42. Gandevia SC, McCloskey DI, Burke D. Kinaesthetic signals and muscle contraction. *Trends in Neurosciences* 1992; 15: 62-65;
43. Reiman BL, Lephart SM. The sensorimotor system, part I: The physiologic basis of functional joint stability. *Journal of Athletic Training* 2002; 37: 71-79;
44. Colyer R. *Tactile sensitivity and swimming ability: exteroceptive perception of aquatic stimuli by three levels of college male swimmers*. Unpublished doctoral dissertation, Bloomington, Indiana: Indiana University; 1975;
45. Colwin CM. *Breakthrough Swimming*. Champaign, Illinois: Human Kinetics; 2002;
46. Albiński P, Zatoń K, Klarowicz A. Changes in the level of kinesthetic differentiation in the training process among swimmers between 14 and 18 years of age. *Polish Journal of Environmental Studies* 2006; 15, (5B, 2): 646-650;
47. Jastrzębska A, Ochmann B. Differences in level of kinaesthetic sense between swimmers and non-swimmers. In: Zatoń K, Jaszczak M. Eds. *Science in Swimming II*. AWF, Wrocław; 2008: 9-15;
48. Lees A, Asai T, Andersen TB, Nunome H, Sterzing T. The biomechanics of kicking in soccer: a review. *Journal of Sports Sciences* 2010; 28(8): 805-17 DOI: 10.1080/02640414.2010.481305;
49. Linthorne N, Heys M, Reynolds T, Eckardt N. Attaching mass to the upper arm can increase throw distance in a modified javelin throw. *Acta of Bioengineering and Biomechanics* 2020; 22(2): 55-67;
50. Bańkosz Z. The kinesthetic differentiation ability of table tennis players. *Human Movement* 2012; 13(1): 16-21 DOI:10.2478/v10038-011-0049-z;
51. Sheehan WB, Bower RG, Watsford ML. Physical Determinants of Golf Swing Performance: A Review. *The Journal of Strength & Conditioning Research* 2019; 20. DOI: 10.1519/JSC.0000000000003411;
52. Virmavirta M, Perttunen J, Komi PV. EMG activities and plantar pressures during ski jumping take-off on three different sized hills. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2001; 11: 141-147 DOI: 10.1016/s1050-6411(00)00047-x;
53. Hébert-Losier K, Supej M, Holmberg HC. Biomechanical factors influencing the performance of elite Alpine ski racers. *Sports Medicine* 2014; 44(4): 519-33 DOI: 10.1007/s40279-013-0132-z;
54. Minogue J, Jones MG. Haptics in education: exploring an untapped sensory modality. *Review of Educational Research* 2006; 76(3): 317-348 DOI: <https://doi.org/10.3102/00346543076003317>;
55. Klarowicz A, Zatoń K, Albiński P. Differences in conscious reception of stimuli from water environment in school children participating in rehabilitation swimming program. *Polish Journal of Environmental Studies* 2006; 15, 5B, 2: 643-645;
56. Ebert A, Deller M, Steffen D, Heintz M. "Where Did I Put That?" - Effectiveness of kinesthetic memory in immersive virtual environments. In: Stephanidis C. Eds. *Universal Access in Human-Computer Interaction. Applications and Services*. UAHCI 2009. Lecture Notes in Computer Science. Springer, Berlin, Heidelberg; 2009; 5616: 179-188. DOI: [https://doi.org/10.1007/978-3-642-02713-0\\_19](https://doi.org/10.1007/978-3-642-02713-0_19);
57. Zatoń K, Klarowicz A. Mowa jako czynnik uświadamiający wrażliwość kinestetyczną w procesie nauczania-uczenia się czynności ruchowych w pływaniu. *Człowiek i Ruch* 2003; 2(8): 45-53 Polish [Speech as a factor favouring kinaesthetic awareness in the process of learning swimming skills];
58. Klarowicz A, Groffik B, Rejman M. The modulation of verbal information as a factor stimulating conscious differentiation of kinaesthetic sensations in the aquatic environment. *Baltic Journal of Health and Physical Activity* 2011; 3, 4, 311-324 DOI: 10.2478/v10131-011-0031-3;
59. Zatoń K, Szczepan S. The impact of immediate verbal feedback on the improvement of swimming technique. *Journal of Human Kinetics* 2014; 41: 129-137 DOI: 10.2478/hukin-2014-0042;
60. Zatoń K, Cześniewicz I, Szczepan S. The effect of verbal feedback on biomechanical performance during swimming ergometry. *Human Movement* 2018; 19(1): 3-9 DOI: <https://doi.org/10.5114/hm.2018.73606>;
61. Salkind NJ. *Encyclopedia of Research Design*. Thousand Oaks, California: Sage; 2010;
62. Zatoń M, Błacha R. Sposób pomiaru siły nacisku kończyn człowieka i urządzenie do pomiaru siły nacisku kończyn człowieka. *Bulletin of the Patent Office*; 2008, 4: 16;
63. Błacha R, Jastrzębska A. Accuracy of force repeatability in relation to its value and the subjects' sex. *Human Movement* 2017; 18, 2, 30-37 DOI: 10.1515/humo-2017-0017;
64. Jastrzębska A, Błacha R. Effect of Exhaustive Incremental Treadmill Effort on Force Generation Repeatability in Biathletes. *Journal of Motor Behavior*, 2014; 46, 4: 239-245 DOI: 10.1080/00222895.2014.893979;
65. Seel NM. Eds. *Retention Test*. *Encyclopedia of the Sciences of Learning*. Boston, USA: Springer; 2012, DOI: 10.1007/978-1-4419-1428-6\_2379;
66. Schmidt RA, Lee TD, Winstein CJ, Wulf G, Zelaznik HN. *Motor Control and Learning: A Behavioral Emphasis*. 6th edition. Champaign, Illinois: Human Kinetics; 2018;
67. Thoma JR, Nelson JK, Silverman SJ. *Research methods in physical activity*. 7th edition. Champaign, Illinois: Human Kinetics; 2015: 166-167;



68. Faul F, Erdfelder E, Lang AG, Buchner A. G\*Power 3: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behavior Research Methods* 2007; 39(2): 175-191. DOI: <https://doi.org/10.3758/BF03193146>;
69. Adams JA. A closed-loop theory of motor learning. *Journal of Motor Behavior* 1971; 3(2): 111-149, DOI: 10.1080/00222895.1971.10734898;
70. Proteau L, Carnahan H. What causes specificity of practice in a manual aiming movement: vision dominance or transformation errors? *Journal of Motor Behavior* 2001; 33(3): 226-234;
71. Mackrout I, Proteau L. Is visual-based, online control of manual-aiming movements disturbed when adapting to new movement dynamics? *Vision Research* 2015; 110(Pt B): 223-232;
72. Latash ML, Levin MF, Scholz JP, Schönner G. Motor control theories and their applications. *Medicina (Kaunas)* 2010; 46(6): 382-392;
73. McIntyre AK, Proske U, Rawson JA. Cortical projection of afferent information from tendon organs in the cat. *Journal of Physiology* 1984; 354: 395-406;
74. Keele SW, Posner MI. Processing of visual feedback in rapid movements. *Journal of Experimental Psychology* 1968; 77(1): 155-158, <https://doi.org/10.1037/h0025754>;
75. Ehrlenspiel F, Wei K, Sternad D. Open-loop, closed-loop and compensatory control: performance improvement under pressure in a rhythmic task. *Experimental Brain Research* 2010; 201(4): 729-741, DOI:10.1007/s00221-009-2087-8;
76. Schmidt RA, Wulf G. Continuous concurrent feedback degrades skill learning: implications for training and simulation. *Human Factors* 1997; 39(4): 509-525;
77. Gritsenko V, Krouchev NI, Kalaska JF. Afferent input, efference copy, signal noise, and biases in perception of joint angle during active versus passive elbow movements. *Journal of Neurophysiology* 2007; 98: 1140-1154.

**dr hab. Marek Rejman, prof AWF**

Zakład Pływania, Wydział Wychowania Fizycznego i Sportu  
Akademia Wychowania Fizycznego we Wrocławiu. Ignacego Jana Paderewskiego 35  
51-612 Wrocław  
Tel: +48 71 347 3440, Fax: +48 71 347 3450  
[marek.rejman@awf.wroc.pl](mailto:marek.rejman@awf.wroc.pl)