DOI: 10.24292/01.OT.311219.07

ARTYKUŁ ORYGINALNY

Wpływ miękkich multifokalnych soczewek kontaktowych z wysokimi addycjami na koordynację wzrokowo-ruchową

The influence of soft multifocal contact lenses with high additions on the eye–hand coordination

Katarzyna Przekoracka[1, 2], Krzysztof Michalak[1, 3], Andrzej Michalski[4], Jan Olszewski[2], Joanna Paluch[3], Anna Przekoracka-Krawczyk[1, 3]

[1] Laboratorium Fizyki Widzenia i Neuronauki, Centrum NanoBioMedyczne, Uniwersytet im. Adama Mickiewicza w Poznaniu
Kierownik: prof. dr hab. Stefan Jurga

[2] Pracownia Bioniki i Eksperymentalnej Biologii Medycznej, Zakład Bioniki i Bioimpedancji, Uniwersytet Medyczny im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu
Kierownik: dr hab. n. o zdr. Jan Olszewski

[3] Pracownia Fizyki Widzenia i Optometrii, Wydział Fizyki, Uniwersytet im. Adama Mickiewicza w Poznaniu
Kierownik: prof. dr hab. Ryszard Naskręcki

[4] Katedra Chorób Oczu i Optometrii, Uniwersytet Medyczny im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu
Kierownik: dr hab. n. med. Marcin Stopa

NAJWAŻNIEJSZE

Miękkie multifokalne soczewki kontaktowe nawet z wysokimi addycjami nie osłabiają znacząco koordynacji oko–ręka ani nie spowalniają latencji ruchów oczu.

HIGHLIGHTS

Soft multifocal contact lenses, even with high additions, do not significantly reduce eye–hand coordination or eye movements latency.

STRESZCZENIE

Celem zaprezentowanych badań było sprawdzenie, czy miękkie multifokalne soczewki kontaktowe z wysokimi addycjami o konstrukcji przeznaczonej do kontroli krótkowzroczności mogą wpływać na ruchy oczu i koordynację oko–ręka. W badaniu wzięło udział 24 młodych dorosłych, którym zaaplikowano miękkie multifokalne soczewki kontaktowe (Relax, SwissLens) z addycją +2D (Add2) i +4D (Add4) oraz kontrolne soczewki jednoogniskowe (Add0, Orbis, SwissLens). Zadaniem uczestników było sięganie w kierunku kółka wyświetlanego na ekranie dotykowym. Mierzono czasy reakcji, dokładność dotknięcia celu oraz latencje ruchów oczu. Wyniki wykazały, że miękkie multifokalne soczewki kontaktowe nie wpłynęły na latencje ruchów oczu (135, 136 i 139 ms odpowiednio dla Add0, Add2 i Add4, $p = 0{,}171$), czasy reakcji (732, 730, 727 ms dla Add0, Add2 i Add4, $p = 0{,}932$) ani na procent błędów (17%, 13%, 18% dla Add0, Add2 i Add4, $p = 0{,}386$).

Słowa kluczowe: miękkie multifokalne soczewki kontaktowe, krótkowzroczność, kontrola progresji krótkowzroczności, koordynacja oko–ręka

© Medical Education. For private and non-commercial use only. Downloaded from https://www.journalsmededu.pl/index.php/ophthatherapy/index: 05.08.2025; 11:05,29

ABSTRACT

The aim of the present study was to assess whether soft multifocal contact lens (SMFCLs) with high addition powers, designed for myopia control, may have an impact on eye movements and eye–hand coordination. A total of 24 young adults used SMFCLs (Relax, SwissLens) with high additions: +2D (Add2) and +4D (Add4). Single vision (Add0) contact lenses were used as controls (Orbis, SwissLens). In the eye–hand coordination task, the study participants were asked to point out the small circle displayed on a touch screen. Reaction time and accuracy of pointing, as well as latency of eye movements were measured. Results showed that SMFCLs had no significant impact on the latency of eye movements (135, 136, 139 ms, for Add0, Add2 and Add4, p = 0.171), reaction time (732, 730, 727 ms for Add0, Add2 and Add4, p = 0.932) or percent error (17%, 13%, 18% for Add0, Add2 and Add4, p = 0.386).

Key words: soft multifocal contact lenses, myopia, myopia control, eye–hand coordination

For non-commercial use only

WSTĘP

Krótkowzroczność jest jedną z najczęściej występujących wad refrakcji i dotyka aktualnie ok. 2 mld ludzi na świecie, a ich liczba ciągle rośnie. Szacuje się, że przy obecnym tempie progresji krótkowzroczności w roku 2050 wada ta będzie występowała u ponad połowy światowej ludzkiej populacji (5 mld osób) [1]. Tylko we wschodniej i południowo-wschodniej Azji na krótkowzroczność cierpi 80–90% młodzieży ze szkół średnich i 10–20% dzieci w wieku szkolnym [2]. Najistotniejszym problemem związanym z krótkowzrocznością jest jej negatywny wpływ na fizjologię narządu wzroku. U osób z dużą krótkowzrocznością istnieje większe ryzyko pojawienia się chorób oczu, takich jak zaćma, jaskra oraz patologie siatkówki, które w skrajnych przypadkach mogą prowadzić nawet do ślepoty [3]. Od wielu lat trwają poszukiwania przyczyny gwałtownego wzrostu częstości występowania tej wady na całym świecie. Badania naukowe potwierdziły, że oko krótkowidza jest bardziej wydłużone niż oko emmetropowe [3–5], a jego tylna część ulega wypłaszczeniu. Taka zmiana budowy prowadzi do peryferyjnego nadwzrocznego rozogniskowania powstającego w nim obrazu. Rozogniskowanie to uważa się obecnie za główną przyczynę przyrostu osiowego gałki ocznej i narastania krótkowzroczności [6]. Z tego powodu w badaniach eksperymentalnych poszukuje się skutecznych metod korekcji peryferyjnego rozogniskowania, które mogłyby spowolnić proces wzrostu gałki ocznej i hamować postępującą krótkowzroczność.

Do znanych metod optycznych niwelujących rozogniskowanie peryferyjne należy stosowanie soczewek ortokeratologicznych podczas snu [7]. W ostatnich latach coraz bardziej popularne stają się bi- lub multifokalne miękkie soczewki kontaktowe (MMSK). Są one tak skonstruowane, że ich centralna część odpowiada wadzie refrakcji do dali, a w części peryferyjnej znajduje się dodatkowa moc dodatnia (addycja), zwykle o wartości między +1,5 a +2,5 D. Ta unikalna konstrukcja powoduje, że obraz, który powstaje przez centralną część soczewki, jest ostro odwzorowany na siatkówce, natomiast addycja niweluje peryferyjne nadwzroczne rozogniskowanie. Badania wykazały, że MMSK regularnie stosowane mogą zmniejszyć progresję krótkowzroczności średnio o 50% [8, 9]. Jest to zatem obiecująca, mało inwazyjna metoda spowalniająca progresję krótkowzroczności. Nie do pominięcia jest jednak fakt, że ta peryferyjnie zlokalizowana addycja może znacząco wpłynąć na przetwarzanie informacji z obwodowych części pola widzenia i tym samym wpłynąć na działania zależne od peryferyjnego widzenia. Jak już wiadomo, peryferyjne widzenie związane jest ze szlakiem wielkokomórkowym oraz powiązaną z nim przbietową drogą wzrokową [10], która odpowiada za lokalizację obiektów w polu widzenia, percepcję ruchu oraz działanie, czyli przetwarzanie informacji wzrokowej na potrzeby podjęcia akcji ruchowej [11]. Ingerencja MMSK w jakość obrazu siatkówkowego peryferyjnego jest uzasadniona. Może to wpływać na przetwarzanie obrazu i szybkość reakcji. Przykładem działania będącego pod kontrolą widzenia peryferyjnego jest proces sięgania i chwytania. W jego trakcie najpierw konieczne jest zlokalizowanie obiektu w przestrzeni na podstawie położenia obrazu na peryferiach siatkówki względem dołka, po czym skierowanie wzroku w stronę bodźca (wykonanie odpowiedniej sakkady). Następnie przygotowywane są odpowiednie kody motoryczne wysyłane do ręki, aby sięgnąć obiekt zainteresowania. Proces ten w dużej mierze zależy od widzenia peryferyjnego. Można zatem się spodziewać, że MMSK, zwłaszcza z wysokimi addycjami, które zaburzają widzenie peryferyjne, mogą osłabić koordynację wzrokowo-ruchową, w tym proces sięgania. MMSK są przezna-

© Medical Education. For private and non-commercial use only. Downloaded from
https://www.journalsmededu.pl/index.php/ophthatherapy/index: 05.08.2025; 11:05,29

czone głównie dla dzieci, dlatego szczególnie ważne jest zrozumienie ich wpływu nie tylko na funkcje wzrokowe, ale także na rozwój wzrokowo-motoryczny.

CEL PRACY

Celem zaprezentowanych badań było sprawdzenie wpływu stosowania wysokich addycji w MMSK na funkcje wzrokowo-motoryczne, takie jak koordynacja oko–ręka.

METODY

Grupa badana

W rozszerzonym badaniu kwalifikacyjnym (okulistyczno-optometrycznym) do udziału w eksperymencie spośród 32 ochotników dopuszczono 24, w tym 20 kobiet i 4 mężczyzn. Średni wiek osób, które zostały zakwalifikowane, wynosił 24 lata (SD = 3,8). Uczestnicy byli studentami lub pracownikami Uniwersytetu im. Adama Mickiewicza w Poznaniu. Badanie przeprowadzono w Laboratorium Fizyki Widzenia i Neuronauki w Centrum NanoBioMedycznym Uniwersytetu im. Adama Mickiewicza w Poznaniu. Zostało ono zatwierdzone przez lokalny komitet etyki Uniwersytetu Medycznego w Poznaniu. Projekt badania opracowano zgodnie z zasadami Deklaracji Helsińskiej, a od badanych uzyskano pisemną świadomą zgodę na uczestnictwo.
Kryteriami włączenia do badania były: sferyczna wada refrakcji nie większa niż 6D, astygmatyzm regularny nie większy niż 3D, ostrość wzroku każdego oka do dali w korekcji w zakresie normy (Vis min. 1,0, co odpowiada 0,00 logMAR), prawidłowe funkcje akomodacji oraz brak zmian patologicznych w narządzie wzroku. Kryteriami wyłączenia były: zaburzenia widzenia obuocznego oraz pozytywny wywiad dotyczący występowania zeza w przeszłości.

Soczewki kontaktowe

W badaniu zastosowano soczewki kontaktowe RELAX firmy SwissLens (1008 Prilly, Szwajcaria) o konstrukcji multifokalnej przeznaczone do kontroli progresji krótkowzroczności. Zastosowane zostały dwie średnice centralnej strefy soczewki (CZ, *central zone*): CZ3 o średnicy 3 mm i CZ4.5 o średnicy 4,5 mm z mocą zerową przeznaczoną do widzenia w dal oraz peryferyjnie zlokalizowane dwie moce addycji: +2D (Add2) i +4D (Add4). Trzecia soczewka tej samej firmy miała addycję zerową (Add0) i została zastosowana jako kontrolna. Każdy uczestnik stosował wszystkie 3 typy soczewek: Add0, Add2, Add4. Osoby badane losowo podzielono na dwie grupy. Pierwsza grupa stosowała soczewki CZ3, a druga CZ4.5. Wady refrakcji zostały skorygowane za pomocą korekcji okularowej. Badanie odbyło się po godzinnej adaptacji do soczewek, po czym oceniono położenie i stabilność soczewek za pomocą lampy szczelinowej oraz topografu (Keratograph4, Oculus), aby jakość dopasowania i stabilność soczewek były właściwe u każdego uczestnika.

Procedura i aparatura

Na początku badań u ochotników wykonano pomiar obuocznej ostrości wzroku na odległość 40 cm, używając testu z symbolami Lea (NearVisionCardLea). Następnie przeprowadzono badanie koordynacji oko–ręka. Ochotnicy byli badani w pozycji siedzącej w odległości 40 cm od ekranu dotykowego (22" monitor, NEC Multisync LCD 225WXM BK Wide, NEC Corp., rozdzielczość ekranu: 1280 × 1024), na którym odczytywano moment (w milisekundach) oraz dokładność (w pikselach) dotknięcia palcem celu na ekranie. Głowa osoby badanej była stabilizowana przez specjalną podpórkę z oparciem na brodę, a jej dłonie były dociśnięte do klatki piersiowej i złożone w pięści z wysuniętymi palcami wskazującymi oraz gotowe do reakcji wskazania celu. Na białym tle ekranu wyświetlone było zielone kółko (bodziec-CEL) o średnicy 2 stopni kątowych z szarą kropką na środku o średnicy 0,3 stopnia kątowego. Całość była sterowana oprogramowaniem Presentation19 (Neurobehavioral Systems). Podczas badań kółko na ekranie zmieniało położenie z centralnego na jedną z sześciu bocznych pozycji. Uzyskiwana decentracja dla bocznych kółek wynosiła horyzontalnie 14 stopni kątowych, a wertykalnie 8,5 stopnia kątowego. Każde z 40 powtórzeń zaczynało się od dotknięcia kółka centralnego, które gasło z równoczesnym zaświeceniem się jednego z kółek bocznych, tzw. CELÓW, po lewej lub prawej stronie ekranu. Zadaniem osoby badanej było spojrzenie na cel i jak najszybsze oraz najdokładniejsze dotknięcie palcem wskazującym lewej lub prawej ręki środka pojawiającego się kółka. Peryferyjny bodziec-CEL gasł po jego dotknięciu. Następny CEL pojawiał się po 300 ms w losowym peryferyjnym ułożeniu. Testy obuoczne zostały przeprowadzone dla trzech typów soczewek kontaktowych: Add0, Add2, Add4, w kolejności losowej, w czasie dwóch sesji trwających dwa kolejne dni. Połowa osób badanych dwa testy wykonała w pierwszym dniu, a trzeci w drugim, natomiast druga połowa badanych odwrotnie. W badaniu ponadto rejestrowano szybkość wykonywania ruchów oczu metodą elektrookulograficzną (EOG, *electrooculography*), stosując wzmacniacz QuickAmp (Brain Products) z dwoma kanałami bipolarnymi: vEOG i hEOG. W pierwszym przypadku rejestrowano mrugnięcia i ruchy oczu w płaszczyźnie wertykalnej, w drugim – w płaszczyźnie horyzontalnej. W czasie badań elektrodę hEOG umieszczono przy krawędziach zewnętrznych obojga oczu, natomiast vEOG – nad i pod prawym okiem. Elektrodę uziemiającą umieszczono na szczycie głowy (pozycja vertex). Sygnały EOG były próbkowane z częstotliwością 100 Hz i filtrowane dolnoprzepustowo z częstotliwością odcięcia 20 Hz oraz górnoprzepustowo z częstotliwością

© Medical Education. For private and non-commercial use only. Downloaded from https://www.journalsmededu.pl/index.php/ophthatherapy/index: 05.08.2025; 11:05,29

odcięcia 0,01 Hz, tak aby precyzyjnie wskazać amplitudę ruchu gałek ocznych.

Analiza statystyczna

Do obliczeń danych zastosowano program MS Excel (Microsoft Corporation), a do analizy statystycznej oprogramowanie Statistica 13.1 (Statsoft). Analizowano *ostrość wzroku* (Vis) w jednostkach logMAR, *latencje ruchów oczu* (czas między pojawianiem się bodźca a momentem rozpoczęcia ruchu gałek ocznych), *czasy reakcji* (czas między pojawianiem się peryferyjnego bodźca-CELU a dotknięciem go palcem; przedwczesne ruchy, czyli krótsze niż 200 ms, i zbyt późne, czyli dłuższe niż 1000 ms, były usuwane z analizy), *niedokładność trafień* (odległość w pikselach miejsca dotknięcia monitora palcem od środka bodźca-CELU) oraz *procent błędów* (dotknięcie monitora w inną stronę, niż wskazuje CEL lub brak reakcji). Dla danych z rozkładem normalnym zastosowano analizę wariancji (Anova) dla układu z powtarzanymi pomiarami przy dwóch czynnikach: 1) *grupa* (CZ3 i CZ4.5) i 2) *addycja* (Add0, Add2, Add4). W analizie *post hoc* zastosowano test Tukeya. Różnice uznano za istotne gdy $p \leq 0,05$.

WYNIKI

Ostrość wzroku

Wyniki średniej wartości Vis (logMAR) uzyskane dla dwóch grup badanych i trzech mocy addycji przedstawiono w tabeli 1. Średnie Vis dla grupy CZ3 i grupy CZ4.5 nie różniły się znacząco od siebie: -0,06 vs -0,08 (efekt główny *grupy*: $F[2,44] = 2,55$, $p = 0,124$, $\eta^2 = 0,10$). Odnotowano jednak istotną statystycznie, chociaż niewielką, różnicę w Vis między addycjami (efekt główny *addycji* $F[2,44] = 3,81$, $p = 0,031$, $\eta^2 = 0,15$). Test *post hoc* wykazał, że soczewki z Add2 istotnie statystycznie osłabiły Vis w stosunku do Add0 (-0,05 logMAR i -0,08 logMAR, kolejno dla Add2 i Add0, $p = 0,030$). Pomiędzy Add0 a Add4 oraz pomiędzy Add2 i Add4 nie było istotnych różnic: $p > 0,123$. Nie odnotowano istotnej interakcji między czynnikami *addycja* a *grupa* ($F[2,44] = 0,74$, $p = 0,476$, $\eta^2 = 0,03$).

TABELA 1

Obuoczna średnia ostrość wzroku (w logMAR, SD).

	Add0	Add2	Add4
CZ3	-0,08 (+/-0,01)	-0,04 (+/-0,02)	-0,06 (+/-0,01)
CZ4.5	-0,09 (+/-0,01)	-0,07 (+/-0,02)	-0,09 (+/-0,01)

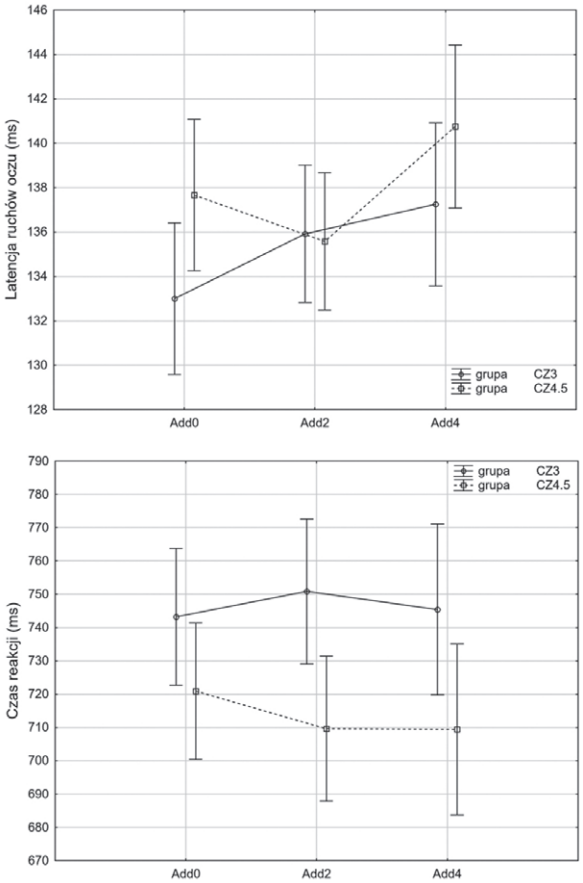
Obuoczna średnia ostrość wzroku (logMAR) do bliży wraz z odchyleniem standardowym (SD). CZ3 – grupa z soczewkami o średnicy strefy centralnej 3 mm; CZ4.5 – grupa z soczewkami o średnicy strefy centralnej 4,5 mm.

Latencje ruchów oczu

Wyniki latencji ruchów oczu przedstawiono na rycinie 1 (góra). Średnie latencje dla soczewek CZ3 i CZ4.5 były podobne i wynosiły 135 ms dla CZ3 i 138 ms dla CZ4.5 (efekt główny *grupy*: $F[1,22] = 0,39$; $p = 0,536$; $\eta^2 = 0,02$). Wraz ze wzrostem addycji latencja nieco się zwiększała (135 ms, 136 ms, 139 ms, odpowiednio dla Add0, Add2, Add4), jednakże różnice te nie były znaczące statystycznie (efekt główny *addycji*: $F[2,44] = 1,84$; $p = 0,171$; $\eta^2 = 0,02$). Nie odnotowano również istotnej statystycznie interakcji między daną *grupą* a *addycją* ($F[2,44] = 0,78$; $p = 0,464$; $\eta^2 = 0,03$).

RYCINA 1

Latencje ruchów oczu z podziałem na grupy (górny) oraz czas reakcji z podziałem na grupy (dolny). CZ3 – grupa z soczewkami o średnicy strefy centralnej 3 mm; CZ4.5 – grupa z soczewkami o średnicy strefy centralnej 4,5 mm (wartości są wyrażone jako średnia ± błąd standardowy).



Czasy reakcji

Wyniki uzyskanych czasów reakcji zaprezentowano na rycinie 1 (dół). Średnie czasy reakcji w grupie CZ3 były nieznacznie dłuższe niż w grupie CZ4.5 (746 vs 713 ms), jednak różnica ta nie była znacząca statystycznie ($F[1,22] = 1,33$;

© Medical Education. For private and non-commercial use only. Downloaded from https://www.journalsmededu.pl/index.php/ophthatherapy/index: 05.08.2025; 11:05,29

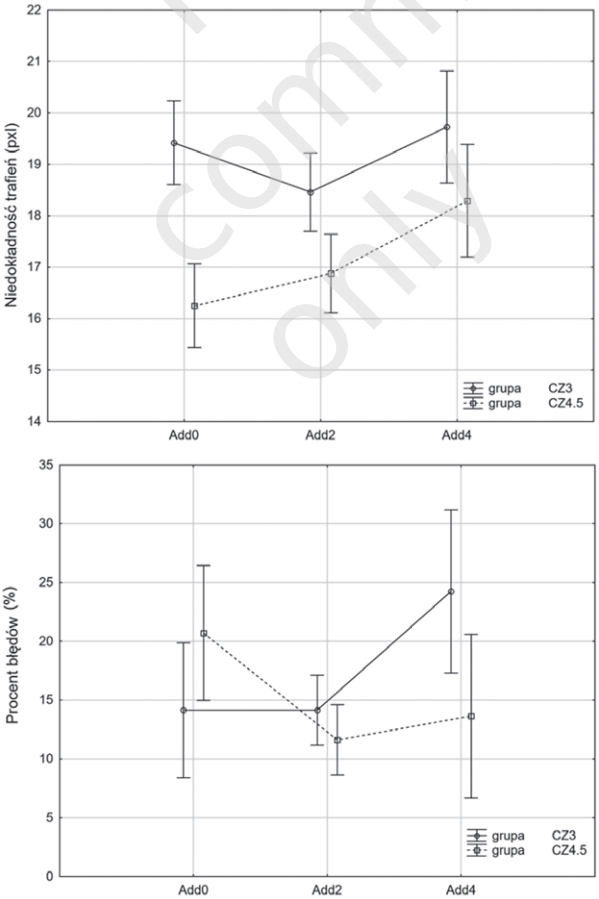
p = 0,262; η^2 = 0,06). Podobnie nie odnotowano istotnego wpływu wielkości addycji na średnie czasy reakcji: 732, 730, 727 ms, odpowiednio dla Add0, Add2, Add4 (F[2,44] = 0,07; p = 0,932; η^2 < 0,01). Interakcja między czynnikami *grupa* a *addycja* również nie była istotna statystycznie (F[2,44] = 0,31; p = 0,737; η^2 = 0,01).

Niedokładność trafień

Wyniki przedstawiono na rycinie 2 (góra). Średnia wartość niedokładności trafień była większa w grupie CZ3 niż w grupie CZ4.5 (19 vs 17 pikseli). Różnica ta nie osiągnęła jednak istotności statystycznej (F[1,22] = 3,63; p = 0,070; η^2 = 0,14). Badani trafiali w cel nieco mniej dokładnie przy Add4 niż przy pozostałych soczewkach: 18 pikseli przy Add0 i Add2, a 19 pikseli przy Add4. Efekt ten był bliski istotności statystycznej, ale jednak jej nie osiągnął (F[2,44] = 3,13; p = 0,063; η^2 = 0,12). Nie odnotowano również istotnej statystycznie interakcji pomiędzy daną *grupą* a *addycją* (F[2,44] = 1,35; p = 0,268; η^2 = 0,06).

RYCINA 2

Niedokładność trafień z podziałem na grupy (góra) oraz procent błędów z podziałem na grupy (dół). CZ3 – grupa z soczewkami o średnicy strefy centralnej 3 mm; CZ4.5 – grupa z soczewkami o średnicy strefy centralnej 4,5 mm (wartości są wyrażone jako średnia ± błąd standardowy).



Procent błędów

Wyniki przedstawiono na rycinie 2 (dół). Średni procent popełnionych przez uczestników błędów był podobny w grupach CZ3 i CZ4.5: 18% vs 15% (efekt główny *grupy*: F[1,22] = 0,15; p = 0,701; η^2 = 0,01). Również wielkość addycji nie wpłynęła istotnie na średnie wartości procentu błędów: 17%, 13%, 18%, kolejno dla Add0, Add2, Add4 (efekt główny *addycji*: F[2,44] = 0,935; p = 0,386; η^2= 0,04). Jak widać na rycinie 2, przedstawiony procent popełnionych błędów w grupie CZ3 z Add4 wydaje się nieznacznie większy niż w pozostałych soczewkach, jednak nieistotna statystycznie interakcja między czynnikami nie potwierdza tego efektu (F[2,44] = 1,74; p = 0,194; η^2= 0,07).

Omówienie

Dotychczasowe badania prowadzone w laboratoriach na świecie skupiały się na określeniu wpływu MMSK na funkcje wzrokowe, takie jak: ostrość wzroku, wrażliwość na kontrast, odpowiedź akomodacji czy widzenie obuoczne [12–14]. Wykazano, że MMSK z centrum do dali mają istotny, chociaż nieduży, wpływ na ostrość wzroku [12–14], ale znacząco osłabiają wrażliwość na kontrast [13–15] i osłabiają odpowiedź akomodacji oczu, z czym łączy się zwiększenie egzoforii do bliży [12, 14]. Brakuje jednak badań nad tym, czy te niewielkie dotychczas obserwowane zmiany w funkcjach wzrokowych wpływają znacząco na aktywność osób, które stosują soczewki MMSK, i na wykonywane przez nie codzienne czynności. Dlatego w pracy tej podjęto się zbadania wpływu MMSK z wysokimi addycjami, które mają większy potencjał w spowalnianiu progresji wady niż soczewki z niskimi addycjami [16] na koordynację oko–ręka w prostym zadaniu, jakim jest sięganie w kierunku widocznego celu.

Wykazano, że ostrość wzroku w bliży przy Add2 spadła znacząco statystycznie w stosunku do Add0, ale nie zaobserwowano istotnego wpływu na ten parametr w przypadku soczewki Add4. Należy jednak zwrócić uwagę na to, że wartość -0,05 logMAR jest nadal bardzo dobrą ostrością wzroku (lepsza niż 0,00 logMAR uznana za normę wzrokową), a różnica 0,03 logMAR odpowiada nieprzeczytanemu zaledwie 1,5 optotypowi, czyli nie ma znaczenia klinicznego.

Wyniki badań potwierdzają, że soczewki MMSK nawet z bardzo wysoką addycją (Add4) nie wpłynęły istotnie na koordynację oko–ręka. Czasy reakcji sięgania w bodziec-CEL oraz liczba popełnianych błędów były bardzo podobne bez względu na zastosowaną wielkość addycji, a także na rozmiar strefy centralnej.

Pewne efekty zaobserwowano przy największej addycji (Add4) oraz przy mniejszej strefie centralnej (CZ3), gdzie

For non-commercial use only

© Medical Education. For private and non-commercial use only. Downloaded from https://www.journalsmededu.pl/index.php/ophthatherapy/index: 05.08.2025; 11:05,29

dokładność udzielanych odpowiedzi była nieznacznie słabsza niż przy Add0 (ryc. 2). Jednak wyniki te nie osiągnęły istotności statystycznej.

Badane soczewki nie wpłynęły znacząco również na latencję ruchów oczu. Jednakże zaobserwowano tendencję do wydłużenia czasu latencji wraz ze wzrostem addycji (ryc. 1). Nie można zatem wykluczyć, że badane w tej pracy MMSK mogły w pewnym stopniu wpłynąć na jakość ruchów oczu, ale zastosowana metoda pomiaru EOG nie dała możliwości wykrycia zmian we wszystkich aspektach okoruchowych. Dlatego w przyszłych eksperymentach wskazane byłoby zbadanie wpływu MMSK na ruchy oczu za pomocą czulszej metody eyetrackingu.

PODSUMOWANIE

W piśmiennictwie światowym znajdujemy wyniki badań jakości obrazu siatkówkowego przy stosowaniu MMSK wykazujące, że addycje w peryferyjnych częściach soczewek znacząco zwiększają aberrację sferyczną, komę i astygmatyzm [17, 18], co sugeruje, że podczas użytkowania tego typu soczewek mogą się pojawić problemy w przetwarzaniu informacji z peryferii pola widzenia. Dlatego w naszym badaniu można było się spodziewać spowolnienia reakcji na bodźce prezentowane obwodowo, albowiem widzenie peryferyjne odpowiedzialne jest za lokalizację obiektów w przestrzeni wzrokowej oraz detekcję ruchu [11, 19–21]. Badania przeprowadzone w tej pracy nie potwierdziły, że MMSK z wysokimi addycjami działają zaburzająco na szybkość wykonywania ruchów oczu i na jakość oraz szybkość reakcji ręki podczas sięgania po widoczny cel. Uzyskane wyniki wydają się bardzo istotne, ponieważ soczewki multifokalne projektowane w celu hamowania progresji krótkowzroczności przeznaczone są specjalnie dla dzieci w okresie rozwoju wzrokowo-ruchowego. Konieczne jest zatem badanie korzyści w postaci spowolnienia progresji krótkowzroczności, wynikających ze stosowania MMSK, w stosunku do deficytów, jakie mogłyby one wywołać u małoletnich użytkowników. Na podstawie zaprezentowanych wyników można stwierdzić, że MMSK z wysokimi addycjami nie ingerują znacząco w wykonywanie prostego zadania, jakim jest sięganie do celu w obrębie przestrzeni wzrokowej bliskiej. Konieczne są jednak dalsze badania nad wpływem MMSK na inne funkcje wzrokowo-ruchowe, takie jak: chwytanie, utrzymywanie balansu ciała, chodzenie, czy bardziej złożone zadania mentalne.

ADRES DO KORESPONDENCJI
mgr Katarzyna Przekoracka
Laboratorium Fizyki Widzenia i Neuronauki,
Centrum NanoBioMedyczne
Uniwersytet im. Adama Mickiewicza w Poznaniu
61-614 Poznań, ul. Uniwersytetu Poznańskiego 2
e-mail: katoptical@gmail.com

ORCID:
Katarzyna Przekoracka – ID – orcid.org/0000-0002-5386-3083
Anna Przekoracka Krawczyk – ID – orcid.org/0000-0003-2401-4135
Krzysztof Michalak – ID – orcid.org/0000-0002-0267-5605
Jan Olszewski – ID – orcid.org/0000-0002-6032-3077

For non-commercial use only

Piśmiennictwo

1. Holden BA, Jong M, Davis S, et al. Nearly 1 billion myopes at risk of myopia-related sight-threatening conditions by 2050-Time to act now. Clin Exp Optom. 2015; 98: 491-3. doi: 10.1111/cxo.12339.
2. Lin LL, Shih YF, Hsiao CK, et al. Prevalence of myopia in Taiwanese schoolchildren: 1983 to 2000. Ann Acad Med Singapore. 2004; 33: 27-33.
3. Flitcroft DI. The complex interactions of retinal, optical and environmental factors in myopia aetiology. Prog Retin Eye Res. 2012; 31: 622-60. doi:10.1016/j.preteyeres.2012.06.004.
4. Lipson MJ, Brooks MM, Koffler BH. The Role of Orthokeratology in Myopia Control: A Review. Eye Contact Lens 2018; 44: 224-30. doi: 10.1097/ICL.0000000000000520.
5. Atchison DA, Jones CE, Schmid KL, et al. Eye shape in emmetropia and myopia. Invest Ophthalmol Vis Sci. 2004; 45: 3380-6. doi: 10.1167/iovs.04-0292.
6. Atchison DA, Pritchard N, Schmid KL. Peripheral refraction along the horizontal and vertical visual fields in myopia. Vision Res. 2006; 46: 1450-8. doi: 10.1016/j.visres.2005.10.023.
7. Lee YC, Wang JH, Chiu CJ. Effect of Orthokeratology on myopia progression: twelve-year results of a retrospective cohort study. BMC Ophthalmol. 2017; 17: 243. doi: 10.1186/s12886-017-0639-4.
8. Walline JJ. Myopia Control: A Review. Eye Contact Lens. 2016; 42: 3-8. doi: 10.1097/ICL.0000000000000207.
9. Wildsoet CF, Chia A, Cho P, et al. MI – Interventions Myopia Institute: Interventions for Controlling Myopia Onset and Progression Report. Invest Ophthalmol Vis Sci. 2019; 60: M106-M131.

© Medical Education. For private and non-commercial use only. Downloaded from
https://www.journalsmededu.pl/index.php/ophthatherapy/index: 05.08.2025; 11:05,29

10. Milner AD, Goodale MA. Visual pathways to perception and action. Prog Brain Res. 1993; 95: 317-37. doi: 10.1016/s0079-6123(08)60379-9.
11. Goodale MA, Milner AD. Separate visual pathways for perception and action. Trends Neurosci. 1992; 15: 20-5. doi:10.1016/0166-2236(92)90344-8.
12. Kang P, Wildsoet CF. Acute and short-term changes in visual function with multifocal soft contact lens wear in young adults. Cont Lens Anterior Eye. 2016; 39: 133-40. doi:10.1016/j.clae.2015.09.004.
13. Sanchez I, Ortiz-Toquero S, Blanco M, et al. A new method to analyse the effect of multifocal contact lenses on visual function. Cont Lens Anterior Eye. 2018; 41: 169-74. doi:10.1016/j.clae.2017.11.005.
14. Gong CR, Troilo D, Richdale K. Accommodation and Phoria in Children Wearing Multifocal Contact Lenses. Optom Vis Sci. 2017; 94: 353-60.
15. Wahl S, Fornoff L, Ochakovski GA, et al. Disability glare in soft multifocal contact lenses. Cont Lens Anterior Eye. 2018; 41: 175-9. doi:10.1016/j.clae.2017.10.002.
16. Michaud L, Simard P, Marcotte-Collard R. Defining a Strategy for Myopia Control. A systematic approach can help practitioners more effectively implement myopia control into practice. Contact Lens Spectrum. 2016; 31: 36-42.
17. Peyre C, Fumery L, Gatinel D. Comparison of high-order optical aberrations induced by different multifocal contact lens geometries. J Fr Ophtalmol. 2005; 28: 599-604.
18. Fedtke C, Sha J, Thomas V, et al. Impact of Spherical Aberration Terms on Multifocal Contact Lens Performance. Optom Vis Sci. 2017; 94: 197-207. doi: 10.1097/OPX.0000000000001017.
19. Crawford JD, Henriques DYP, Medendorp WP, et al. Ocular kinematics and eye-hand coordination. Strabismus. 2002; 10: 1-15.
20. Milner AD, Goodale MA. Two visual systems re-viewed. Neuropsychologia 2008; 46: 774-85. doi: 10.1016/j.neuropsychologia.2007.10.005.
21. Vater C. How selective attention affects the detection of motion changes with peripheral vision in MOT. Heliyon. 2019; 2: e02282. doi: 10.1016/j.heliyon.2019.e02282.

For non-commmercial use only

Wkład autorów/Authors' contributions:
Katarzyna Przekoracka: udział w opracowaniu metodologii, kwalifikacji uczestników badań (kwalifikacja optometryczna), udział w wykonywaniu badań, analiza wyników, pisanie publikacji.
Krzysztof Michalak: oprogramowanie programu koordynacja oko–ręka, konsultacja uzyskanych wyników, konsultacja ostatecznej wersji publikacji.
Andrzej Michalski: wykonanie badań kwalifikacyjnych (okulistycznych), konsultacja uzyskanych wyników, konsultacja ostatecznej wersji publikacji.
Jan Olszewski: konsultacja zastosowanej metodologii badań, udział w pisaniu publikacji.
Joanna Paluch: udział w organizacji grupy badawczej, badaniach kwalifikacyjnych, wykonywaniu badań koordynacji oko–ręka.
Anna Przekoracka-Krawczyk: stworzenie koncepcji badań, udział w opracowaniu metodologii, analiza wyników, udział w pisaniu publikacji.
Konflikt interesów/Conflict of interest:
Nie występuje.
Finansowanie/Financial support:
Nie występuje.
Etyka/Ethics:
Treści przedstawione w artykule są zgodne z zasadami Deklaracji Helsińskiej, dyrektywami EU oraz ujednoliconymi wymaganiami dla czasopism biomedycznych.

© Medical Education. For private and non-commercial use only. Downloaded from https://www.journalsmededu.pl/index.php/ophthatherapy/index: 05.08.2025; 11:05,29