



UNIWERSYTET RZESZOWSKI

Collegium Medicum

Wydział Nauk o Zdrowiu i Psychologii

Instytut Fizjoterapii

Rozprawa doktorska

w dziedzinie nauk medycznych i nauk o zdrowiu

w dyscyplinie nauki o zdrowiu

Ocena wpływu treningu proprioceptywnego na poprawę chodu we wczesnym okresie po udarze mózgu.

The effect of proprioceptive training on gait improvement in the early post-stroke period

mgr Wojciech Kasperek

Promotor:

dr hab. n. o kult. fiz. Mariusz Drużbicki, prof. UR

Promotor pomocniczy:

dr n. med. Maciej Kochman

Rzeszów, 2026

Pragnę podziękować mojemu promotorowi dr hab. n. o kult. fiz. Mariuszowi Drużbickiemu, prof. UR za nieocenione wsparcie, życzliwość oraz cierpliwość okazaną mi na każdym etapie pracy. Jestem wdzięczny za zaufanie oraz stworzenie przyjaznej przestrzeni do nauki, rozwoju i samodzielnego myślenia.

Pragnę również podziękować mojemu promotorowi pomocniczemu dr. n. med. Maciejowi Kochmanowi za inspirujące rozmowy, nieocenione wskazówki merytoryczne oraz motywację do podejmowania wyzwań badawczych. Pańska troska o rzetelność naukową i nieustanne dążenie do doskonałości stanowiły dla mnie nie tylko przewodnik w pracy badawczej, ale i ważną lekcję na przyszłość.

Pragnę złożyć serdeczne podziękowania mojej żonie Amandzie oraz całej rodzinie za nieocenione wsparcie, cierpliwość i wyrozumiałość okazywane na każdym etapie powstawania niniejszej pracy doktorskiej. Dziękuję za stworzenie atmosfery spokoju oraz stabilności, która umożliwiła mi skupienie się na pracy naukowej oraz doprowadzenie jej do końca.

Spis treści

Wykaz skrótów	5
Wstęp	8
1. Udar mózgu - definicja, etiologia i epidemiologia.....	10
2. Obraz kliniczny pacjenta i konsekwencje udaru mózgu	15
2.1 Chód i jego zaburzenia po udarze mózgu	18
2.2 Mechanizm równowagi i jej zaburzenia	20
2.3 Mechanizm propriocepcji i jej zaburzenia	22
3. Rehabilitacja po udarze mózgu	24
3.1 Standardowe metody rehabilitacji.....	25
3.2 Rehabilitacja wspomagana nowoczesną technologią.....	27
3.3 Geneza i uzasadnienie badania.....	29
4. Cel pracy	31
5. Uczestnicy i metodyka badań.....	32
5.1 Charakterystyka badanej grupy.....	32
5.2. Randomizacja i alokacja pacjentów do grupy.....	35
5.3. Zaślepienie	39
5.4 Metody oceny i narzędzia badawcze.....	40
5.5 Metody terapii	48
5.6 Metody statystyczne.....	53
6. Wyniki.....	55
6.1 Analiza parametrów chodu	55
6.2 Analiza parametrów równowagi	63
6.3 Analiza parametrów oceniających propriocepcję	81
6.4 Anliza parametrów stanu funkcjonalnego.....	84
7. Dyskusja.....	87
8. Wnioski	99
9. Streszczenie.....	101
10. Abstract	103

10. Piśmiennictwo	105
Spis Rycin	130
Spis Tabel.....	131
Aneksy	134

Wykaz skrótów:

AHA/ASA – Amerykańskie Towarzystwo Chorób Serca/Amerykańskie Towarzystwo Udarowe (ang. American Heart Association/American Stroke Association)

AMEDA – ocena dyskryminacji zakresu ruchu czynnego (ang. Active Movement Extent Discrimination Assessment)

ATP – adenozyno-5-trifosforan (ang. Adenosine triphosphate)

BBS – skala Berg (ang. Berg Balance Scale)

BI – skala Barthel (ang. Barthel index)

CBF - mózgowy przepływ krwi (ang. Cerebral blood flow)

CIMT – terapia wymuszona koniecznością (ang. Constraint-induced movement therapy)

DALY – lata życia skorygowane niepełnosprawnością (ang. Disability adjusted life-years)

ESSD – Europejskie Towarzystwo Zaburzeń Połykania (ang. European Society of Dysphagia)

FAC – skala funkcjonalnych kategorii chodu (ang. Functional Ambulation Categories)

FRT – test dosięgowy (ang. Functional Reach Test)

GBD – globalne obciążenie chorobami (ang. Global burden of disease)

HSP – hemiplegiczny ból barku (ang. Hemiplegic shoulder pain)

ICF – Międzynarodowa Klasyfikacja Funkcjonowania, Niepełnosprawności i Zdrowia (ang. International Classification of Functioning, Disability and Health)

JPR – odtwarzanie pozycji stawów (ang. Joint position reproduction)

KD – kończyna dolna,

KKD – kończyny dolne,

KNGF - Królewskie Holenderskie Towarzystwo Fizjoterapii (nid. Koninklijk Nederlands Genootschap voor Fysiotherapie)

Max.- wartość maksymalna,

MCID – Minimalna klinicznie istotna różnica (ang. Minimal Clinically Important Difference)

Me – mediana,

Mean – średnia,

Min.- wartość minimalna,

MT – terapia lustrzana (ang. Mirror therapy)

N – liczba obserwacji,

OUN – ośrodkowy układ nerwowy,

PNF – proprioceptywne torowanie nerwowo-mięśniowe (ang. Proprioceptive neuromuscular facilitation)

PSD – depresja po udarze mózgu (ang. Post-stroke depression)

PT – trening proprioceptywny (ang. Proprioceptive training)

Q1 – dolny kwartył,

Q3 – górny kwartył,

SARS-CoV-2 – koronawirus zespołu ostrej niewydolności oddechowej 2 (ang. Severe acute respiratory syndrome coronavirus 2)

SD – odchylenie standardowe,

SKG – chód sztywny (ang. Stiff knee gait)

TIA – przemijający atak niedokrwienny (ang. Transient ischemic attack)

TTDPM – próg wykrywania ruchu biernego (ang. Threshold to detection of passive motion)

TUG – test wstań i idź (ang. Timed up and go test)

UM – udar mózgu,

USA – Stany Zjednoczone Ameryki (ang. United States of America)

USG – badanie ultrasonograficzne,

VR – wirtualna rzeczywistość (ang. Virtual Reality)

WGS – Skala Wisconsin (ang. Wisconsin Gait Scale)

WHO – Światowa Organizacja Zdrowia (ang. World Health Organization)

WS – prędkość chodu (ang. Walking speed)

Wstęp

Udar mózgu (UM) jest pierwszą przyczyną niepełnosprawności i drugą z kolei przyczyną zgonu osób dorosłych na świecie. Połowa pacjentów, którzy przeżyli incydent udarowy staje się niepełnosprawna, a jedna trzecia z nich wymaga pomocy i zaangażowania innych osób do wykonywania czynności dnia codziennego [1,2]. Wysoki wzrost częstotliwości występowania UM, stał się poważnym problemem społecznym o ciągle rosnącym znaczeniu [3]. Owolabi i wsp. podali, że w wyniku UM w 2019 r. zmarło 6,6 miliona osób na całym świecie, a suma lat życia skorygowana o niepełnosprawność (DALY) wyniosła 143 milionów lat [4].

U pacjentów po UM, obserwuje się w różnym stopniu nasilone deficyty neurologiczne dotyczące kończyny górnej oraz dolnej, często połączone z deficytami neuropsychiatrycznymi. Szacuje się, iż około 30% pacjentów boryka się z problemem depresji [5]. Deficyty w obrębie kończyny dolnej zaburzają prawidłowy wzorzec chodu. Określa się, iż 60% pacjentów po UM ma jego dysfunkcje, a 40% pacjentów w czasie 6 miesięcy od początku choroby nadal ma problemy z lokomocją bez wsparcia zewnętrznego [6].

W związku ze stale rosnącą liczbą pacjentów po incydentach udarowych, wymagających rehabilitacji, należy poszukiwać optymalnych rozwiązań w procesie usprawniania pacjenta, które mogą zminimalizować powstające deficyty neurologiczne, jednocześnie zmniejszając powstały problem społeczny. W tym celu, potrzeba jasno sprecyzowanych protokołów i schematów leczenia opartych na najnowszej wiedzy naukowej.

W konsekwencji dynamicznego rozwoju medycyny i rehabilitacji, która przekłada się na wzrost liczby pacjentów, którzy przeżywają incydent udarowy, coraz powszechniejsze staje się wykorzystanie nowoczesnych technologii, w tym robotów rehabilitacyjnych w procesie leczenia, zarówno w terapii kończyny górnej jak i dolnej. W ostatnich latach, w literaturze pojawia się coraz więcej badań o skuteczności i wpływie zrobotyzowanej terapii na stan pacjenta, jednakże nadal brakuje danych klinicznych i protokołów rehabilitacyjnych, pomimo iż grupa chorych po UM jest jedną z najczęściej badanych grup pacjentów [7]. Naukowcy w dalszym ciągu widzą i sugerują potrzebę rozwoju badań w kwestii wykorzystania robotów rehabilitacyjnych [8]. Mała ilość badań nad poprawą propriocepcji z wykorzystaniem zrobotyzowanych form terapii pacjentów po UM oraz jej wpływu na chód, skłoniła autora niniejszej

rozprawy doktorskiej do zgłębienia tego problemu i rozpoczęcia badań, mających na celu ocenę skuteczności terapii z użyciem robota rehabilitacyjnego w zakresie poprawy chodu osób po UM. Zgodnie z najlepszą wiedzą autora, są to pierwsze badania na świecie w grupie pacjentów po UM, skupiające się na treningu proprioceptywnym stawu kolanowego, wykonanym w pełni na robocie rehabilitacyjnym. Uzyskane wyniki pomogą lepiej zrozumieć, wykorzystać i połączyć nowoczesne technologie z procesem terapeutycznym.

1. Udar mózgu - definicja, etiologia i epidemiologia

Światowa Organizacja Zdrowia (WHO) zdefiniowała w 1980 r. UM jako ostre wystąpienie miejscowych lub uogólnionych zaburzeń czynności mózgu, utrzymujących się ponad 24 godziny i wynikających wyłącznie z przyczyn naczyniowych związanych z mózgowym przepływem krwi [9]. W 2013 roku Amerykańskie Towarzystwo Chorób Serca/Amerykańskie Towarzystwo Udarowe (AHA/ASA) uaktualniło i rozszerzyło jego definicję podając, iż UM to zaburzenie neurologiczne o podłożu naczyniowym dotyczące mózgu, siatkówki lub rdzenia przedłużonego, które można potwierdzić w badaniach neuroobrazowych, innych obiektywnych badaniach lub na podstawie objawów utrzymujących się powyżej 24 godzin przy wykluczeniu innych możliwych przyczyn [10].

W zależności od patomechanizmu wyróżnia się dwa główne rodzaje UM: niedokrwienny i krwotoczny. Udar niedokrwienny (inaczej zawał mózgu) stanowiący około 87% wszystkich incydentów udarowych, cechuje się gwałtowną anomalią dopływu krwi do naczyń krwionośnych zaopatrujących określony obszar mózgu [11]. Poziomem krytycznym przepływu prowadzącym do niedokrwienia jest około 23ml/100g/min, a spadek poniżej poziomu 12ml/100g/min powoduje trwałe zmiany funkcjonalne i strukturalne [12]. W wyniku braku zaopatrzenia w tlen i glukozę zaburzona zostaje produkcja adenozyenu-5-trifosforanu (ATP) w mózgu, prowadząc w konsekwencji do deficytu energetycznego, zaburzenia homeostazy jonowej i dysbalansu kwasowo-zasadowego, rozpoczynając zaprogramowaną nekrozę komórek, a następnie wywołując deficyty neurologiczne [13]. Powstałe centralne ognisko niedokrwienia otoczone jest obszarem penumbry, w którym wielkość mózgowego przepływu krwi (CBF) obniża się poniżej poziomu funkcjonalnego. Obszar ten jest możliwy do uratowania w wyniku przywrócenia prawidłowej wartości CBF [14].

Udar krwotoczny, stanowiący około 10-15% wszystkich przypadków, jest następstwem pęknięcia lub nieszczelności naczynia krwionośnego w obrębie mózgu. Wyróżnia się tu: krwotok śródmózgowy, wywołany pęknięciem naczyń krwionośnych i patologicznym akumulowaniem się krwi w jego obrębie oraz krwotok podpajęczynówkowy jako wynik urazu głowy lub pęknięcia tętniaka mózgu [15]. Dodatkowo można uwzględnić tu tak zwane krwawienia pozamózgowe, obejmujące krwiaki nadtwardówkowe i krwiaki podtwardówkowe jako powikłania wynikające z urazu mózgu [16].

Czynniki ryzyka incydentu udarowego można sklasyfikować jako modyfikowalne i niemodyfikowalne. Czynniki ryzyka, jak również styl życia różnią się w zależności od kraju i konkretnej populacji, dlatego istotna staje się analiza i ocena cech klinicznych udaru do wypracowania schematu występowania tej choroby na określonym obszarze [17]. W literaturze coraz częściej pojawiają się prace dotyczące występowania UM w lokalnych populacjach w zależności od pogody, klimatu czy pory roku. Badania z 2024 r. na mieszkańcach Tarnowa wykazały wyższą częstotliwość występowania UM zimą z przewagą incydentów niedokrwiennych [18].

Do niemodyfikowalnych czynników ryzyka udaru mózgu zalicza się: wiek, płeć, predyspozycje genetyczne, czy przynależność etniczną [19]. Do tej grupy czynników należy również przemijający atak niedokrwienny (TIA), który jest charakteryzowany jako krótkotrwałe zaburzenie funkcji neurologicznych wynikające z ogniskowego niedokrwienia tkanki mózgu, rdzenia kręgowego lub siatkówki, niepowodujące zawału oraz trwałych zmian strukturalnych [20]. Należy również podkreślić, iż według badań 60% pacjentów, którzy przeżyli udar mózgu, zgłasza wcześniejsze wystąpienie objawów TIA w wywiadzie [21]. Analiza czynników ryzyka udaru mózgu jest przedmiotem wielu badań na świecie. Interesujące wnioski przedstawia Lilia i wsp. wskazujące, iż niską masę urodzeniową dziecka należy uwzględnić jako jeden z czynników ryzyka wystąpienia UM [22]. Ponadto Bukhari i wsp. w badaniu z 2020 r. opisali wzrost ilości udarów niedokrwiennych w populacji osób poniżej 50. roku życia na świecie, szczególnie w krajach o niskim i średnim dochodzie [23]. Natomiast badania z 2021 r. przeprowadzone w Nigerii, zwracają uwagę na niską świadomość UM wśród personelu pomocniczego pracującego w Uniwersytecie Nnamdi Azikiwe [24].

Do czynników modyfikowalnych udaru mózgu należą: nadciśnienie tętnicze, cukrzyca, otyłość, palenie papierosów, brak lub niska aktywność fizyczna, nieprawidłowa dieta czy hiperlipidemia [25]. Warto zwrócić uwagę, iż wśród populacji młodych kobiet występują specyficzne czynniki ryzyka, takie jak stosowanie środków antykoncepcyjnych, ciąża oraz migrena z aurą. Połączenie środków antykoncepcyjnych oraz występowanie migreny zwiększa ryzyko udaru 2 – krotnie, a w przypadku kobiety palącej 9 – krotnie w stosunku do kobiety u której nie występują powyższe czynniki ryzyka [25].

Należy również zaznaczyć, że interesujące wydają się badania związku pomiędzy UM a pandemią SARS-CoV-2. Pacjenci po infekcji COVID-19 mają zwiększone ryzyko incydentu udarowego do 3 lat od zainfekowania [26]. Naukowcy

w metaanalizie z 2020 r. wskazali na cięższy przebieg choroby u osób zakażonych oraz inny wzorzec udaru niż w populacji osób bez COVID-19 [27]. Jednakże, częściej wystąpienie incydentu udarowego obserwowane było u pacjentów zainfekowanych, którzy posiadali czynniki ryzyka, takie jak nadciśnienie tętnicze, choroba wieńcowa, migotanie przedsionków czy cukrzyca [28].

Dane epidemiologiczne wskazują, iż UM jest drugą przyczyną śmierci i trzecim wspólnym źródłem niepełnosprawności i śmierci na świecie, generując koszty na poziomie ponad 721 miliardów dolarów [29]. Bezpośredni koszt leczenia UM w Europie, wynosi około 16 miliardów euro, w USA 23,6 miliarda dolarów z perspektywą wzrostu do 66 miliardów do 2035r., natomiast w Wielkiej Brytanii łączne szacunkowe roczne koszty społeczne wynoszą 26 miliardów funtów, uwzględniając w tym narodową służbę zdrowia, wartość osobistych usług społecznych czy straty wynikające z utraty produktywności [30]. Jedynie w 2019 r. odnotowano około 100 milionów przypadków udaru i lat życia skorygowanych niepełnosprawnością na świecie [31]. Udar niedokrwienny zdiagnozowano u 77,19 miliona pacjentów a 3,27 mln zmarło w jego wyniku na świecie [32]. W Europie UM jest trzecią przyczyną śmierci i pierwszym źródłem niepełnosprawności. Dane z raportu Burden of Stroke in Europe wskazują, iż w 2017 r. 1,12 mln mieszkańców Europy miało incydent udarowy, a 0,46 mln zmarło w jego wyniku. Autorzy raportu szacują, że do 2047r. zachorowalność na UM wzrośnie o 3%, a śmiertelność z jego powodu spadnie o 17%. Autorzy oczekują również zmniejszenia liczby udarów w populacji poniżej 70. roku życia [33]. Dostępne informacje wskazują, iż na przestrzeni ostatnich 20 lat średnie globalne ryzyko wystąpienia incydentu udarowego wzrosło z 22,8% do 24,9% [34]. Według danych europejskiego raportu z 2017 roku, wskaźnik zapadalności na wszystkie rodzaje udaru w Polsce wynosił 112 przypadków na każde 100 000 mieszkańców, a wskaźnik śmiertelności był na poziomie 69,3 zgonów na 100 000 osób [35].

W Polsce w 2021 r. odnotowano 72 tysiące nowych przypadków UM, co wskazuje na 35,1% spadek w stosunku do 1990 r. Liczba zgonów z jego powodu wyniosła 45 tysięcy, wykazując spadek na poziomie 65,5% w stosunku do 1990 r. Ogólna liczba osób żyjąca ze skutkami udaru w Polsce wyniosła 485 tysięcy [36]. Znaczne zmniejszenie umieralności należy powiązać z szybkim rozwojem kraju, zmianą warunków bytowych populacji oraz skutecznością programów profilaktycznych [37]. Badania z udziałem 1500 pacjentów z wykrytym UM, przeprowadzone we wschodniej

Polsce wykazały, iż 52% wszystkich chorych stanowiły kobiety z większym odsetkiem zgonów na poziomie 36,11% w porównaniu do populacji męskiej. Jednocześnie częstotliwość przypadków śmiertelnych w środowiskach wiejskich wynosi 34,7% przy 29,07% śmiertelności w środowiskach miejskich [37].

W skali Europy, przewidywany jest wzrost liczby pacjentów po UM do 1,5 miliona w 2025 r. Głównymi czynnikami sprawczymi jest starzenie się społeczeństwa oraz stałe utrzymywanie czynników ryzyka [38]. Oczekuje się, że do 2050 roku populacja osób starszych w Europie wzrośnie o 35% [39]. Inna prognoza na lata 2017-2047 uwzględnia 17% spadek śmiertelności pacjentów po UM z jednoczesnym wzrostem zachorowalności na poziomie 27%, co w konsekwencji zwiększy potrzebę leczenia rehabilitacyjnego [40].

Dane epidemiologiczne wskazują Chiny, jako państwo przodujące w występowaniu incydentów udarowych na poziomie rocznym około 2,4 miliona chorych i śmiertelności na poziomie 1,1 mln osób [41]. Jednocześnie badania wskazują na wyższą zapadalność na UM w rejonach wiejskich, wyszczególniając różnice ekonomiczne oraz zmiany częstotliwości występowania czynników ryzyka jako jedne z głównych przyczyn [42]. Badania z Indii potwierdzają te informacje. Po przeanalizowaniu 13820 pacjentów w latach 2018-2019 zaobserwowano wyższą częstotliwość zapadania na UM w obszarach wiejskich [43]. Również dane z Hiszpanii wskazują na nierównomierne rozmieszczenie występowania tego problemu podając, iż niższe wartości obserwowano w rejonach centralnych i śródziemnomorskich kraju. Tłumaczone jest to występowaniem i zróżnicowaniem czynników ryzyka [44].

Zgodnie z analizą danych z 2017 r., śmierć w wyniku udaru stanowiła 5,2% wszystkich zgonów na terenie Stanów Zjednoczonych Ameryki (USA), klasyfikując go jako najpoważniejsze zaburzenie neurologiczne [45]. W 2019 r. całkowite koszty bezpośrednie leczenia pacjentów z chorobami układu krążenia i udarem wyniosły 251 mln dolarów. Dodatkowo koszty pośrednie związane z przedwczesną śmiercią i utratą produktywności wyniosły 156 miliardów dolarów [46].

Stale przebywająca liczba pacjentów z UM i perspektywa wzrostu liczby pacjentów wymagających rehabilitacji wymusza zaangażowanie w działania prewencyjne i poszukiwania możliwości redukcji kosztów bezpośredniego leczenia [47]. Rozwijanie efektywnych metod rehabilitacji, jest jednym z najważniejszych czynników mogących zmniejszyć pośrednie koszty funkcjonowania państwa i pomóc

osobom dotkniętym UM wrócić do pełnego uczestnictwa w życiu rodzinnym i społecznym [48,49].

2. Obraz kliniczny pacjenta i konsekwencje udaru mózgu

Ze względu na stale zwiększającą się liczbę pacjentów, którzy przeżyli UM, powinno się go traktować jako chorobę przewlekłą zamiast pojedynczego incydentu neurologicznego [50]. Niepełnosprawność funkcjonalna, deficyty poznawcze oraz zaburzenia emocjonalne to najczęstsze problemy, z którymi pacjenci borykają się w życiu codziennym po UM [50, 51].

Głównym zaburzeniem funkcjonalnym po UM, jest porażenie połowicze, które inaczej nazywane jest hemiplegią. Dysfunkcja ta wywołana jest brakiem kontroli górnego neuronu nad ośrodkiem dolnym, przy jednoczasowym wystąpieniu wstrząsu rdzenia kręgowego niewykazującego cech fizycznego uszkodzenia [52]. Ciekawe i w małym stopniu opisane są deficyty funkcjonalne strony pośrednio zajętej UM. Niedowład po UM dotyczy przeciwnej strony ciała, w odniesieniu do uszkodzonej półkuli mózgowej, jednakże pewna określona ilość włókien nerwowych kontroluje ruchy tej samej strony [53]. Obustronna kontrola ruchowa wskazuje, iż obie półkule mózgowe uczestniczą w kierowaniu motoryką obu stron ciała, a obecność ciała modelowego może oddziaływać na aktywację przeciwległej półkuli [54]. Informacje naukowe wskazują, iż deficyty po UM mogą występować po stronie pośrednio zajętej szczególnie w obrębie kończyny górnej i objawiać się osłabieniem siły mięśniowej, zaburzeniem koordynacji, precyzji ruchów i zmianą schematów motorycznych. Całość zaburzeń może prowokować dysfunkcje chodu i równowagi, a problemy te mogą wynikać z reorganizacji kory mózgowej, jak również wystąpienia mechanizmów kompensacyjnych [55].

Brunnström zaproponowała podział procesu rekonwalescencji na etapy przebiegające od porażenia wiotkiego, przez spastyczność o różnym stopniu nasilenia, rozwój zdolności do selektywnego sterowania ruchem oraz końcowego pełnego powrotu do zdrowia. Przejście pacjenta na kolejny etap uwarunkowane jest osobniczo i uzależnione jest od wielu czynników [56]. W początkowej fazie choroby dysfunkcje motoryczne kończyny górnej i dolnej występują u około 55-75% pacjentów z różnym stopniem nasilenia. Około 30% pacjentów wymaga użycia zaopatrzenia ortopedycznego lub pomocy osób trzecich przy lokomocji w okresie rehabilitacji. Sytuacja ta, może wpływać na samoocenę pacjentów, obniżenie poczucia ich własnej wartości i poczucie wstydu, co w konsekwencji dodatkowo wpływa na jakość ich życia [57].

Zgodnie z okresami zdrowienia wg Brunström, napięcie mięśni z czasem wzrasta rozwijając się w spastyczność [58], co definiowane jest jako zwiększone napięcie mięśniowe, zależne od szybkości wykonania ruchu, uwidocznione mimowolną aktywacją mięśni. Jest konsekwencją zaburzeń czuciowo – ruchowych kończyny, spowodowanych uszkodzeniem górnych neuronów ruchowych [59].

Spastyczność po UM, wpływa niekorzystnie na wykonywanie ruchów dowolnych pacjenta, prowokując skurcze mięśni, stany zapalne oraz deformacje stawów i ścięgien. Nadmierne patologiczne napięcie, doprowadza do zmian wzorców ruchowych obejmując od jednego do kilku stawów [60]. Pierwsze objawy spastyczności po UM, obserwowane są u pacjentów pomiędzy pierwszym a szóstym tygodniem choroby, z ich maksymalnym nasileniem pomiędzy pierwszym a trzecim miesiącem. Częstość jej występowania po ostrym udarze waha się w przedziale 19 – 26,7% przypadków, a w udarze nawracającym 17 – 42,6% przypadków. W przewlekłych postaciach choroby, spastyczność dotyczy 97% chorych z umiarkowanymi lub ciężkimi deficytami funkcjonalnymi [61]. Część pacjentów wykorzystuje spastyczność występującą w kończynie dolnej, która pomaga im w pionizacji, przeniesieniu ciężaru ciała, utrzymaniu pozycji wysokiej i lokomocji na kończynie bezpośrednio zajętej udarem [62]. Spastyczność kończyn górnych, powoduje ograniczenie zakresu ruchomości i stanowi czynnik wywołujący ból w kończynie, utrudniając prowadzenie procesu rehabilitacji [63]. U pacjentów z niedowładem, spastyczność pojawia się z częstotliwością 27% po pierwszym miesiącu choroby, 28% po trzech miesiącach choroby i 43% po sześciu miesiącach oraz 24% po osiemnastu miesiącach od początku choroby. Patologiczne napięcie ma istotny wpływ na jakość życia fizycznego oraz aktywność społeczną mogąc powodować trudności w nawiązywaniu kontaktów społecznych i wycofaniu się z życia społecznego [64].

Hemiplegiczny ból barku (HSP), według dostępnych danych, rozwija się u 30 – 65% pacjentów, z częstotliwością sięgającą 39% w skali roku. Postać przewlekła HSP może rozwijać się w wyniku uszkodzeń strukturalnych lub nieprawidłowych wzorców postawy po UM [65]. W badaniu Kridrum i wsp. na grupie 60 pacjentów po UM ból barku występował u 63,3% osób, a 81,6% z nich lokalizowało go po stronie hemiplegii. Badanie ultrasonograficzne (USG) wykazało u 91,7% pacjentów uszkodzenia struktur stawu barkowego po stronie bezpośrednio zajętej udarem. Najczęstszymi patologiami były wysięk w obrębie ścięgna mięśnia dwugłowego ramienia, ścięgna mięśnia

nadgrzebieniowego oraz pozytywny test dynamicznego uderzenia mięśnia nadgrzebieniowego [66].

Częstym powikłaniem po UM, wpływającym na jakość życia pacjentów, jest problem z pęcherzem moczowym obejmując nietrzymanie moczu, parcie nagłące czy trudność w oddawaniu moczu [67]. Nietrzymanie moczu występuje u około 50% pacjentów w przebiegu pierwszego miesiąca choroby, u 38% chorych po roku, natomiast 17% boryka się z nim w perspektywie długoterminowej. Aspektami zwiększającymi możliwość wystąpienia tego zaburzenia są: płeć żeńska, wiek czy ograniczenie funkcji poznawczych [68].

Udar niedokrwienny stanowi najważniejszą przyczynę dysfagii na świecie. Według badań od 40 do 60% pacjentów po ostrym udarze niedokrwiennym, boryka się z problem dysfagii a u 50% występuje nadal w czasie sześciu miesięcy od początku choroby. Jednakże w zależności od etapu choroby częstość jej występowania mieści się w przedziale 8 – 80% [69]. Europejskie Towarzystwo Zaburzeń Połykania (ESSD) opisuje dysfagię jako „trudności w połykaniu”. Zaburzenie to może skutkować poważnymi następstwami, takimi jak aspiracyjne zapalenie płuc [70].

Charakterystycznym następstwem UM, z którym boryka się około 32% pacjentów jest afazja, rozumiana jako zaburzenie językowe powstające w wyniku upośledzenia funkcji dominującej półkuli mózgu [71]. Jej objawy mogą obejmować kreowanie słów w wyniku własnego rozumienia gramatyki oraz trudności w ich artykulacji. W rezultacie afazję można określić jako zaburzenia przetwarzania języka na różnych poziomach, np.: morfologicznym, fonologicznym lub leksykalno – semantycznym [72]. Długofalowe obserwacje wykazują utrzymywanie się objawów afazji u 23 do 42% pacjentów. Osoby te, w porównaniu do osób po UM bez afazji, posiadają gorszą jakość życia oraz większą utratę integracji społecznej. Afazja jest łączona z depresją, problemami z powrotem do aktywności zawodowej oraz znacznym wycofaniem społecznym [73].

Depresja po udarze mózgu (PSD), występuje u około 30 do 40% pacjentów, charakteryzując się wielorakimi objawami psychicznymi i somatycznymi [74]. Najwyższe występowanie PSD notuje się w 1. roku od udaru, z naciskiem na trzy pierwsze miesiące, jednakże niektóre badania donoszą o największym odsetku przypadków po pierwszym roku od incydentu udarowego [75]. Obserwacja kliniczna pacjentów z PSD pozwala zauważyć u nich obniżenie nastroju, wycofanie społeczne, ośpienie emocjonalne czy pesymizm. W ciężkich przypadkach osoby te manifestują

myśli i próby samobójcze [76]. Mechanizm powstania i rozwoju depresji po udarze mózgu jest złożony i zawiera wiele hipotez, np. dysfunkcja osi podwzgórze – przysadka – nadnercza, stres oksydacyjny, a także hipotezy czynnika neurotroficznego i komórek odpornościowych [77]. Wystąpienie PSD jest związane z niekorzystnym rokowaniem, wyższym ryzykiem ponownego incydentu udarowego i zwiększoną śmiertelnością wśród pacjentów. Depresja wpływa niekorzystnie na jakość życia i możliwość powrotu do pełnej sprawności stanowiąc dodatkowe obciążenie dla rodzin pacjentów i społeczeństwa [78].

2.1 Chód i jego zaburzenia po udarze mózgu

Możliwość chodu i biegu determinuje mobilność i stan zdrowia człowieka [79,80]. Badania wskazują, iż chód jest równie unikalny dla każdego człowieka jak odcisk palca, przy czym jego ocena może zostać wykorzystana do kontroli jakości życia i choroby [81]. Niedowład połowiczny powstały w wyniku UM, niesie ze sobą szereg zmian, takich jak zaburzenie napięcia mięśniowego, ograniczenie kontroli ruchów, trudności z utrzymaniem równowagi oraz ogólne osłabienie organizmu. Współistnienie powyższych zaburzeń w obrębie kończyny dolnej, bezpośrednio zajętej udarem oraz tułowiu, skutkuje osłabieniem prawidłowego potencjału organizmu do utrzymywania stanu równowagi funkcjonalnej i kontroli ruchów, co prowadzi do trudności w chodzie lub zaburza jego wzorzec [82]. Pacjenci z niedowładem połowicznym, zazwyczaj prezentują asymetryczny wzorzec chodu. Szacuje się, iż dla 50% pacjentów w fazie ostrej chód nie jest możliwy, natomiast 12% pacjentów może chodzić przy wsparciu zewnętrznym, a 37% może chodzić samodzielnie. Dane wskazują, że po zastosowaniu 3 – miesięcznej rehabilitacji brak możliwości chodu występuje u 18% pacjentów, a 11% z nich nadal wymaga pomocy z zewnątrz [83]. Jednym z głównych problemów osób, które odzyskały funkcję chodu jest jego niska prędkość przyczyniająca się do rozwoju wtórnych powikłań, wzrostu ryzyka upadków, zmniejszenia niezależności oraz integracji społecznej. Pierwszym z czynników na to wpływającym, jest zbyt mała moc generowana przez zginacze podszewowe stawu skokowego, w momencie odepchnięcia kończyny dolnej od podłoża. Badania wskazują, że ścięgno Achillesa może podlegać zmianom adaptacyjnym po udarze, a następnie niekorzystnie rzutować na pracę stopy i przenoszenie sił w jej obrębie [84]. Należy zaznaczyć, że zaburzenia chodu po udarze mózgu zwiększają także ryzyko upadku.

W trakcie leczenia szpitalnego upada od 14% do 65% pacjentów [85]. Około 70% wszystkich osób po UM, doświadcza upadku w przeciągu roku od incydentu udarowego. W związku z powyższym, poprawa funkcji chodu jest jednym z głównych zadań terapeutycznych, gdyż szybko wprowadzona rehabilitacja, wspomaga procesy neuroplastyczne i zwiększa szansę powrotu pełnej sprawności [86].

Często obserwowanym zjawiskiem po UM, jest opadanie stopy (ang. Foot droop), skutkujące ograniczeniem zgięcia grzbietowego w fazie wymachu kończyny bezpośrednio zajętej, prowadząc do trudności z przyjmowaniem i przenoszeniem ciężaru ciała, podczas początkowego kontaktu pięty z podłożem. Spowodowane jest to spastycznością zginaczy podeszwowych, osłabieniem siły zginaczy grzbietowych stawu skokowego lub brakiem ich świadomej kontroli [87].

W obrębie stawu kolanowego osób po incydencie udarowym, można zauważyć dwa główne problemy, takie jak chód sztywny i przeprost stawu kolanowego. Chód sztywny (SKG), opisywany jest jako zmniejszone lub opóźnione zgięcie stawu kolanowego w trakcie trwania fazy wymachu i występuje u 25 do 75% osób, u których stwierdzono zaburzenie chodu po UM. Etiologia SKG jest zróżnicowana. SKG może powstać w wyniku osłabienia ścięgien podkolanowych, mięśni zginaczy stawu biodrowego, skokowego lub w wyniku nadmiernej reakcji odruchowej mięśnia czworogłowego na bodziec [88]. Wśród pacjentów z SKG po UM, obserwuje się problem z odstępem stopy od podłoża (ang. foot clearance) oraz częstym występowaniem kompensacji, takiej jak odwodzenie kończyny w takcie chodu, co w konsekwencji zwiększa dodatkowo koszt energetyczny [89].

Drugim obserwowanym problemem, jest przeprost stawu kolanowego w czasie fazy podporu na kończynie bezpośrednio zajętej udarem. Charakteryzuje się on, wektorem siły reakcji podłoża przebiegającym przed stawem kolanowym, prowadząc do jego wyprostowania (0 stopni) lub przekroczenia tej wartości. Przekroczenie 5 stopni wyprostowania w stawie kolanowym, uznaje się za czynnik mogący prowadzić do niepełnosprawności [90]. Badania wykazały, że maksymalna amplituda nadmiernego wyprostowania stawu kolanowego u osób po UM, może wynosić 22 stopnie [91]. Problem ten dotyczy od 40 do 60% pacjentów, a długotrwały chód z tym zaburzeniem powoduje zmniejszenie stabilności w fazie podporowej z jednoczesnym pochyleniem ciała w przód [92]. Przeprost stawu kolanowego wpływa negatywnie na prędkość chodu, zmniejsza jego wydajność, jednocześnie zwiększając wydatek energetyczny, co pogłębia występujące asymetrie wzorca chodu. Czynniki predysponujące do powstania

tego zaburzenia, zostały ustalone na podstawie obserwacji klinicznych i zaliczono do nich patologiczne napięcie prostowników kolana oraz hiperlordozę lędźwiową, spowodowaną zmniejszeniem siły mięśni pośladkowych [93].

Osoby po UM, w wyniku dysfunkcji stawu kolanowego, wykorzystują kompensacyjne ruchy miednicy, które pomagają zapobiegać opadaniu stopy oraz zrównoważyć siły grawitacji w trakcie trwania fazy podporu i wymachu. W warunkach prawidłowego chodu obserwowane są ruchy miednicy we wszystkich płaszczyznach. Wśród osób po incydencie udarowym, może występować zwiększona retrakcja miednicy, zwiększone przodopochylenie oraz opadanie w płaszczyźnie czołowej [94].

Podczas aktywności dnia codziennego, aż 40% chodu wymaga wykonywania obrotów, a czas trwania obrotu o 180 stopni powiązany jest z kontrolą tułowia, natomiast liczba wykonanych kroków i czas do tego potrzebny podczas obrotu o 360 stopni, wykazuje silne połączenie z kontrolą tułowia [95]. Informacje zawarte w badaniach naukowych pokazują, iż osoby po UM prezentują osłabienie mięśni tułowia, w tym rotatorów i zginaczy bocznych tułowia. Problemy te, mogą zaburzać mobilność pacjenta, zmieniając jego wzorzec chodu i postawę ciała a sama kontrola tułowia opisywana jest jako wczesny wskaźnik uzyskanych wyników funkcjonalnych przez pacjenta [95, 96]. Warto zaznaczyć, że algorytm Time to Walking Independently after Stroke (TWIST), który stworzono dzięki wykorzystaniu analizy Classification and regression tree (CART) w badaniu Smith i wsp., prognozuje, że 95% pacjentów po ostrym incydencie udarowym, odzyska samodzielną funkcję chodu w okresie 6 tygodni od uzyskania 40 punktów w teście oceniającym kontrolę tułowia [97,98].

2.2 Mechanizm równowagi i jej zaburzenia

Jedną z istotnych konsekwencji ostrego udaru mózgu jest zaburzenie równowagi, cechujące się odchyleniem i niestabilnością pola podłoża [99]. Problemy z kontrolą równowagi i stabilności ciała wynikają z zaburzonej kontroli postawy, zmian sensorycznych po stronie bezpośrednio zajętej chorobą, deficytu siły pomiędzy kończynami dolnymi, upośledzenia funkcji poznawczych, świadomości ciała i trudności w utrzymaniu koncentracji. Czynniki takie jak depresja czy choroby współistniejące mogą dodatkowo przyczynić się do tych problemów, dlatego znalezienie ich źródła odgrywa istotną rolę w procesie rehabilitacji [100]. Równowaga definiowana jest jako umiejętność oraz zdolność utrzymania stabilnej postawy oraz automatycznego jej

korygowania w odpowiedzi na bodźce zewnętrzne. Wyróżniono równowagę statyczną, na którą składa się utrzymanie stabilnej postawy ciała w niezmienionej pozycji jak stanie lub siedzenie oraz równowagę dynamiczną obejmującą zdolność organizmu do regulacji postawy w trakcie ruchu ciała [101]. Dlatego ogólna kontrola równowagi, to wieloaspektowy mechanizm, którego celem jest minimalizowanie nadmiernych wychyleń osi pionowej ciała, które w konsekwencji mogłyby skutkować upadkiem [102]. Za prawidłową pracę tego mechanizmu odpowiadają wyższe ośrodki nerwowe, których zadaniem jest integracja i przetwarzanie bodźców ze środowiska zewnętrznego. Sygnały te, odbierane są przez receptory, a następnie przesyłane do ośrodkowego układu nerwowego [103]. Badania naukowe dowodzą, iż to prawa półkula mózgu odgrywa znaczącą rolę w procesie utrzymywania równowagi, a jej uszkodzenie może doprowadzić do ograniczonych możliwości przenoszenia masy ciała, gorszych wyników w klinicznych testach oceniających równowagę oraz dłuższego czasu potrzebnego do odzyskania niezależnej postawy ciała [104]. Ważną rolę odgrywa również układ ruchu, który umożliwia wykorzystanie 3 sposobów utrzymania lub przywrócenia stanu równowagi, takich jak: strategia stawu skokowego wykorzystywana w pierwszej kolejności, jako odpowiedź na słabą amplitudę wychwiał na stabilnym podłożu; strategia stawu biodrowego aktywowana w przypadku większej amplitudy wychwiał lub przy przyjęciu wąskiej podstawy podparcia oraz strategia kroku, obejmująca wykonanie pojedynczego kroku w różnym kierunku w odpowiedzi na bodziec [105].

Ograniczone możliwości utrzymania równowagi, zwiększają ryzyko upadków i ich konsekwencji, takich jak złamania kostne, uraz w obrębie głowy i zespół poupadkowy, czyli strach przed ponownym upadkiem, który może ograniczyć podejmowanie spontanicznej aktywności przez pacjenta [106]. Szacuje się, iż około 83% pacjentów wykazuje upośledzenie równowagi po UM, uwidocznione zmniejszonym czasem trwania fazy podporowej oraz niższą prędkością chodu [107]. Wdrożenie rehabilitacji w pierwszych tygodniach po udarze, która nacelowana jest na poprawę równowagi, pozwala zwiększyć samodzielność pacjenta i wpłynąć na poprawę jakości jego życia. Badania informują o skuteczności różnych programów rehabilitacji, wliczając w to tradycyjne protokoły, nowoczesną wirtualną rzeczywistość, jak i wprowadzenie zrobotyzowanych urządzeń do kontroli tułowia [108].

2.3 Mechanizm propiocepcji i jej zaburzenia

Propriocepcja to zdolność do odbierania i przetwarzania informacji o ruchu, położeniu ciała i jego części w przestrzeni. Dane te dostarczane są z mechanoreceptorów zlokalizowanych w mięśniach, ścięgnach oraz torebkach stawowych. Jednocześnie mechanoreceptory skórne dostarczają dodatkowe sygnały powiązane z dotykiem, będące źródłem uzupełniającym poziom tych informacji [109]. Proprioceptywne sprzężenie zwrotne, stanowi pierwszorzędą rolę w utrzymaniu stabilnej postawy, zarządzaniu zmianami pozycji kończyn i płynnością wykonania ruchu. Odpowiada za szybką reakcję wzorca ruchowego na nieprzewidziane zakłócenia. Każda informacja proprioceptywna odbierana z obwodu, przesyłana jest do wyższych ośrodków sensorycznych i motorycznych, w tym kory mózgowej, współtworząc wewnętrzny model ciała i ruchu. Model ten jest stale aktualizowany i ma podstawowe znaczenie w procesie planowania i nauki motorycznej, jednocześnie będąc poziomem wyjściowym subiektywnego poczucia własnego ciała [110].

Zaburzenia propiocepcji mogą wystąpić w sytuacjach fizjologicznych oraz patologicznych a mechanizmy powstania tego problemu budzą zainteresowanie wśród badaczy [111,112]. Do patologicznych przyczyn problemów z propiocepcją można zaliczyć nieprawidłowe funkcjonowanie układu mięśniowo – szkieletowego, zespoły bólowe czy chory neurologiczne [113–115]. Fizjologiczną przyczyną pogorszenia propiocepcji jest proces starzenia, który można kompensować poprzez aktywność fizyczną, a sam trening proprioceptywny jest dobrym sposobem usprawnienia funkcji motorycznych [116]. Upośledzenie propiocepcji może wpływać na odruchy posturalne, kontrole napięcia mięśniowego, biomechanikę stawów, odbieranie pozycji ciała w przestrzeni oraz obniżenie efektywności i funkcjonalności podczas aktywności dnia codziennego [117, 118].

Poprawa poziomu sprawności motorycznej wśród osób po UM jest zależna od czasu i jest konsekwencją spontanicznego powrotu do zdrowia oraz wdrożonego procesu rehabilitacji. Najbardziej widoczna poprawa stanu funkcjonalnego pacjenta obserwowana jest w przeciągu kilku pierwszych tygodni, osiągając poziom plateau po 3. miesiącach od incydentu udarowego. Udowodniono, iż poprawa zdrowia w zakresie funkcji motorycznych i sensorycznych jest ze sobą powiązana, gdyż zaburzenia propiocepcji mają negatywny wpływ na proces uczenia ruchowego ograniczając odzyskiwanie sprawności motorycznej. W konsekwencji, aby móc ocenić wpływ

wdrożonego leczenia na poprawę funkcji motorycznych, konieczne wydaje się monitorowanie deficytów propriocepcji na różnych etapach procesu rehabilitacji [119, 120].

Proprioceptywne sprzężenie zwrotne pełni podstawową rolę w przekazywaniu informacji o ruchu i położeniu segmentów ciała, co jest kluczowe dla układu motorycznego w czasie wykonywania dynamicznych aktywności. Dodatkowo jego prawidłowy poziom umożliwia optymalną rekrutację mięśni oraz współpracę między mięśniową podczas funkcji chodu [121]. W badaniach naukowych najczęściej wykorzystuje się trzy główne metody oceny propriocepcji, takie jak próg wykrywania ruchu biernego (TTDPM), odtwarzanie pozycji stawów (JPR) oraz ocenę dyskryminacji ruchu czynnego (AMEDA) [122,123]. Ocena TTDMP obejmuje wykrycie biernego ruchu w stawie oraz dodatkowo kierunku tego ruchu przez osobę z zasłoniętymi oczami. Wynikiem końcowym testu jest stopień ruchu stawu lub czas, który upłynął do momentu reakcji badanego na ruch [124]. Test JPR wykonywany jest również przez osobę z zasłoniętymi oczami i polega na odtworzeniu wcześniej przyjętej pozycji kątowej stawu kończyną ipsilateralną bądź kontralateralną. Poziom propriocepcji określa się na podstawie dokładności odtwarzanej pozycji a uzyskaną wartość kątową można opisać jako błąd bezwzględny lub systematyczny [125]. Ocena dyskryminacji ruchu czynnego, odbywa się w pozycji wysokiej, odtwarzając warunki dnia codziennego. Osoba badana, ma za zadanie określić wartość bezwzględną kąta odchylenia płyty, na której stoi, od poziomu podłoża. Tradycyjny protokół badania obejmuje wykonanie 50 pomiarów [126].

3. Rehabilitacja po udarze mózgu

Zgodnie z najnowszą wiedzą naukową, leczenie UM przebiega dwutorowo z zastosowaniem farmakoterapii i rehabilitacji, która jest istotna w minimalizowaniu negatywnych skutków choroby [127]. Proces rehabilitacji można charakteryzować jako rozwijający się, dynamiczny i ukierunkowany na cel model leczenia, umożliwiający pacjentom po UM powrót do poziomu sprawności fizycznej i uczestnictwa w życiu społecznym sprzed udaru. Proces ten, może rozpocząć się w momencie uzyskania stabilizacji funkcji życiowych [128]. Przedstawiciele Konsorcjum Stroke Roundtable wyróżnili: fazę hiper ostrą trwającą pierwsze 24 godziny, ostrą – pierwsze 7 dni, podostrą trwającą pierwsze 3 miesiące, późną fazę podostrą obejmującą czas 4-6 miesięcy po UM i przewlekłą po 6 miesiącach od początku choroby. Najbardziej intensywna poprawa występuje w przeciągu pierwszych tygodni, z często obserwowanym plateau po 3. miesiącach. Po tym okresie poprawa w obszarze funkcji motorycznych staje się mniej wyraźna. Jednakże, odpowiednio prowadzony trening rehabilitacyjny, daje szansę na poprawę powstałych deficytów nawet w fazie przewlekłej po UM [129]. Zgodnie z wytycznymi AHA oraz Królewskiego Holenderskiego Towarzystwa Fizjoterapii (KNGF), proces rehabilitacji powinien zostać wdrożony w fazie hiper ostrej i obejmować mobilizację i kontrolowane aktywne ćwiczenia z pacjentem. Ma to skutkować ograniczeniem powikłań wynikających z unieruchomienia oraz pobudzić procesy odzyskiwania kontroli motorycznej [130]. Również wytyczne Narodowego Programu Profilaktyki i Leczenia Chorób Układu Sercowo-Naczyniowego (POLKARD) rekomendowały wczesne rozpoczęcie rehabilitacji, która powinna być indywidualnie dostosowana do stanu klinicznego i potrzeb pacjenta [131]. Program usprawniania pacjenta, wykorzystuje różnego rodzaju ćwiczenia i interwencje wykazujące różnice w zależności od etapu choroby. Każde z szeroko rozumianych ćwiczeń wykazuje skuteczność przy jego odpowiednim indywidualnym dostosowaniu do pacjenta i okresu choroby, w jakim znajduje się pacjent [132]. Dodatkowo, metaanaliza przeprowadzona przez Ali i wsp. wykazała, iż ćwiczenia fizyczne oprócz oczywistych korzyści, takich jak utrzymanie sprawności fizycznej, powrotu funkcji chodu czy równowagi, mogą wpływać umiarkowanie korzystnie na poprawę jakości życia związanej ze zdrowiem. Dlatego ćwiczenia fizyczne powinny być nieodłączną częścią rehabilitacji [133]. Równie interesujące wnioski przedstawiła Hou i wsp. podając, iż osoby które wykonują przynajmniej 5 sesji

treningowych tygodniowo, trwających po 40 minut, mają niższe ryzyko ponownego wystąpienie incydentu udarowego [134].

3.1 Standardowe metody rehabilitacji

W środowisku medycznym istnieje wiele interwencji stosowanych po UM, które poprawiają sprawność i zdrowie pacjentów. Leczenie dysfunkcji motorycznych jest długotrwałym procesem, wymuszającym aktywne uczestnictwo pacjenta, który dzięki własnym doświadczeniom i nauce wspomaga proces neuroplastyczności i powrotu funkcji motorycznych [135]. Neuroplastyczność mózgu można zdefiniować jako zdolność tkanki mózgu do strukturalnej i funkcjonalnej reorganizacji w odpowiedzi na zmiany środowiskowe oraz uszkodzeniowe [136]. Współczesna rehabilitacja pourazowa wprowadza intensywne, adaptacyjne metody, takie jak terapia wymuszona koniecznością (CIMT) czy terapia w rzeczywistości wirtualnej, które podobnie jak rehabilitacja poznawcza wykorzystuje mechanizm neuroplastyczności do odbudowy funkcji w wyniku reorganizacji sieci neuronalnych [137].

Oprócz specjalistycznych form terapii wykorzystuje się również ćwiczenia bierne, czynne, czynne z progresywnym oporem oraz ćwiczenia postawy, równowagi i funkcji chodu, a także zabiegi fizykalne, manualne i różne formy masażu. Ich głównym zadaniem jest ograniczenie powikłań wtórnych oraz poprawa sprawności fizycznej [138,139]. Jedną z wykorzystywanych metod specjalistycznych jest proprioceptywne torowanie nerwowo-mięśniowe (PNF) [140]. Koncepcja terapii opiera się na funkcjonalnym i pozytywnym podejściu, wykorzystaniu istniejących rezerw organizmu, zastosowaniu zasad nauki i kontroli motorycznej przy jednoczesnym holistycznym spojrzeniu na pacjenta. PNF może być stosowany na obszar pośrednio lub bezpośrednio zajęty chorobowo. U osób po UM aktywacja strony bezpośrednio zajętej, możliwa jest przez uaktywnienie zdrowych struktur, wykorzystując mechanizm odbicia [141]. Metoda PNF stosuje zasadę, iż kontrola ruchów ciała pacjenta rozwija się od bliższych, centralnych części ciała do obszarów dystalnych. W trakcie terapii wykorzystuje się proprioceptywne bodźce organizmu do wspomagania lub hamowania skurczów mięśni, w konsekwencji prowadząc do mocniejszej odpowiedzi motorycznej. Jednocześnie poprawiają one kontrolę ruchu w wyniku zastosowania rozciągania lub odpowiednio dobranego oporu w określonych wzorcach ruchowych, zmniejszając

niekorzystne przenoszenie napięcia na inne grupy mięśniowe [142]. Dostępna literatura potwierdza skuteczność wykorzystania metody PNF wskazując, iż wykonywanie wzorców ruchowych prowadzi do poprawienia aktywności korowej w paśmie beta w korze ciemieniowej, co odgrywa ważną rolę w przetwarzaniu i integracji informacji ruchowej. Równolegle widoczna jest poprawa aktywności elektrofizjologicznej (moc pasma alfa) w grzbietowo-bocznej korze przedczołowej oraz górnej części kory ciemieniowej [143].

Kolejną, powszechnie wykorzystywaną formą terapii osób po UM jest terapia neurorozwojowa NDT-Bobath. Badanie przeprowadzone na grupie 24 pacjentów, których poddano codziennej 45 minutowej terapii przez okres 3 tygodni wykazało poprawę funkcji chodu, wykazując skuteczność tej metody terapii [144]. Kolejne badanie na grupie 26 uczestników, których poddano 6 tygodniowej terapii, wykazało skuteczność leczenia w zakresie poprawy funkcji kończyny górnej strony bezpośrednio zajętej udarem [145]. Głównym założeniem metody Bobath po uszkodzeniach neurologicznych jest możliwość regeneracji w wyniku plastyczności układu nerwowo-mięśniowego. Powrót pacjentów do sprawności odbywa się poprzez stymulację układu nerwowego i mięśniowego. Podstawowym celem terapii jest normalizacja napięcia mięśniowego u pacjentów z hemiplegią. Praca z pacjentem skupiona jest na funkcjonalnych czynnościach, które wspierają selektywną kontrolę ruchu, jednocześnie poprawiając ogólną sprawność. Ważnym założeniem tej metody jest aktywne uczestnictwo pacjenta, ze szczególnym uwzględnieniem strony niedowładnej, przy jednoczesnym unikaniu kompensacyjnych wzorców ruchowych [146].

Terapia wymuszona koniecznością jest jedną z form terapii wykorzystywaną u pacjentów po uszkodzeniu ośrodkowego układu nerwowego. Proces rehabilitacji polega na ograniczeniu możliwości wykorzystania kończyn pośrednio zajętych i wymuszeniu aktywności na kończynach bezpośrednio zajętych chorobą [147]. Metaanaliza z 2022 roku udowodniła skuteczność CIMT wśród pacjentów po UM w zakresie funkcji motorycznych i poprawy funkcjonalności kończyn górnych [148].

Równie często wykorzystywaną terapią w obrębie kończyn górnych jest terapia lustrzana (MT). Efekt terapii uzyskiwany jest przez wzrokowe sprzężenie zwrotne, które dzięki zastosowaniu lustra pobudza pierwotną korę ruchową mózgu, oddziałując na aktywność elektryczną i pobudliwość kory. Innym opisywanym mechanizmem działania MT jest aktywacja neuronów lustrzanych podczas terapii [149]. Przegląd

literatury wskazuje, iż zastosowanie terapii lustrzanej wpływa na poprawę w zakresie funkcji motorycznych i sensorycznych [150].

W przypadku leczenia skutków UM takich jak HSP, wykorzystywana jest pełna gama dostępnych technik leczenia z zakresu kinezyterapii, fizykoterapii, jak również leczenia farmakologicznego. Do najczęściej stosowanych metod można zaliczyć: taping, terapię punktów spustowych, nerwowo-mięśniową stymulację elektryczną, przezskórną elektryczną stymulację nerwów czy iniekcje kortykosteroidów i domięśniowe iniekcje toksyny botulinowej [151].

Jednym z podstawowych celów rehabilitacji osób po UM jest przywrócenie zdolności samodzielnego chodu, obejmujące dwie składowe: pierwszą wykorzystującą wzmacnianie mięśni oraz reedukację nerwowo-mięśniową oraz drugą będącą treningiem właściwego chodu. W drugiej fazie często wykorzystywana jest bieżnia [152]. Badanie z 2021 roku wykazało, iż dodatkowy 30 minutowy trening chodu tyłem na bieżni pozytywnie wpływa na takie parametry jak równowaga oraz wydolność sercowo-płucna [153]. Dodatkowo badanie z 2024 r. na grupie 30 pacjentów po UM z użyciem bieżni antygravitacyjnej wykazało poprawę stanu pacjentów, jednocześnie sugerując indywidualne dopasowanie parametrów urządzenia do możliwości pacjenta [154].

3.2 Rehabilitacja wspomagana nowoczesną technologią

Wzrost liczby pacjentów z niepełnosprawnościami po UM wymusza poszukiwania nowych strategii i rozwiązań rehabilitacyjnych. Dzięki przeprowadzanym badaniom stworzono systemy rehabilitacyjne wykorzystujące nowoczesną technologię [155]. Udowodniono ich pozytywny wpływ w zakresie: poprawy sprawności motorycznej pacjentów po UM, zintensyfikowania terapii, dodatkowej motywacji pacjenta, czy zmniejszenia obciążeń wśród personelu medycznego [156].

Reedukacja chodu jest jedną z najważniejszych potrzeb wśród pacjentów po uszkodzeniu ośrodkowego układu nerwowego. W praktyce klinicznej coraz częściej wykorzystywane są roboty rehabilitacyjne do ponownej nauki chodu. Zastosowanie tego podejścia pozwala uzyskać informacje kinetyczne i kinematyczne pozwalające w dokładniejszy sposób planować i monitorować proces reedukacji chodu, a także oceniać jego postępy i efekty [157]. Urządzenia do zrobotyzowanego treningu chodu można podzielić na dwie grupy: egzoszkielety naziemne oraz egzoszkielety połączone

z bieżnią [158]. Uziemione trenażery chodu wykazują pewne ograniczenia, takie jak dostępność w wyspecjalizowanych szpitalach lub klinikach rehabilitacyjnych. Postęp technologii umożliwił stworzenie przenośnych, nieuziemionych trenażerów chodu. Przenośne egzoszkielety umożliwiają odtwarzanie wszystkich aspektów fizjologicznego chodu (chód w przód, w tył i do boku), realistycznie pokonują dystans i w konsekwencji imitują fizjologiczny chód. W wyniku zastosowania sztywnej konstrukcji i silników wywołujących ruch stawów kończyn dolnych, możliwe jest utrzymanie ciężaru ciała na jednej z kończyn, przy jednoczesnym ruchu kończyny przeciwnej. Dzięki tej metodzie reedukacja chodu możliwa jest u pacjentów z całkowitą plegią kończyn dolnych, hemiplegią lub częściowym niedowładem i osłabieniem mięśni kończyny lub kończyn dolnych [159]. W badaniu opublikowanym w 2023 r. przeprowadzonym przy użyciu egzoszkieletu kolana (ABLE-KS), udowodniono pozytywny wpływ terapii na biomechaniczne parametry chodu pacjentów po UM oraz poprawę jego wytrzymałości [160]. Ciekawe wnioski wyciągnięto w badaniu z 2021 r., w którym wykorzystano egzoszkielec do treningu chodu osób po UM. W porównaniu do osób leczonych standardową rehabilitacją, osoby z grupy badanej wykazały rytmiczny i kontrolowany wzorzec chodu, odnotowany na podstawie aktywacji wzorców mięśniowych kończyny dolnej [161].

Ciekawym rozwiązaniem prowadzonym w rehabilitacji pacjentów z dysfunkcjami neurologicznymi jest zastosowanie wirtualnej rzeczywistości (VR) w celu ponownej organizacji szlaków neuromotorycznych. VR można scharakteryzować jako interaktywne środowisko reagujące na ruch i działanie użytkownika, stymulując pacjenta bodźcami sensorycznymi. Wirtualne środowisko umożliwia projektowanie i modyfikacje ćwiczeń i planów treningowych, które w klasycznym modelu rehabilitacji mogą okazywać się ryzykowne, trudne do wykonania lub nieopłacalne ekonomicznie [162]. Wirtualna rzeczywistość wymaga rozwiązania przez pacjenta problemów inspirowanych prawdziwym życiem, jednocześnie zapewniając bezpieczne środowisko do nauki poprzez możliwość popełniania błędów. Wirtualne sprzężenie zwrotne otrzymywane jest dzięki zastosowaniu gogli VR, ekranu lub systemu projekcyjnego. Ponadto mogą być stymulowane inne zmysły, takie jak słuch, dotyk czy układ przedsionkowy [163]. Metaanaliza z 2021 r. dostarcza informacji o korzystnych efektach poprawy zdolności motorycznych dla pacjentów po UM, równolegle wykazując brak konkretnych schematów postępowania rehabilitacyjnego [164].

Nowoczesne systemy robotyczne, oprócz oczywistej funkcji terapeutycznej, demonstrują funkcję diagnostyczną umożliwiając uzyskanie informacji o parametrach dynamicznych i kinematycznych pacjenta przed, po i w trakcie trwania terapii. Umożliwia to dokładną ocenę pacjenta oraz analizę parametrów, takich jak zakresy ruchu czy precyzja wykonywanego zadania ruchowego [165]. Roboty rehabilitacyjne umożliwiają również wykorzystanie reaktywnej elektromiografii w celu kontroli napięcia mięśniowego, a także ocenę i trening propriocepcji oraz wykonywanie ćwiczeń izokinetycznych, izotonicznych oraz izometrycznych [166]. Roboty rehabilitacyjne pozwalają na zwiększenie intensywności, powtarzalności terapii oraz dobranie jej do określonego celu terapeutycznego [167]. Połączenie pacjenta z robotem możliwe jest dzięki zastosowaniu wymiennych ramion urządzenia oraz systemu pasów stabilizujących, a całość informacji dostępnych podczas terapii wyświetlana jest na mobilnym panelu urządzenia [168].

3.3 Geneza i uzasadnienie badania

Pacjenci po przebytym udarze mózgu poddawani są wieloaspektowej ocenie, co odzwierciedla zarówno złożoność następstw udaru, jak również szerokie zainteresowanie tematem w literaturze naukowej. Liczba badań na tej grupie pacjentów jest znaczna i często obejmuje duże populacje lub analizy obszernych baz danych. Przykładem może być badanie Zhu, przeprowadzone na 2342 pacjentach, oraz analiza Shi i wsp., obejmująca dane 90926 uczestników UK Biobank [169,170]. Badania pacjentów po udarze mózgu bardzo często koncentrują się w obszarach oceny funkcji motorycznych, funkcji poznawczych oraz oceny jakości życia. W ocenie funkcji motorycznych wykorzystuje się narzędzia takie jak Fugl-Meyer Assessment, testy chodu czy testy oceniające równowagę pacjentów, natomiast ocena funkcji poznawczych często opiera się na testach przesiewowych, takich jak MoCA [171,172]. Jakość życia analizowana jest z kolei z użyciem standaryzowanych kwestionariuszy, takich jak SF-36 [173].

Reedukacja chodu jest jednym z kluczowych celów rehabilitacji po udarze mózgu, a jego powrót jest istotny dla pacjentów z wielu powodów od uogólnionych po wysoce zindywidualizowane [174]. Analiza dostępnej literatury naukowej dostarcza informacji o wielu badaniach koncentrujących się na odtworzeniu funkcji chodu. Metaanaliza przeprowadzona przez Lee i Lee wskazuje, iż trening nacelowany na

zadania wpływa pozytywnie na poprawę chodu i równowagi po udarze mózgu [175]. Natomiast badanie Han i wsp. wykazało poprawę chodu po zastosowaniu standardowego programu rehabilitacji uzupełnionego treningiem chodu na bieżni opartej na wirtualnej rzeczywistości [176]. Również metaanaliza Lerin-Calvo i wsp. opisuje możliwy pozytywny wpływ treningu oporowego na komfortową prędkość chodu pacjentów po udarze mózgu [177].

Pomimo licznych doniesień naukowych, nadal występuje niedobór badań oceniających wpływ specyficznych, ukierunkowanych interwencji terapeutycznych na poprawę chodu pacjentów po udarze mózgu. Zasadne zatem wydaje się prowadzenie badań, które oceniają poziom dysfunkcji pacjenta oraz ilościowe i jakościowe zmiany wynikające z zastosowanej terapii. Informacje te, skłoniły autora niniejszej pracy do podjęcia próby oceny wpływu zrobotyzowanego treningu proprioceptywnego na chód, jego poszczególne składowe, jak również parametry stanu równowagi i poziom propriocepcji stawu kolanowego wśród pacjentów we wczesnym okresie po UM. Uzyskane informacje o zmianach w grupach badanych osób umożliwią lepsze zrozumienie wpływu poszczególnych form terapii oraz pozwolą na zintensyfikowanie terapii pacjentów po UM.

4. Cel pracy

Celem badania była ocena efektywności treningu proprioceptywnego w zakresie poprawy chodu, równowagi i stanu funkcjonalnego pacjentów we wczesnym okresie po udarze mózgu. Cel ten zrealizowano poprzez uzyskanie odpowiedzi na następujące pytania badawcze:

1. Czy w porównaniu do tradycyjnego programu fizjoterapii neurologicznej, wprowadzenie dodatkowego treningu proprioceptywnego z wykorzystaniem urządzenia LUNA EMG u pacjentów po udarze mózgu, poprawi parametry ich chodu w zakresie prędkości, długości cyklu oraz kadencji?
2. Czy w porównaniu do tradycyjnego programu fizjoterapii neurologicznej, wprowadzenie dodatkowego treningu proprioceptywnego z wykorzystaniem urządzenia LUNA EMG u pacjentów po udarze mózgu, poprawi symetrię ich chodu?
3. Czy w porównaniu do tradycyjnego programu fizjoterapii neurologicznej, wprowadzenie dodatkowego treningu proprioceptywnego z wykorzystaniem urządzenia LUNA EMG u pacjentów po udarze mózgu, poprawi ich równowagę ciała?
4. Czy w porównaniu do tradycyjnego programu fizjoterapii neurologicznej, wprowadzenie dodatkowego treningu proprioceptywnego z wykorzystaniem urządzenia LUNA EMG u pacjentów po udarze mózgu, poprawi ich poziom propriocepcji?
5. Czy w porównaniu do tradycyjnego programu fizjoterapii neurologicznej, wprowadzenie dodatkowego treningu proprioceptywnego z wykorzystaniem urządzenia LUNA EMG u pacjentów po udarze mózgu, poprawi ich stan funkcjonalny?

5. Uczestnicy i metodyka badań

Proces rekrutacji do niniejszego randomizowanego badania klinicznego został przeprowadzony w Klinicznym Szpitalu Wojewódzkim im. Św. Jadwigi Królowej w Rzeszowie – w Klinice Rehabilitacji z Pododdziałem Wczesnej Rehabilitacji Neurologicznej, od kwietnia 2023 do końca grudnia 2023 roku. Badanie poprzedzono uzyskaniem zgody dyrekcji szpitala (załącznik nr 1) oraz Komisji Bioetycznej Uniwersytetu Rzeszowskiego (załącznik nr 2). Wszystkie procedury przeprowadzono zgodnie z założeniami Deklaracji Helsińskiej, a badanie zostało opisane zgodnie z wytycznymi CONSORT.

Przed rozpoczęciem jakichkolwiek procedur badawczych pacjenci zostali poinformowani o celu i przebiegu badania, a także o możliwości jego przerwania w każdym momencie bez podania przyczyny. Każdy z uczestników miał zapewniony czas na zapoznanie się z informacjami dotyczącymi procedur obowiązujących w badaniu oraz uzyskał odpowiedzi na każde zadane pytanie. Następnie pacjenci biorący udział w badaniu zostali poproszeni o podpisanie świadomej zgody na udział w badaniu (załącznik nr 3).

5.1 Charakterystyka badanej grupy

Minimalna liczebność próby niezbędna do przeprowadzenia badania została oszacowana przy użyciu oprogramowania statystycznego G*Power (wersja 3.1.9.4). Przyjęto następujące założenia:

- Moc testu ($1-\beta$): 0,80 (co zapewnia 80% prawdopodobieństwa wykrycia istotnych różnic).
- Poziom istotności (α): 0,05.
- Oczekiwana wielkość efektu (Cohen's d): 0,80
- Stosunek liczebności grup ($N1/N2$): 1:1.

Na podstawie powyższych parametrów wyliczono, że minimalna całkowita liczebność próby wymagana do osiągnięcia założonej mocy testu wynosi 52 osoby (po 26 osób w każdej grupie). Aby zabezpieczyć badanie przed ryzykiem utraty uczestników w trakcie trwania procesu terapeutycznego, założono 10-procentowy margines błędu (dropout rate). Uwzględniając ten wskaźnik, docelową wielkość próby rekrutacyjnej oszacowano na poziomie minimum 57 osób ($52/0,9 \approx 57,7$).

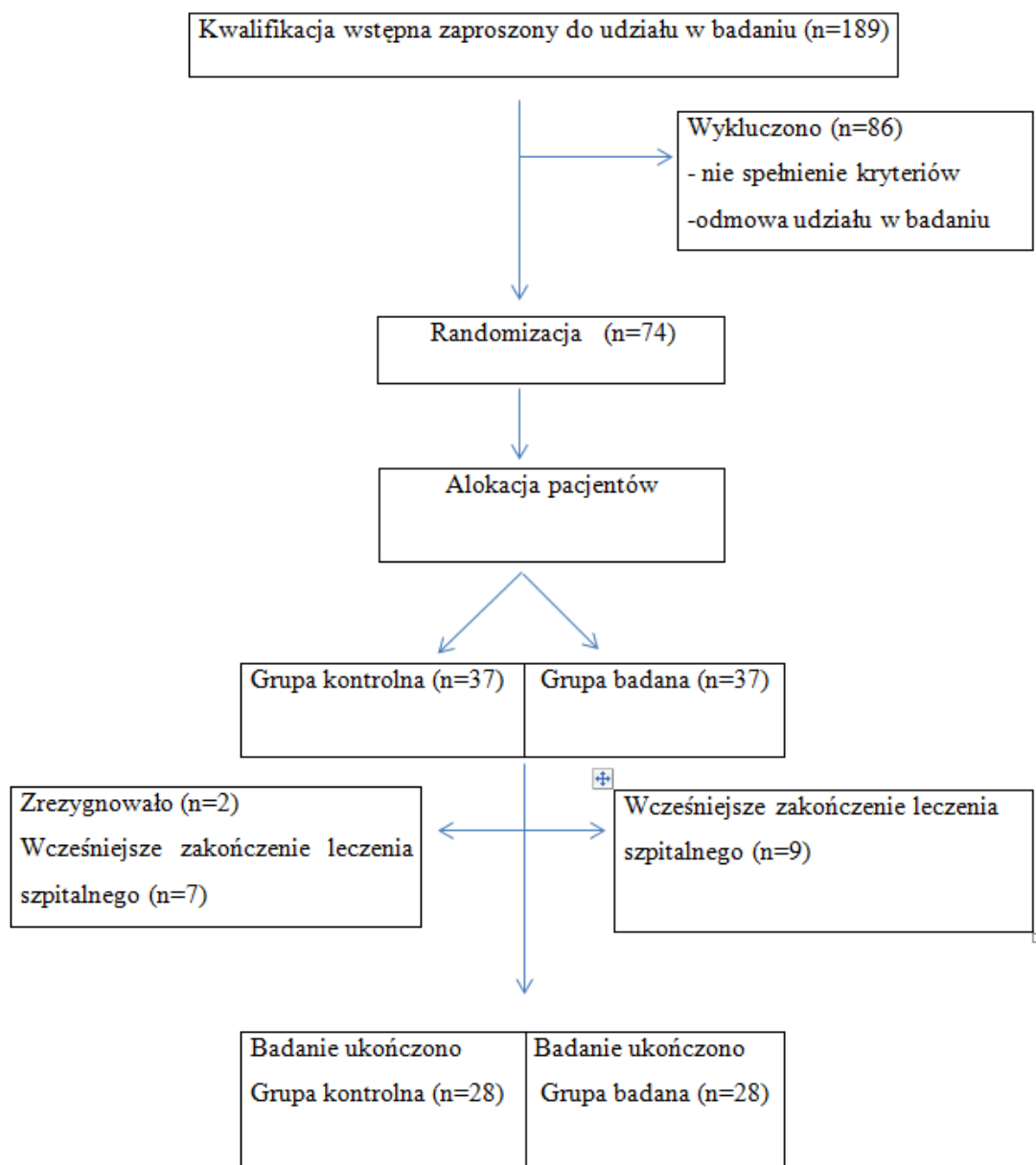
Ostatecznie do analizy włączono 56 pacjentów (28 w grupie badanej i 28 w grupie kontrolnej), co w pełni spełnia wymogi statystyczne dla wykrycia dużych efektów terapeutycznych.

Zastosowana liczebność próby jest zgodna z metodologią innych badań klinicznych dotyczących rehabilitacji neurologicznej, a nawet przewyższa standardy przyjęte w podobnych pracach:

- Klassen i wsp. (2020) w badaniu opublikowanym w *Stroke* przyjęli liczebność 25 osób na grupę, aby wykryć klinicznie istotną zmianę [178].
- Almhdawi i wsp. (2016) wykazali skuteczność interwencji zadaniowej na próbie liczącej łącznie 20 osób (n=10 na grupę) [179].

W procesie rekrutacji do badania zaproszono 189 pacjentów po udarze mózgu. Do udziału w badaniu kwalifikowano pacjentów zgodnie z następującymi kryteriami: świadoma i dobrowolna pisemna zgoda, jednokrotny niedokrwienny udar mózgu, niedowład połowiczy, czas do 3 miesięcy od incydentu udarowego, wiek 40-75 lat, chód bez zaopatrzenia ortopedycznego, ocena 3 lub powyżej w Functional Ambulation Categories, ocena 0/1/+1 w zmodyfikowanej skali Ashworth. Kryteriami wyłączającymi pacjenta z badania były: brak świadomej i dobrowolnej zgody, udar krwotoczny mózgu, drugi lub kolejny incydent udarowy, współistniejące choroby ortopedyczne, neurologiczne, reumatoidalne wpływające negatywnie na lokomocję, zaburzenie funkcji poznawczych rozpoznane w trakcie przyjęcia pacjenta na oddział szpitalny.

Po zapoznaniu się z obowiązującymi procedurami 19 pacjentów nie wyraziło zgody na udział w badaniu, natomiast 86 osób zostało wykluczonych ze względu na niespełnienie kryteriów kwalifikacyjnych. Do badania zakwalifikowano 74 pacjentów, których następnie przydzielono do jednego z ramienia badania. Jednak ze względu na wcześniejsze zakończenie leczenia i wypis z oddziału szpitalnego, z dalszego udziału w badaniu zrezygnowało 16 osób, a 2 pacjentów opuściło badanie w trakcie jego trwania bez podania przyczyny. Ostatecznie badanie ukończyło 56 osób, których dane poddano końcowej analizie statystycznej. Dokładny diagram przepływu pacjentów został przedstawiony poniżej (Ryc. 1).



Rycina 1. Schemat przepływu pacjentów.

5.2. Randomizacja i alokacja pacjentów do grupy

Uczestnicy badania za pomocą metody kopertowej zostali losowo przypisani do jednej z dwóch grup przez zaślepionego członka zespołu badawczego, niebiorącego bezpośredniego udziału w procesie rekrutacji, badania oraz terapii pacjenta. W celu zapewnienia optymalnych warunków alokacji pacjentów w trakcie procesu randomizacji użyto nieprzeźroczystych kopert, które znajdowały się w innych pomieszczeniach niż pomieszczenia zespołu badawczego [180].

- Grupa kontrolna (grupa 1) – która została objęta standardowym schematem rehabilitacji stosowanym po UM, wykorzystywanym w Klinice Rehabilitacji Szpitala Wojewódzkiego w Rzeszowie. Terapię prowadzono 5 razy w tygodniu przez okres 3 tygodni.

- Grupa badana (grupa 2) – która została objęta standardowym schematem rehabilitacji stosowanym po UM, wykorzystywanym w Klinice Rehabilitacji Szpitala Wojewódzkiego w Rzeszowie, identycznym jak w przypadku grupy kontrolnej. Terapię prowadzono 5 razy w tygodniu przez okres 3 tygodni. Program rehabilitacji został uzupełniony dodatkową terapią z wykorzystaniem robota Luna EMG. Sesja terapii trwała 20 min i wykonywano ją 3 razy w tygodniu po uprzednim zrealizowaniu standardowej procedury terapii.

Wszyscy pacjenci, którzy zostali losowo zalokowani do poszczególnego ramienia badania otrzymali leczenie zgodnie z alokacją (analiza zgodna z zamiarem leczenia). Podział grup zaprezentowano w Tab. 1.

Tabela 1. Podział grupy obserwacyjnej ze względu na model prowadzonej rehabilitacji.

Grupa	N	N Skumulowany	Procent	Procent Skumulowany	Test zgodności χ^2
Badana	28	28	50,00	50,0	$\chi^2 = 0,00$ $p = 1,000$
Kontrolna	28	56	50,00	100,0	

N- liczba obserwacji

Szczegółowa analiza charakterystyki demograficznej i klinicznej pacjentów wykazała wysoką jednorodność porównywanych grup pod niemal wszystkimi względami. Stwierdzono jednak jedną statystycznie istotną różnicę dotyczącą wieku badanych ($Z=2,05$; $p=0,041$). Pacjenci przypisani do grupy kontrolnej byli starsi ($Mean = 64,8$ lat) od pacjentów z grupy badanej ($Mean = 59,0$ lat). Pomimo tej rozbieżności, w przypadku pozostałych analizowanych parametrów nie odnotowano żadnych istotnych statystycznie różnic. Grupy były do siebie podobne pod względem masy ciała ($p=0,181$), wysokości ciała ($p=0,314$) oraz wynikającego z nich wskaźnika BMI ($p=0,243$). Co więcej, pacjenci w obu grupach przystąpili do badania w porównywalnym czasie od zachorowania, co potwierdza brak istotnej różnicy w parametrze "czas od udaru" ($p=0,725$). Można zatem stwierdzić, że poza kryterium wieku, obie grupy były do siebie bardzo zbliżone pod względem cech antropometrycznych i klinicznych. Szczegółowe informacje dotyczące charakterystyki badanych grup przedstawiono w Tab. 2-6.

Tabela 2. Podział grup ze względu na wiek.

Wiek [lata]	Statystyki opisowe								
	N	Mean (PU95%)	Me	Min.	Max.	Q1	Q3	SD	P
Grupa badana	28	59,0 (54,5-63,4)	61,5	40,0	75,0	49,5	67,5	11,54	Z=2,05 0,041 $r_{rb}=0,32$
Grupa kontrolna	28	64,8 (60,6-69,1)	70,5	40,0	75,0	57,5	73,0	10,93	
<i>Łącznie</i>	56	61,9 (58,8-65,0)	64,5	40,0	75,0	55,0	72,0	11,52	

N- liczba obserwacji; Mean - średnia; PU95% - przedział ufności 95%; Me - mediana; Min.- wartość minimalna; Max.- wartość maksymalna; Q1 – dolny kwartył; Q3 – górny kwartył; SD – odchylenie standardowe; t - wartość statystyki testu t-Studenta dla prób niezależnych; Z – wartość statystyki U Manna Whitneya; d – miara wielkości efektu d-Cohena; r_{rb} – miara wielkości efektu korelacji rangowo-dwuseryjnej; p – wartość prawdopodobieństwa testowego

Tabela 3. Podział grup ze względu na masę ciała.

Masa ciała [kg]	Statystyki opisowe								
	N	Mean (PU95%)	Me	Min.	Max.	Q1	Q3	SD	<i>P</i>
Grupa badana	28	82,6 (77,9-87,4)	80,0	59,0	112,0	75,0	90,0	12,27	t=-1,36 0,181 d=0,29
Grupa kontrolna	28	77,5 (71,3-83,7)	75,8	50,0	112,4	69,5	83,8	15,98	
<i>Łącznie</i>	56	80,1 (76,2-83,9)	78,5	50,0	112,4	71,8	87,9	14,35	

N- liczba obserwacji; Mean - średnia; PU95% - przedział ufności 95%; Me - mediana; Min.- wartość minimalna; Max.- wartość maksymalna; Q1 – dolny kwartył; Q3 – górny kwartył; SD – odchylenie standardowe; t - wartość statystyki testu t-Studenta dla prób niezależnych; Z – wartość statystyki U Manna Whitneya; d – miara wielkości efektu d-Cohana; r_{rb} – miara wielkości efektu korelacji rangowo-dwuseryjnej; p – wartość prawdopodobieństwa testowego

Tabela 4. Podział grup ze względu na wysokość ciała.

Wysokość ciała [cm]	Statystyki opisowe								
	N	Mean (PU95%)	Me	Min.	Max.	Q1	Q3	SD	<i>P</i>
Grupa badana	28	172,7 (169,6-175,9)	176,0	151,0	184,0	169,0	178,0	8,15	Z=-1,01 0,314 $r_{rb}=0,16$
Grupa kontrolna	28	171,6 (168,8-174,4)	173,0	156,0	187,0	168,0	176,0	7,23	
<i>Łącznie</i>	56	172,2 (170,1-174,2)	174,5	151,0	187,0	168,0	176,5	7,65	

N- liczba obserwacji; Mean - średnia; PU95% - przedział ufności 95%; Me - mediana; Min.- wartość minimalna; Max.- wartość maksymalna; Q1 – dolny kwartył; Q3 – górny kwartył; SD – odchylenie standardowe; t - wartość statystyki testu t-Studenta dla prób niezależnych; Z – wartość statystyki U Manna Whitneya; d – miara wielkości efektu d-Cohana; r_{rb} – miara wielkości efektu korelacji rangowo-dwuseryjnej; p – wartość prawdopodobieństwa testowego

Tabela 5. Podział grup ze względu na wskaźnik BMI.

Wskaźnik BMI [kg/m ²]	Statystyki opisowe								
	N	Mean (PU95%)	Me	Min.	Max.	Q1	Q3	SD	<i>P</i>
Grupa badana	28	27,7 (26,3-29,1)	26,8	22,4	36,2	25,2	30,2	3,70	t=-1,18 0,243 d=0,34
Grupa kontrolna	28	26,3 (24,3-28,3)	25,3	17,1	36,3	23,4	30,6	5,06	
<i>Łącznie</i>	56	27,0 (25,8-28,2)	26,5	17,1	36,3	23,9	30,4	4,45	

N- liczba obserwacji; Mean - średnia; PU95% - przedział ufności 95%; Me - mediana; Min.- wartość minimalna; Max.- wartość maksymalna; Q1 – dolny kwartył; Q3 – górny kwartył; SD – odchylenie standardowe; t - wartość statystyki testu t-Studenta dla prób niezależnych; Z – wartość statystyki U Manna Whitneya; d – miara wielkości efektu d-Cohana; r_{rb} – miara wielkości efektu korelacji rangowo-dwuseryjnej; p – wartość prawdopodobieństwa testowego

Tabela 6. Podział grup ze względu na czas od wystąpienia udaru.

Czas od udaru [tygodnie]	Statystyki opisowe								
	N	Mean (PU95%)	Me	Min.	Max.	Q1	Q3	SD	<i>P</i>
Grupa badana	28	3,0 (2,3-3,7)	2,3	1,4	8,7	1,8	4,0	1,83	Z=0,35 0,725 $r_{rb}=0,06$
Grupa kontrolna	28	3,2 (2,4-4,1)	2,6	1,1	11,3	2,0	3,9	2,20	
<i>Łącznie</i>	56	3,1 (2,6-3,7)	2,4	1,1	11,3	1,9	4,0	2,01	

N- liczba obserwacji; Mean - średnia; PU95% - przedział ufności 95%; Me - mediana; Min.- wartość minimalna; Max.- wartość maksymalna; Q1 – dolny kwartył; Q3 – górny kwartył; SD – odchylenie standardowe; t - wartość statystyki testu t-Studenta dla prób niezależnych; Z – wartość statystyki U Manna Whitneya; d – miara wielkości efektu d-Cohana; r_{rb} – miara wielkości efektu korelacji rangowo-dwuseryjnej; p – wartość prawdopodobieństwa testowego

Analiza zmiennych jakościowych, przedstawiona w tabeli 7, wykazała istotną statystycznie różnicę w strukturze obu grup pod względem strony niedowładu ($\chi^2=4,79$; $p=0,029$). W grupie kontrolnej zaobserwowano znaczną przewagę pacjentów z niedowładem prawostronnym, którzy stanowili 75,0% tej grupy. Odwrotnie, w grupie badanej rozkład był bardziej zrównoważony, z niewielką przewagą niedowładu

lewostronnego (53,6%) nad prawostronnym (46,4%). Nie stwierdzono natomiast istotnych statystycznie różnic w rozkładzie płci między grupami ($p=0,162$). W obu grupach przeważali mężczyźni, stanowiąc 75,0% grupy badanej i 57,1% grupy kontrolnej.

Tabela 7. Podział uczestników badania ze względu na płeć oraz stronę niedowładu.

Zmienne		Grupa			
		Badana	Kontrolna	Razem	P
Płeć	Kobieta	N=7 25,0%	N=12 42,9%	N=19 33,9%	$\chi^2=1,96$ 0,162*
	Mężczyzna	N=21 75,0%	N=16 57,1%	N=37 66,1%	
Strona niedowładu	Prawa	N=13 46,4%	N=21 75,0%	N=34 60,7%	$\chi^2=4,79$ 0,029 $\Phi = 0,29$
	Lewa	N=15 53,6%	N=7 25,0%	N=22 39,3%	

* Test V-Kwadrat

5.3. Zaślepienie

Proces alokacji pacjentów do poszczególnego ramienia badania został przeprowadzony przez zaślepionego członka zespołu. Każda zakwalifikowana do badania osoba została poinformowana o dokładnym przebiegu terapii i przynależności do grupy kontrolnej lub badanej. Badacz wykonujący terapię był świadomy przynależności pacjentów do poszczególnego ramienia badania. Natomiast, proces oceny pacjentów został wykonany przez zaślepionych członków zespołu, a zebrane podczas badania dane zostały poddane analizie przez zaślepionego statystyka, niemającego żadnego udziału w procesie rekrutacji, badania oraz sporządzania arkusza z danymi.

5.4 Metody oceny i narzędzia badawcze

Na potrzeby badania ocenę pacjentów wykonano za pomocą niżej wymienionych narzędzi badawczych, skal, testów i urządzeń wykorzystywanych powszechnie w praktyce klinicznej. Wszystkie wykorzystane urządzenia posiadały certyfikaty unijne CE0122 w zakresie dotyczącym urządzeń medycznych spełniając wymagania dyrektywy MDD 93/42/EEC (Medical Device Directive).

Ocenę chodu dokonano za pomocą urządzenia Pablo oraz skali Wisconsin.

Urządzenie rehabilitacyjne Pablo (Tyromotion GmbH, Graz, Austria) – przenośne urządzenie umożliwiające diagnostykę i terapię pacjenta w zakresie kończyn górnych i dolnych. Dzięki zastosowaniu czujników inercyjnych, rejestrujących przyspieszenie liniowe i ruch obrotowy oraz wykorzystaniu połączenia bezprzewodowego Bluetooth, urządzenie umożliwia ocenę podstawowych parametrów chodu, takich jak długość kroku, prędkość chodu, kadencja oraz procentowy czas trwania faz chodu [181]. Badania naukowe potwierdzają rzetelność i powtarzalność uzyskiwanych wyników oceny chodu przy użyciu czujników inercyjnych w zakresie takich parametrów jak: fazy chodu, prędkość chodu czy kadencja [182,183]. Ocenę chodu w niniejszym badaniu wykonano według metodologii opisanej przez Laidig i wsp. w zakresie korzystania z czujników inercyjnych [184]. Rozmieszczenie czujników zaprezentowano na Ryc. 2.



Rycina 2. Czujniki inercyjne i ich umieszczenie na stopie.

Źródło: materiały własne

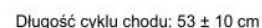
Ocenę chodu wykonano u pacjentów w obuwu wykorzystywanym w życiu codziennym. Na stopach umieszczono czujniki inercyjne za pomocą specjalnych taśm typu velcro, dostarczonych przez producenta. Po połączeniu czujników z głównym urządzeniem na komendę „start” pacjent rozpoczynał chód na dystansie 10 m. Przed rozpoczęciem testu pacjent został poinformowany, iż ma poruszać się z normalną, typową dla siebie prędkością i długością kroku. Po pokonaniu 10 m pacjent zatrzymywał się, a osoba oceniająca pacjenta generowała raport. Przykładowy raport uzyskany podczas badania przedstawiono na Ryc. 3.

tyromotion

Nazwisko:
Data urodzenia:
Płeć:

Data:	Godzina:
Ilość ewaluowanych kroków:	Długość odcinka:
Terapeuta:	Czas trwania testu:

Predkość: 1.0 ± 0.2 km/h



Gait cycle 100%				
Norma	58-64%			Faza podporu
	10-14% Faza amortyzacji	36-42% Faza pojedynczego podporu	10-14% Faza przed przeniesieniem	36-42% Faza przeniesienia
Lewa	77,5% ± 24,5			22,5% ± 2,3
	22,1% ± 2,9	21,5% ± 11,6	33,9% ± 10,0	
Prawa	78,0% ± 30,0			22,0% ± 11,1
	34,8% ± 14,0	18,9% ± 5,0	24,3% ± 11,0	

Źródło: materiały własne

Ocenę równowagi statycznej i dynamicznej dokonano za pomocą platformy stabilometrycznej Alfa, skali Berg oraz testu „Wstań i idź”:

42

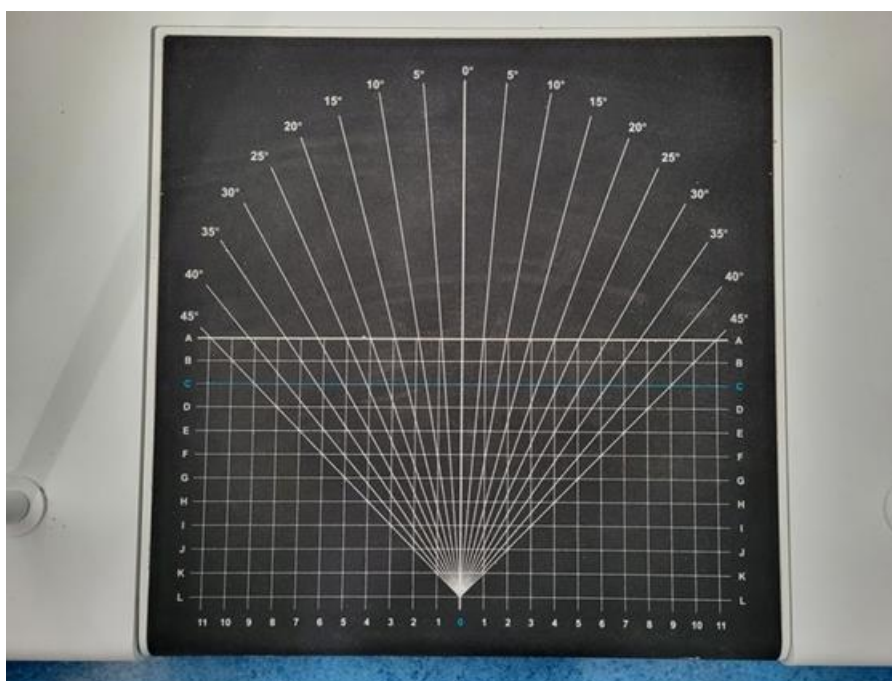
i zamkniętymi dla oceny równowagi statycznej. Każdy z testów odbywał się w ciszy po uprzednim dokładnym objaśnieniu wszystkich składowych badania. Pacjent przyjmował swobodną pozycję wysoką z kostkami bocznymi ustawionymi na niebieskiej linii platformy, kończynami górnymi luźno zwieszonymi przy tułowiu oraz głową i wzrokiem skierowanymi w monitor ustawiony przed pacjentem [190]. Pozycję pacjenta w trakcie testu zaprezentowano na Ryc. 4.



Rycina 4. Pozycja pacjenta podczas badania.

Źródło: materiały własne

W celu ponownego zbadania pacjenta i odtworzenia ustawienia kończyn dolnych (KKD), wprowadzono do systemu informację o pozycji stóp pacjenta na platformie. Pozycję guzowatości kości piętowej odczytywano osobno dla lewej i prawej KKD z siatek referencyjnych, natomiast ustawienie kątowe stopy określono na podstawie skali w górnej części platformy [191]. Siatkę pozycjonującą stopy badanego prezentuje Ryc. 5.



Rycina 5. Siatka pozycjonująca stopy badanego.

Źródło: materiały własne

Skala Berg – służy do oceny równowagi statycznej i dynamicznej, składając się z 14 elementów oceniających wykonanie zadań ruchowych w pozycji siedzącej, stojącej jak i podczas zmiany pozycji. Maksymalny możliwy wynik uzyskany przez pacjenta wynosi 56 punktów, a pojedyncze zadanie ruchowe punktowane jest od 0 – brak możliwości wykonania zadania, do 4 – test wykonany prawidłowo [192]. BBS jest skutecznym i wiarygodnym narzędziem do oceny równowagi u chorych po UM [193].

Timed Up and Go Test (TUG) – jest jednym z testów rekomendowanych do oceny ryzyka upadków i chodu osób po udarze mózgu, wykazując bardzo dobrą wiarygodność wewnętrzną i zewnętrzną [194,195]. Podczas testu pacjent na komendę „start” wstawał z krzesła o wysokości 50 cm, pokonywał odcinek 3 m, obracał się o 180 stopni i wracał do pozycji wyjściowej. Wynikiem testu był czas mierzony od komendy „start” do ponownego przyjęcia pozycji wyjściowej [192].

Priopriocepcję stawu kolanowego oceniono za pomocą robota rehabilitacyjnego LUNA EMG :

LUNA EMG (EGZOtech Sp. z o.o., Gliwice, Polska) – jest to nowoczesny robot rehabilitacyjny wykorzystywany zarówno w celach diagnostycznych, jak i terapii pacjentów ortopedycznych i neurologicznych [196,197]. Należy również podkreślić, że robot ten jest rekomendowany i sprawdzony przez innych badaczy pod kątem precyzji, zgodności i powtarzalności wyników badań ze względu na wysoką rzetelność pomiarów [198,199].

W trakcie niniejszego badania uczestnik przyjmował pozycję siedzącą, z ustabilizowanym tułowiem, głową ustawioną w przedłużeniu tułowia oraz zgiętymi pod kątem 90 stopni stawami kolanowymi i biodrowymi. Badaną kończynę dolną stabilizowano za pomocą dwóch pasów znajdujących się na podudziu pacjenta oraz pasa mocującego stopę. Kończyna niebadana znajdowała się na podwyższeniu. Przed rozpoczęciem właściwego badania pacjent wykonywał pomiary próbne w celu nauki mechanizmu działania urządzenia. Ocenę propriocepcji stawu kolanowego w niniejszym badaniu dokonano zgodnie z metodologią zaproponowaną przez Oleksego et al. [198]. Pozycje pacjenta w trakcie badania prezentuje Ryc. 6.



Rycina 6. Przykładowe pozycje pacjentów w czasie trwania badania.

Źródło: materiały własne

Całość badania obejmowała wykonanie czterech pomiarów dla każdej kończyny – w ruchu od zgięcia do wyprostu stawu kolanowego oraz ruchu przeciwnym, od wyprostu do zgięcia stawu. W trakcie pomiaru urządzenie biernie przyjmowało wybraną pozycję dla stawu kolanowego, a następnie utrzymywało ją przez 5 sekund pozwalając uczestnikowi na zapamiętanie ułożenia kończyny. Po powrocie do pozycji wyjściowej pacjent odtwarzał zapamiętane ustawienie kątowne kończyny. Przykładowy raport uzyskany z badania prezentuje Ryc. 7.

Propiocepcja diagnostyczna

Start ćwiczenia	13:18:10
Czas trwania	00:01:02
Zakres ruchu	84,2 ° ÷ 146,7 °

Ustawienia		Wyniki	
Tryb	Aktywny	Zakres błędów	-4,9 ° ÷ 1,7 °
Poz. spocz.	Dół (84,2 °)	Średni błąd	-1,4 °
Prędkość FU	40,0 °/s	Zakres błędów b.	0,1 ° ÷ 4,9 °
Maks. moment FU	40,0 Nm	Średni błąd b.	2,4 °
Czas nauki	5 s.		
Prędkość FO	10,0 °/s		
Maks. moment FO	10,0 Nm		

Czas	Pozycja	Osiągnięta pozycja	Błąd
00:00:15	119,5 °	124,4 °	-4,9 ° (+)
00:00:27	119,5 °	117,8 °	1,7 ° (-)
00:00:39	119,5 °	122,3 °	-2,8 ° (+)
00:00:51	119,5 °	119,3 °	0,1 ° (-)

Rycina 7. Przykładowy raport diagnostyczny generowany przez urządzenie LUNA EMG.

Źródło: materiały własne

Do oceny stanu funkcjonalnego pacjenta wykorzystano indeks Barthel oraz skalę Functional Ambulation Categories:

Barthel Index (BI) – indeks Barthel jest narzędziem wykorzystywanym do oceny stanu funkcjonalnego pacjenta oraz poziomu jego samodzielności w czynnościach dnia codziennego [200]. Pomiar składa się z 10 punktowanych elementów z możliwą łączną punktacją wynoszącą 100 punktów i oznaczającą pełną niezależność. BI cechuje się dobrymi właściwościami klinimetrycznymi do oceny poziomu niepełnosprawności wśród osób po UM [201].

Functional Ambulation Categories (FAC) – jest narzędziem pomiarowym służącym do oceny możliwości chodu pacjenta w zależności od wymaganego wsparcia fizycznego osób postronnych [202]. Obejmuje 6-stopniową skalę, w której:

- 0 – oznacza brak możliwości chodu samodzielnego,
- 1 – pacjent wymaga stałego kontaktu fizycznego w trakcie chodu,
- 2 – pacjent wymaga nadzoru lub informacji słownych osoby wspierającej równowagę,
- 3 – pacjent z możliwością samodzielnego chodu, z osobną asekurującą,
- 4 – możliwość samodzielnego chodu po płaskim podłożu,
- 5 – pacjent całkowicie niezależny [202,203].

FAC cechuje się wysokim poziomem powtarzalności oraz zgodności w testach powtórnych między oceniającymi badaczami na podobnym poziomie doświadczenia [204].

Podczas kwalifikacji do niniejszego badania pacjent został oceniony podczas próby chodu na dystansie 3 m, w normalnym obuwiu i sali zapewniającej ciszę. Każdemu z badanych zapewniono bezpieczeństwo w postaci osoby zabezpieczającej go podczas wykonywania próby.

5.5 Metody terapii

Standardowy program usprawniania

Wszyscy pacjenci objęci badaniem uczestniczyli w standardowym schemacie rehabilitacji stosowanym po UM wykorzystywanym w Klinice Rehabilitacji Klinicznego Szpitala Wojewódzkiego nr 2 w Rzeszowie. Po dokładnym zbadaniu pacjenta przez interdyscyplinarny zespół składający się z: lekarza rehabilitacji medycznej, fizjoterapeuty, pielęgniarki, psychologa, logopedy oraz terapeuty zajęciowego, indywidualizowano plan terapii w zależności od potrzeb i deficytów pacjenta. Ocena fizjoterapeutyczna była zgodna z Międzynarodową Klasyfikacją Funkcjonowania Niepełnosprawności i Zdrowia (ICF), uwzględniając zaburzenia struktury i funkcji oraz ograniczenia poziomu aktywności i uczestnictwa. Średni czas terapii wynosił około 150 minut. Schemat postępowania rehabilitacyjnego przedstawiono poniżej.

- Ćwiczenia oddechowe – wykonywane 15 minut, obejmowały naukę oddychania każdym z torów oddechowych, ze szczególnym uwzględnieniem oddychania torem przeponowym. Progresja ćwiczeń polegała na zmianie pozycji ciała pacjenta.
- Ćwiczenia metodami specjalnymi – wykorzystywano ćwiczenia metodą PNF, czas trwania sesji wynosił 30 minut. Podczas pracy skupiano się na największym deficycie pacjenta stosując wybrane wzorce i techniki. Progresja ćwiczeń polegała na optymalizowaniu oporu do aktualnych możliwości pacjenta, wykonywaniu zmodyfikowanych wzorców ruchu, zmianie wykorzystywanych technik oraz różnorodności pozycji wyjściowych.
- Ćwiczenia biofeedback – wykonywane 30 minut. Do terapii pacjenta wykorzystywano rotor kończyn dolnych w pozycji siedzącej oraz bieżnię rehabilitacyjną z programem nauki chodu. Progresja ćwiczeń na rotorze uwzględniała zwiększanie obciążenia, zmiany tempa pracy oraz wykonywanie określonych zadań pojawiających się na monitorze rotora. Progresja pracy na bieżni obejmowała wydłużenie kroku, wzrost prędkości chodu i zmianę kąta nachylenia bieżni.
- Ćwiczenia biofeedback (sesja 2) – wykonywane 20 minut przy użyciu platformy stabilometrycznej. Podczas terapii pacjent wykonywał określone zadania ruchowe pojawiające się na monitorze urządzenia. Progresja ćwiczeń polega na zwiększaniu stopnia trudności zadania oraz zwiększenia szybkości jego wykonania.
- Reedukacja chodu – ćwiczenia, wykonywane przez 15 minut, polegały na nauce chodu po różnym podłożu, zmiennym kącie nachylenia powierzchni, zmianie kierunku chodu oraz reedukacji chodu po schodach. Pacjenci podczas tej sesji uczyli się bezpiecznego upadania i sposobu powrotu do pozycji wysokiej.
- Terapia zajęciowa – wykonywano od 15 do 20 minut, ćwiczenia obejmowały reedukację czynności dnia codziennego, takich jak nauka jedzenia czy zapinanie guzików.
- Ćwiczenia relaksacyjne – wykonywane 15 minut w celu uspokojenia i odprężenia organizmu.

Terapia z użyciem robota LUNA EMG

Każdy z pacjentów włączony do grupy badanej poddawany był 20-minutowej terapii na robocie LUNA EMG trzy razy w tygodniu. Po zakończeniu standardowej terapii pacjent odpoczywał około 60 minut, a następnie wykonywał dodatkową sesję terapii. Podczas pojedynczej sesji stosowano trzy poniższe ćwiczenia. Po wykonaniu każdej serii ćwiczeń pacjent odpoczywał około 2 minut.

- Propriocepcja – pozycja widoczna (czas trwania 7 minut). Zadanie pacjenta polegało na wykonaniu ruchu wyprostu lub zgięcia w stawie kolanowym i ustawieniu czerwonego znacznika, znajdującego się na ekranie monitora, w pozycji wskazywanej przez urządzenie. Każdą odnalezioną pozycję pacjent musiał utrzymać 2 sekundy, a następnie przejść do nowo wskazanej pozycji. Podczas terapii pacjent miał zgięte stawy biodrowe i kolanowe do kąta 90^0 , tułów ustabilizowany, a głowa znajdowała się w przedłużeniu tułowia. Kończyna bezpośrednio zajęta ustabilizowana była za pomocą pasów umieszczonych na podudziu oraz pasa mocującego stopę. Kończyna pośrednio zajęta znajdowała się na stopniu. Przykładową sesję rehabilitacyjną dla propriocepcji w pozycji widocznej przedstawiono na Ryc. 8.



Rycina 8. Przykładowa terapia: propriocepcja pozycja widoczna.

Źródło: materiały własne

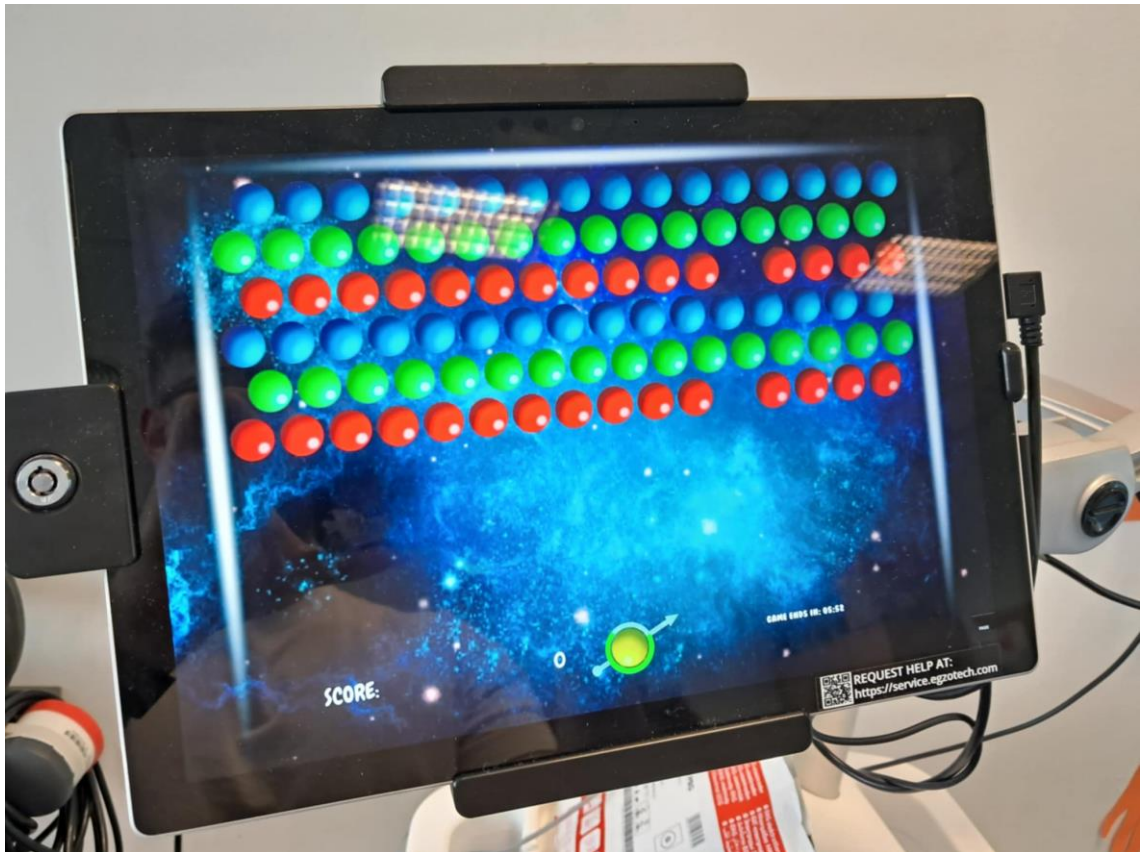
- Propriocepcja - pozycja ukryta (czas trwania 7 minut). Pacjent znajdował się w pozycji jak w ćwiczeniu powyżej. Zadanie pacjenta polegało na wykonaniu ruchu wyprostu lub zgięcia w stawie i odnalezieniu pozycji wymaganej przez urządzenie. Utrudnieniem dla pacjenta jest brak czerwonego znacznika który wskazywał, w jakim kierunku powinna udać się kończyna dolna. Każdą odnalezioną pozycję należało utrzymać 2 sekundy, a następnie przejść do nowo wskazanej pozycji. Przykładową sesję rehabilitacyjną dla propriocepcji w pozycji ukrytej przedstawiono na Ryc. 9.



Rycina 9. Przykładowa terapia: propriocepcja pozycja ukryta.

Źródło: materiały własne

- Gry (czas trwania 6 minut). Zadanie pacjenta polegało na przejściu etapu w grze generowanej przez urządzenie. Podczas treningu pacjent aktywnie prostował, zginał oraz utrzymywał wybraną pozycję stawu kolanowego kończyny bezpośrednio zajętej w zależności od wymogów programu. Podczas każdej sesji pacjent mierzył się z nowo wybranym zadaniem. Przykładową sesję rehabilitacyjną dla gier zadaniowych przedstawiono na Ryc. 10.



Rycina 10. Przykładowa terapia: gra zadaniowa.

Źródło : materiały własne

5.6 Metody statystyczne

Analiza statystyczna materiału badawczego została przeprowadzona przy użyciu oprogramowania Statistica w wersji 13.3, udostępnionego przez firmę Tibco. W pierwszym etapie analizy dla wszystkich zebranych danych wygenerowano szczegółowe statystyki opisowe. Obejmowały one podstawowe miary, takie jak liczebność (N) w badanych grupach, średnia arytmetyczna (Mean) wraz z 95% przedziałem ufności (PU95%), który określa prawdopodobny zakres rzeczywistej wartości w populacji, oraz mediana (Me), wskazująca na wartość środkową w uporządkowanym zbiorze danych. Ponadto, dla pełniejszego obrazu rozproszenia wyników, obliczono wartości minimalne (Min.) i maksymalne (Max.), kwartyle – dolny (Q1) i górny (Q3) – a także odchylenie standardowe (SD), które jest miarą zmienności danych wokół średniej.

W celu weryfikacji hipotez badawczych dotyczących różnic między grupami niezależnymi, zastosowano odpowiednie testy statystyczne, których wybór był podyktowany charakterystyką rozkładu danych. Normalność rozkładu weryfikowano za pomocą testu W Shapiro-Wilka, zaś homogeniczność wariancji sprawdzano testem Levene'a. W sytuacji, gdy dane w porównywanych grupach charakteryzowały się rozkładem normalnym oraz jednorodnością wariancji, do oceny różnic wykorzystano test t-Studenta dla prób niezależnych. Jeżeli warunek homogeniczności wariancji nie został spełniony, stosowano test Welcha. W przypadku, gdy rozkład danych odbiegał od normalnego, do porównań międzygrupowych użyto nieparametrycznego odpowiednika, czyli testu U Manna-Whitneya.

Do analizy zmian wewnątrz tych samych grup (próby zależne), czyli porównania wyników uzyskanych w pierwszym i drugim badaniu, również zastosowano odpowiednie procedury statystyczne. Gdy rozkład różnic między pomiarami był zgodny z rozkładem normalnym, wykorzystano test t-Studenta dla prób zależnych. W przeciwnym razie, gdy założenie o normalności rozkładu nie zostało spełnione, sięgnięto po jego nieparametryczny odpowiednik – test kolejności par Wilcoxon.

Zależności pomiędzy zmiennymi nominalnymi, takimi jak płeć czy strona niedowładów a przynależnością do grupy badanej lub kontrolnej, oceniano przy użyciu testu Chi-kwadrat Pearsona. W sytuacjach, gdy liczebności oczekiwane w tabelach krzyżowych były zbyt małe, zastosowano alternatywnie test V-Kwadrat.

Analizę istotności statystycznej uzupełniono o obliczenie miar wielkości efektu, które pozwalają ocenić praktyczną doniosłość zaobserwowanych różnic lub zależności. Dla istotnych statystycznie wyników testu Chi-kwadrat obliczono współczynnik F_i (Φ). W przypadku testu t-Studenta dla prób niezależnych, wielkość efektu określono za pomocą d -Cohena (d), a dla testu Welcha użyto miary delta Glassa (Δ). Dla nieparametrycznego testu U Manna-Whitneya siłę efektu wyrażono za pomocą korelacji rangowo-dwuseryjnej (r_{rb}). W analizach prób zależnych wielkość efektu dla testu t-Studenta obliczono za pomocą d -Cohena (d_z), a dla testu Wilcoxon ponownie wykorzystano korelację rangowo-dwuseryjną (r_{rb}).

Za poziom istotności statystycznej przyjęto wartość $p < 0,05$.

6. Wyniki

6.1 Analiza parametrów chodu

Analiza prędkości chodu wskazuje, że przeprowadzona rehabilitacja przyniosła istotną statystycznie poprawę wyłącznie w grupie badanej. W grupie kontrolnej zaobserwowano niewielki, nieistotny statystycznie wzrost prędkości.

- Badanie I (początkowe): W pierwszym pomiarze, przeprowadzonym przed rozpoczęciem terapii, nie stwierdzono istotnych statystycznie różnic w prędkości chodu między grupą badaną a grupą kontrolną ($p=0,145$).
- Badanie II (końcowe): Po zakończeniu cyklu rehabilitacji analiza wykazała istotną statystycznie różnicę między grupami ($p=0,039$). Średnia prędkość chodu w grupie badanej wzrosła do 2,7 km/h, podczas gdy w grupie kontrolnej osiągnęła wartość 2,1 km/h.

Efekt terapii: Porównanie zmian w czasie (Badanie I vs. Badanie II) wykazało, że tylko w grupie badanej nastąpiła wysoce istotna statystycznie poprawa. Średni przyrost prędkości w tej grupie wyniósł 0,5 km/h ($t=-4,76$; $p<0,001$), a wielkość efektu tej zmiany była duża ($d_z=-0,90$). W grupie kontrolnej średni przyrost wyniósł 0,2 km/h, jednak zmiana ta była nieistotna statystycznie ($p=0,115$). Co ważne, bezpośrednie porównanie wielkości tej poprawy ("efektu") między grupami również nie wykazało istotnej statystycznie różnicy ($t=-1,55$; $p=0,128$) (Tab. 8).

Tabela 8. Parametry oceniające prędkość chodu w I i II badaniu z uwzględnieniem modelu rehabilitacji.

Badanie	Prędkość chodu [km/h]										
	Grupa badana					Grupa kontrolna					<i>P</i>
	Mean (PU95%)	Me	Q1	Q3	SD	Mean (PU 95%)	Me	Q1	Q3	SD	
I	2,2 (1,8-2,6)	2,0	1,5	2,9	1,04	1,8 (1,4-2,2)	1,5	1,1	2,7	1,01	Z=-1,46 0,145 $r_{rb}=0,23$
II	2,7 (2,2-3,2)	2,6	1,5	3,6	1,22	2,1 (1,6-2,5)	1,8	1,1	2,8	1,11	t=-2,12 0,039 d=0,43
Efekt	0,5 (0,3-0,7)	0,5	0,1	0,9	0,56	0,2 (-0,1-0,5)	0,2	-0,0	0,7	0,74	t=-1,55 0,128 d=0,46
P	t**=-4,76 <0,001 $d_z=-0,90$					t**=-1,63 0,115 $d_z=0,27$					

Mean - średnia; PU95% - przedział ufności 95%; Me- mediana; Q1 – dolny kwartyl; Q3 – górny kwartyl; SD – odchylenie standardowe; t – wartość statystyki testu t-Studenta dla prób niezależnych; t** - wartość statystyki testu t-Studenta dla prób zależnych; Z – wartość statystyki U Manna Whitneya; d/d_z – miara wielkości efektu d-Cohena; r_{rb} – miara wielkości efektu korelacji rangowo-dwuseryjnej; p – wartość prawdopodobieństwa testowego

W ocenie długości cyklu chodu, podobnie jak w przypadku prędkości, zaobserwowano bardziej wymierne korzyści w grupie badanej. W pomiarze początkowym nie odnotowano istotnej statystycznie różnicy między grupami ($p=0,361$), chociaż średnia w grupie badanej była wyższa (79,7 cm) w porównaniu do grupy kontrolnej (72,5 cm). Po zakończeniu rehabilitacji różnica między grupami również nie osiągnęła progu istotności statystycznej ($p=0,148$), jednak średnia w grupie badanej wzrosła do 91,4 cm, podczas gdy w grupie kontrolnej do 78,9 cm. Kluczowa analiza dotyczy jednak efektu wewnątrz grup. W grupie badanej odnotowano wysoce istotny statystycznie wzrost długości cyklu chodu ($p<0,001$). W grupie kontrolnej poprawa była niższa, jednak również okazała się zmianą istotną statystycznie

($p=0,030$). Wskazuje to, że modele rehabilitacji zastosowane w obu grupach doprowadziły do znaczącej poprawy w tym parametrze chodu, przy czym była ona większa w grupie badanej (Tab. 9).

Tabela 9. Parametry oceniające długość cyklu chodu w I i II badaniu z uwzględnieniem modelu rehabilitacji.

Badanie	Długość cyklu chodu [cm]										
	Grupa badana					Grupa kontrolna					<i>P</i>
	Mean (PU95%)	Me	Q1	Q3	SD	Mean (PU95%)	Me	Q1	Q3	SD	
I	79,7 (68,3-91,1)	77,5	57,0	94,5	29,45	72,5 (61,2-83,8)	60,5	52,5	93,5	29,16	t=-0,92 0,361 d=0,25
II	91,4 (78,3-104,5)	91,0	61,0	123,0	33,77	78,9 (67,1-90,6)	74,5	54,5	99,0	30,31	t=-1,47 0,148 d=0,39
Efekt	11,8 (6,0-17,5)	12,0	4,5	23,0	14,83	6,4 (-1,2-14,0)	8,5	-1,0	17,5	19,62	Z=-1,08 0,279 $r_{rb}=0,17$
P	Z*=3,51 <0,001 $r_{rb}=0,79$					Z*=2,17 0,030 $r_{rb}=0,48$					

Mean - średnia; PU95% - przedział ufności 95%; Me- mediana; Q1 – dolny kwartyl; Q3 – górny kwartyl; SD – odchylenie standardowe; t – wartość statystyki testu t-Studenta dla prób niezależnych; Z – wartość statystyki U Manna Whitneya; Z* - wartość statystyki kolejności par Wilcoxona; d – miara wielkości efektu d-Cohena; r_{rb} – miara wielkości efektu korelacji rangowo-dwuseryjnej; p – wartość prawdopodobieństwa testowego

Dane dotyczące kadencji chodu potwierdzają skuteczność interwencji zastosowanej w grupie badanej. Już na początku badania, grupa badana cechowała się wyższą średnią kadencji (90 kroków/min) niż grupa kontrolna (blisko 81 kroków/min), a różnica ta była na granicy istotności statystycznej ($p=0,054$). Po zakończeniu okresu rehabilitacji różnica między grupami stała się wyraźnie istotna statystycznie ($p=0,023$).

Mediana kadencji w grupie badanej wzrosła do 95,3 kroków/min, podczas gdy w grupie kontrolnej wyniosła 87,4 kroków/min. Analizując efekt terapii wewnątrz grup, można zauważyć, że jedynie grupa badana uzyskała istotną statystycznie poprawę ($p=0,001$), ze wzrostem mediany o 5,6 kroku na minutę. Wzrost w grupie kontrolnej był ponad trzykrotnie mniejszy ($Me = 1,7 \text{ krok/min}$) i nie był istotny statystycznie ($p=0,207$). W związku z powyższym, można wywnioskować, iż zastosowany model rehabilitacji w grupie badanej skutecznie przyczynił się do zwiększenia częstości kroków podczas chodu (Tab. 10).

Tabela 10. Parametry oceniające kadencje chodu w I i II badaniu z uwzględnieniem modelu rehabilitacji.

Badanie	Kadencja [krok/min.]										
	Grupa badana					Grupa kontrolna					<i>P</i>
	Mean (PU95%)	Me	Q1	Q3	SD	Mean (PU95%)	Me	Q1	Q3	SD	
I	90,0 (84,0-95,9)	91,2	81,1	101,1	15,33	80,9 (73,6-88,2)	81,1	69,0	94,6	18,86	$t=-1,97$ 0,054 $d=0,53$
II	96,4 (91,3-101,4)	95,3	87,5	108,1	13,02	83,7 (75,9-91,6)	87,4	76,9	95,9	20,22	$Z=-2,28$ 0,023 $r_{rb}=0,36$
Efekt	6,4 (2,8-10,0)	5,6	0,8	11,3	9,28	2,8 (-1,7-7,3)	1,7	-3,9	12,4	11,51	$t=-1,29$ 0,201 $d=0,34$
P	$t^{**}=-3,67$ 0,001 $d_z=-0,69$					$t^{**}=-1,29$ 0,207 $d_z=0,24$					

Mean - średnia; PU95% - przedział ufności 95%; Me- mediana; Q1 – dolny kwartyl; Q3 – górny kwartyl; SD – odchylenie standardowe; t – wartość statystyki testu t-Studenta dla prób niezależnych; t^{**} - wartość statystyki testu t-Studenta dla prób zależnych; Z – wartość statystyki U Manna Whitneya; d/d_z – miara wielkości efektu d-Cohena; r_{rb} – miara wielkości efektu korelacji rangowo-dwuseryjnej; p – wartość prawdopodobieństwa testowego

Faza podporu (czas kontaktu stopy z podłożem) i faza przeniesienia (czas, gdy stopa jest w powietrzu) są ze sobą nierozzerwalnie związane – skrócenie jednej wiąże się z wydłużeniem drugiej.

W badaniu początkowym stwierdzono istotne statystycznie różnice między grupami w obu tych parametrach.

- Krótszą fazą podporu: średnio 67,2% w porównaniu do 71,5% w grupie kontrolnej ($p=0,013$).
- Dłuższą fazą przeniesienia: średnio 32,8% w porównaniu do 28,8% w grupie kontrolnej ($p=0,021$).

W badaniu II nie odnotowano już istotnych statystycznie różnic ani w fazie podporu ($p=0,101$), ani w fazie przeniesienia ($p=0,090$). Można zatem stwierdzić, że to istotna statystycznie poprawa w fazie podporu, która zaszła wyłącznie w grupie kontrolnej ($p=0,037$), zniwelowała początkowe różnice, prowadząc do zbliżonego profilu chodu w obu grupach po zakończeniu terapii (Tab. 11,12).

Tabela 11. Parametry oceniające fazę podporu podczas chodu po stronie niedowładnej w I i II badaniu z uwzględnieniem modelu rehabilitacji.

Badanie	Faza podporu [%]										
	Grupa badana					Grupa kontrolna					<i>P</i>
	Mean (PU 95%)	Me	Q1	Q3	<i>SD</i>	Mean (PU 95%)	Me	Q1	Q3	<i>SD</i>	
I	67,2 (65,3- 69,1)	66,7	64,4	69,5	4,95	71,5 (68,6- 74,3)	71,7	64,6	77,9	7,26	t*=2,57 0,013 $\Delta=-0,59$
II	66,1 (64,2- 67,9)	65,0	63,5	67,0	4,71	68,8 (66,0- 71,6)	67,5	64,0	73,0	7,26	$Z=1,64$ 0,101 $r_{rb}=0,26$
Efekt	1,3 (-0,2- 2,8)	0,4	-0,3	3,2	3,91	2,8 (0,4- 5,2)	1,8	-0,8	5,3	6,27	$t=1,09$ 0,282 $d=-0,29$
P	$t^{**}=1,48$ 0,152 $d_z=0,33$					$t^{**}=2,20$ 0,037 $d_z=0,45$					

Mean - średnia; PU95% - przedział ufności 95%; Me- mediana; Q1 – dolny kwartyl; Q3 – górny kwartyl; *SD* – odchylenie standardowe; t – wartość statystyki testu t-Studenta dla prób niezależnych; t* - wartość statystyki Welcha; t** - wartość statystyki testu t-Studenta dla prób zależnych; Z – wartość statystyki U Manna Whitney; d/d_z – miara wielkości efektu d-Cohena; r_{rb} – miara wielkości efektu korelacji rangowo-dwuseryjnej; Δ – miara wielkości efektu Δ Glassa; p – wartość prawdopodobieństwa testowego

Tabela 12. Parametry oceniające fazę przeniesienia podczas chodu po stronie niedowładnej w I i II badaniu z uwzględnieniem modelu rehabilitacji.

Badanie	Faza przeniesienia [%]										
	Grupa badana					Grupa kontrolna					P
	Mean (PU 95%)	Me	Q1	Q3	SD	Mean (PU 95%)	Me	Q1	Q3	SD	
I	32,8 (30,9- 34,7)	33,4	30,6	35,7	4,95	28,8 (25,9- 31,7)	28,4	22,1	35,7	7,4 1	t*=-2,40 0,021 $\Delta=0,54$
II	33,9 (32,1- 35,7)	35,0	33,1	36,6	4,67	30,7 (27,7- 33,6)	32,5	25,8	36,0	7,6 2	Z=-1,70 0,090 $r_{rb}=0,27$
Efekt	1,2 (-0,3- 2,8)	0,4	-0,3	3,2	3,91	1,9 (-0,6- 4,4)	0,0	-2,5	4,0	6,4 2	Z=-0,48 0,629 $r_{rb}=0,08$
P	Z*=1,24 0,216 $r_{rb}=0,39$					Z*=0,94 0,349 $r_{rb}=-0,04$					

Mean - średnia; PU95% - przedział ufności 95%; Me- mediana; Q1 – dolny kwartył; Q3 – górny kwartył; SD – odchylenie standardowe; t* – wartość statystyki Welcha; Z – wartość statystyki U Manna Whitneya; Z* - wartość statystyki kolejności par Wilcozona; r_{rb} – miara wielkości efektu korelacji rangowo-dwuseryjnej; Δ – miara wielkości efektu Δ Glassa; p – wartość prawdopodobieństwa testowego

Na początku badania obie grupy prezentowały podobny, statystycznie nieróżniący się, poziom jakości chodu ($p=0,195$). Sytuacja zmieniła się w pomiarze końcowym, gdzie pojawiła się istotna statystycznie różnica na korzyść grupy badanej ($p=0,016$). Osiągnęła ona średni wynik 16,0 punktów, podczas gdy grupa kontrolna uzyskała 18,1 punktów (Tab. 13).

Tabela 13. Ocena jakości chodu na podstawie Wisconsin Gait Scale (WGS) w I i II badaniu z uwzględnieniem modelu rehabilitacji.

Badanie	WGS [pkt.]										
	Grupa badana					Grupa kontrolna					<i>P</i>
	Mean (PU 95%)	Me	Q1	Q3	SD	Mean (PU 95%)	Me	Q1	Q3	SD	
I	18,6 (17,6- 19,7)	18,3	16,4	20,0	2,71	20,6 (18,7- 22,4)	19,1	17,7	23, 0	4,68	$Z=1,29$ $0,195$ $r_{rb}=0,20$
II	16,0 (15,3- 16,7)	15,1	14,1	17,1	1,79	18,1 (16,8- 19,4)	16,7	16,1	20, 2	3,35	$Z=2,42$ $0,016$ $r_{rb}=0,38$
Efekt	2,7 (2,1- 3,2)	2,9	1,3	3,6	1,52	2,5 (1,8- 3,1)	2,0	1,5	3,0	1,65	$Z=-0,89$ $0,372$ $r_{rb}=0,14$
P	$t^{**}=9,23$ $<0,001$ $d_z=1,78$					$Z^*=4,46$ $<0,001$ $r_{rb}=1,00$					

Mean - średnia; PU95% - przedział ufności 95%; Me- mediana; Q1 – dolny kwartył; Q3 – górny kwartył; SD – odchylenie standardowe; t^{**} - wartość statystyki testu t-Studenta dla prób zależnych; Z – wartość statystyki U Manna Whitneya; Z^* - wartość statystyki kolejności par Wilcozona; d_z – miara wielkości efektu d-Cohana; r_{rb} – miara wielkości efektu korelacji rangowo-dwuseryjnej; p – wartość prawdopodobieństwa testowego.

6.2 Analiza parametrów równowagi

Na podstawie analizy danych, dotyczących oceny równowagi w warunkach z otwartymi oczami, można stwierdzić, że żadna z interwencji nie przyniosła szerokiej i jednoznacznej poprawy w badanych parametrach posturograficznych. Jedyną istotną statystycznie zmianą w całej analizie była poprawa odnotowana w grupie kontrolnej. Wykazała ona istotne skrócenie długości ścieżki COP ($p=0,012$). Mimo tej jednej punktowej zmiany, ogólny wniosek z badania z otwartymi oczami jest taki, że żadna z metod rehabilitacji nie wpłynęła w sposób znaczący na poprawę stabilności postawy mierzonej obiektywnymi metodami.

Analiza danych nie uwidoczniła żadnych istotnych statystycznie różnic między grupą kontrolną a badaną w parametrze odchylenia COP w osi X [cm]. Zarówno porównanie wewnątrzgrupowe jak również międzygrupowe nie wskazywało na istotność statystyczną, wskazując na brak wyraźnego efektu interwencji w wybranym parametrze równowagi (Tab. 14).

Tabela 14. Odchylenie COP w osi X [cm] przy oczach otwartych w I i II badaniu z uwzględnieniem modelu rehabilitacji.

Badanie	Odchylenie COP w osi X [cm]										
	Grupa badana					Grupa kontrolna					<i>P</i>
	Mean (PU 95%)	Me	Q1	Q3	SD	Mean (PU 95%)	Me	Q1	Q3	SD	
I	1,2 (0,6- 1,9)	0,6	0,3	1,4	1,63	1,3 (0,9- 1,7)	1,0	0,5	2,1	1,02	Z=1,48 0,138 $r_{rb}=0,23$
II	1,2 (0,6- 1,8)	0,6	0,3	1,7	1,53	1,6 (1,0- 2,1)	1,3	0,4	2,5	1,42	Z=0,97 0,334 $r_{rb}=0,15$
Efekt	0,0 (-0,5- 0,6)	0,0	-0,6	0,5	1,45	-0,2 (-0,9- 0,5)	0,1	- 1,4	0,8	1,89	Z=-0,07 0,941 $r_{rb}=0,01$
P	Z*=0,26 0,792 $r_{rb}=-0,04$					t**=-0,60 0,554 $d_z=-0,11$					

Mean - średnia; PU95% - przedział ufności 95%; Me- mediana; Q1 – dolny kwartyl; Q3 – górny kwartyl; SD – odchylenie standardowe; t – wartość statystyki testu t-Studenta dla prób niezależnych; t** - wartość statystyki testu t-Studenta dla prób zależnych; Z – wartość statystyki U Manna Whitneya; Z* - wartość statystyki kolejności par Wilcoxona; d/ d_z – miara wielkości efektu d-Cohena; r_{rb} – miara wielkości efektu korelacji rangowo-dwuseryjnej; p – wartość prawdopodobieństwa testoweg

Uzyskane dane z oceny odchylenia COP w osi Y [cm] również nie wykazały wystąpienia istotności statystycznych w porównaniach międzygrupowych i wewnątrzgrupowych, nie odnotowano również istotnych zmian wartości tego parametru w czasie. A średni poziom odchylenia wahał się w przedziale 2,6-2,8 cm (Tab. 15).

Tabela 15. Odchylenie COP w osi Y [cm] przy oczach otwartych w I i II badaniu z uwzględnieniem modelu rehabilitacji.

Badanie	Odchylenie COP w osi Y [cm]										
	Grupa badana					Grupa kontrolna					P
	Mean (PU 95%)	Me	Q1	Q3	SD	Mean (PU 95%)	Me	Q1	Q3	SD	
I	2,7 (2,0- 3,3)	2,5	1,5	4,1	1,68	2,8 (2,0- 3,6)	2,5	1,2	3,8	2,02	Z=-0,12 0,902 $r_{rb}=0,02$
II	2,6 (1,9- 3,3)	2,3	1,2	3,6	1,79	2,6 (1,9- 3,3)	2,6	0,9	3,7	1,89	Z=0,10 0,922 $r_{rb}=0,02$
Efekt	0,1 (-0,6- 0,9)	0,2	-1,3	1,2	1,93	0,2 (-0,9- 1,2)	0,6	-2,3	2,2	2,62	t=0,08 0,936 d=-0,04
P	t**=0,31 0,756 $d_z=0,05$					t**=0,33 0,743 $d_z=0,08$					

Mean - średnia; PU95% - przedział ufności 95%; Me- mediana; Q1 – dolny kwartył; Q3 – górny kwartył; SD – odchylenie standardowe; t – wartość statystyki testu t-Studenta dla prób niezależnych; t** - wartość statystyki testu t-Studenta dla prób zależnych; Z – wartość statystyki U Manna Whitneya; Z* - wartość statystyki kolejności par Wilcoxona; d/ d_z – miara wielkości efektu d-Cohena; r_{rb} – miara wielkości efektu korelacji rangowo-dwuseryjnej; p – wartość prawdopodobieństwa testowego

Analiza parametru średniej prędkości COP w osi X [cm/s], nie wykazała istotnych zmian w czasie w wyniku zastosowania modeli rehabilitacji, a średnia prędkość wyrażona w cm/s oscylowała w granicy 0,5 cm/s (Tab. 16).

Tabela 16. Średnia prędkość COP w osi X [cm/s] przy oczach otwartych w I i II badaniu z uwzględnieniem modelu rehabilitacji.

Badanie	Średnia prędkość COP w osi X [cm/s]										
	Grupa badana					Grupa kontrolna					P
	Mean (PU 95%)	Me	Q1	Q3	SD	Mean (PU 95%)	Me	Q1	Q3	SD	
I	0,4 (0,3-0,5)	0,3	0,2	0,5	0,32	0,4 (0,3-0,6)	0,4	0,2	0,6	0,34	Z=0,48 0,635 $r_{rb}=0,08$
II	0,5 (0,3-0,8)	0,3	0,2	0,6	0,65	0,4 (0,2-0,5)	0,3	0,2	0,5	0,31	Z=-1,03 0,302 $r_{rb}=0,16$
Efekt	-0,1 (-0,3-0,1)	-0,0	-0,2	0,1	0,58	0,1 (0,0-0,2)	0,1	-0,0	0,2	0,23	Z=1,79 0,073 $r_{rb}=0,28$
P	Z*=0,83 0,407 $r_{rb}=-0,04$					t**=1,96 0,060 $d_z=0,43$					

Mean - średnia; PU95% - przedział ufności 95%; Me- mediana; Q1 – dolny kwartyl; Q3 – górny kwartyl; SD – odchylenie standardowe; t – wartość statystyki testu t-Studenta dla prób niezależnych; t** - wartość statystyki testu t-Studenta dla prób zależnych; Z – wartość statystyki U Manna Whitneya; Z* - wartość statystyki kolejności par Wilcoxona; d/d_z – miara wielkości efektu d-Cohena; r_{rb} – miara wielkości efektu korelacji rangowo-dwuseryjnej; p – wartość prawdopodobieństwa testowego

Porównanie wartości średniej prędkości COP w osi Y podobnie jak w przypadku powyższych danych nie wykazał zaistnienia istotności statystycznych oraz wpływu zastosowanej terapii na jego zmianę w czasie (Tab. 17).

Tabela 17. Średnia prędkość COP w osi Y [cm/s] przy oczach otwartych w I i II badaniu z uwzględnieniem modelu rehabilitacji.

Badanie	Średnia prędkość COP w osi Y [cm/s]										
	Grupa badana					Grupa kontrolna					P
	Mean (PU 95%)	Me	Q1	Q3	SD	Mean (PU 95%)	Me	Q1	Q3	SD	
I	0,4 (0,3- 0,5)	0,3	0,2	0,5	0,34	0,4 (0,3- 0,6)	0,4	0,2	0,6	0,38	Z=0,41 0,682 $r_{rb}=0,07$
II	0,5 (0,3- 0,7)	0,3	0,2	0,6	0,62	0,4 (0,2- 0,5)	0,3	0,1	0,5	0,32	Z=-0,95 0,342 $r_{rb}=0,15$
Efekt	-0,1 (-0,3- 0,1)	-0,0	-0,2	0,1	0,56	0,1 (0,0- 0,2)	0,1	-0,0	0,2	0,23	Z=1,64 0,101 $r_{rb}=0,26$
P	Z*=0,60 0,548 $r_{rb}=-0,11$					t**=1,99 0,057 $d_z=0,43$					

Mean - średnia; PU95% - przedział ufności 95%; Me- mediana; Q1 – dolny kwartyl; Q3 – górny kwartyl; SD – odchylenie standardowe; t – wartość statystyki testu t-Studenta dla prób niezależnych; t** - wartość statystyki testu t-Studenta dla prób zależnych; Z – wartość statystyki U Manna Whitneya; Z* - wartość statystyki kolejności par Wilcoxona; d/ d_z – miara wielkości efektu d-Cohena; r_{rb} – miara wielkości efektu korelacji rangowo-dwuseryjnej; p – wartość prawdopodobieństwa testowego

W trakcie analizy parametru pola powierzchni COP, nie stwierdzono wystąpienia istotnie statystycznych różnic w I i II badaniu. Jednocześnie występowanie dużej zmienności wyników (wysokie SD) zmniejsza siłę analizy, a słabe tendencje zmiany wyników nie mogą być uznane za efekty rzeczywiste (Tab. 18).

Tabela 18. Pole powierzchni COP [cm²] przy oczach otwartych w I i II badaniu z uwzględnieniem modelu rehabilitacji.

Badanie	Pole powierzchni COP [cm ²]										
	Grupa badana					Grupa kontrolna					<i>P</i>
	Mean (PU 95%)	Me	Q1	Q3	SD	Mean (PU 95%)	Me	Q1	Q3	SD	
I	2,5 (1,4- 3,7)	1,3	0,7	3,2	3,01	4,1 (1,5- 6,7)	1,8	0,7	3,1	6,70	Z=0,34 0,731 $r_{rb}=0,05$
II	2,9 (1,7- 4,2)	1,4	0,8	4,1	3,27	3,0 (1,2- 4,7)	0,8	0,3	2,9	4,47	Z=-1,56 0,118 $r_{rb}=0,24$
<i>Efekt</i>	-0,4 (-2,1- 1,3)	0,0	-3,0	0,9	4,32	1,1 (-1,5- 3,8)	0,4	-0,2	2,0	6,88	Z=1,49 0,136 $r_{rb}=0,23$
<i>p</i>	$t^{**}=-0,48$ 0,635 $d_z=-0,09$					$Z^*=1,75$ 0,080 $r_{rb}=0,29$					

Mean - średnia; PU95% - przedział ufności 95%; Me- mediana; Q1 – dolny kwartył; Q3 – górny kwartył; SD – odchylenie standardowe; t – wartość statystyki testu t-Studenta dla prób niezależnych; t^{**} - wartość statystyki testu t-Studenta dla prób zależnych; Z – wartość statystyki U Manna Whitneya; Z^* - wartość statystyki kolejności par Wilcozona; d/d_z – miara wielkości efektu d-Cohena; r_{rb} – miara wielkości efektu korelacji rangowo-dwuseryjnej; p – wartość prawdopodobieństwa testowego

Jedyną istotną zmianę w obszarze oceny równowagi z otwartymi oczami, zanotowano w ocenie pola powierzchni COP. Grupa kontrolna odnotowała istotną statystycznie poprawę, z istotny skróceniem ścieżki COP ($p=0,012$). Średnia wartość w tej grupie spadła z 16,4 cm² do 12,1 cm². Grupa badana również odnotowała spadek tej wartości z poziomu 16,9 cm² do 15,5 cm², jednak nie była to różnica istotna statystycznie (Tab. 19).

Tabela 19. Pole powierzchni COP [cm²] przy oczach otwartych w I i II badaniu z uwzględnieniem modelu rehabilitacji.

Badanie	Długość ścieżki COP [cm ²]										
	Grupa badana					Grupa kontrolna					<i>P</i>
	Mean (PU 95%)	Me	Q1	Q3	<i>SD</i>	Mean (PU 95%)	Me	Q1	Q3	<i>SD</i>	
I	16,9 (11,4- 22,5)	11,8	8,3	20,7	14,37	16,4 (12,3- 20,6)	15,6	7,2	24,3	10,68	Z=0,10 0,922 $r_{rb}=0,02$
II	15,5 (10,8- 20,1)	10,7	7,1	19,4	11,99	12,1 (8,8- 15,4)	8,7	5,3	19,0	8,55	Z=-1,18 0,238 $r_{rb}=0,18$
Efekt	1,5 (-3,3- 6,2)	1,0	-4,6	4,3	12,24	4,3 (1,1- 7,5)	2,5	-0,8	7,4	8,18	Z=1,31 0,190 $r_{rb}=0,21$
<i>p</i>	Z*=0,31 0,755 $r_{rb}=0,11$					Z*=2,52 0,012 $r_{rb}=0,41$					

Mean - średnia; PU95% - przedział ufności 95%; Me- mediana; Q1 – dolny kwartyl; Q3 – górny kwartyl; *SD* – odchylenie standardowe; t – wartość statystyki testu t-Studenta dla prób niezależnych; t** - wartość statystyki testu t-Studenta dla prób zależnych; Z – wartość statystyki U Manna Whitneya; Z* - wartość statystyki kolejności par Wilcozona; d/*d_z* – miara wielkości efektu d-Cohena; r_{rb} – miara wielkości efektu korelacji rangowo-dwuseryjnej; p – wartość prawdopodobieństwa testowego

Przejsie do trudniejszego zadania, jakim jest utrzymanie równowagi przy zamkniętych oczach, nie przyniosło przełomowych odkryć i w dużej mierze powieliło wnioski z badania w warunkach z otwartymi oczami. Wyeliminowanie kontroli wzrokowej nie ujawniło żadnych ukrytych efektów terapii ani różnic między grupami.

Parametry odchylenia COP w osi x nie wykazały istnienia istotnie statystycznych różnic w obu grupach w I i II badaniu. Średnia odchylenia wahała się w przedziale 1,4-1,6 cm, uwidaczniając brak efektu terapii na zmianę tego parametru (Tab. 20).

Tabela 20. Odchylenie COP w osi X [cm] przy oczach zamkniętych w I i II badaniu z uwzględnieniem modelu rehabilitacji.

Badanie	Odchylenie COP w osi X [cm]										
	Grupa badana					Grupa kontrolna					P
	Mean (PU 95%)	Me	Q1	Q3	SD	Mean (PU 95%)	Me	Q1	Q3	SD	
I	1,4 (0,8- 2,1)	0,8	0,3	1,9	1,68	1,6 (1,1- 2,1)	1,3	0,6	2,8	1,28	Z=1,25 0,210 $r_{rb}=0,20$
II	1,4 (0,7- 2,1)	0,8	0,2	1,7	1,77	1,6 (1,1- 2,1)	1,5	0,6	2,3	1,27	Z=1,34 0,179 $r_{rb}=0,21$
<i>Efekt</i>	0,0 (-0,7- 0,6)	0,0	-0,7	0,7	1,69	0,0 (-0,7- 0,7)	0,1	-1,1	1,4	1,71	Z=0,27 0,787 $r_{rb}=0,04$
<i>p</i>	Z*=0,38 0,701 $r_{rb}=-0,04$					t**=0,02 0,984 $d_z=0,00$					

Mean - średnia; PU95% - przedział ufności 95%; Me- mediana; Q1 – dolny kwartył; Q3 – górny kwartył; SD – odchylenie standardowe; t – wartość statystyki testu t-Studenta dla prób niezależnych; t** – wartość statystyki testu t-Studenta dla prób zależnych; Z – wartość statystyki U Manna Whitney; Z* - wartość statystyki kolejności par Wilcozona; d/ d_z – miara wielkości efektu d-Cohena; r_{rb} – miara wielkości efektu korelacji rangowo-dwuseryjnej; p – wartość prawdopodobieństwa testowego

Również odchylenie COP w osi Y potwierdza wcześniejsze informacje. Zauważalną różnicą jest zwiększenie średniego odchylenia wahającego się w granicach 2,5-2,7 cm, jednocześnie znów nie odnotowano zauważalnego wpływu terapii na badany parametr (Tab. 21).

Tabela 21. Odchylenie COP w osi Y [cm] przy oczach zamkniętych w I i II badaniu z uwzględnieniem modelu rehabilitacji.

Badanie	Odchylenie COP w osi Y [cm]										
	Grupa badana					Grupa kontrolna					<i>P</i>
	Mean (PU 95%)	Me	Q1	Q3	SD	Mean (PU 95%)	Me	Q1	Q3	SD	
I	2,7 (2,1- 3,3)	2,4	1,2	4,0	1,65	2,6 (1,9- 3,4)	2,4	1,2	3,7	1,89	Z=-0,29 0,774 $r_{rb}=0,05$
II	2,5 (1,8- 3,2)	2,3	1,0	3,5	1,79	2,6 (1,9- 3,3)	2,6	1,1	3,7	1,86	Z=0,38 0,706 $r_{rb}=0,06$
Efekt	0,2 (-0,5- 0,9)	0,1	-0,4	1,1	1,75	0,0 (-0,8- 0,9)	0,3	-2,2	1,5	2,20	t=-0,38 0,704 d=0,10
p	t**=0,65 0,524 $d_z=0,11$					t**=0,02 0,980 $d_z=0,00$					

Mean - średnia; PU95% - przedział ufności 95%; Me- mediana; Q1 – dolny kwartyl; Q3 – górny kwartyl; SD – odchylenie standardowe; t – wartość statystyki testu t-Studenta dla prób niezależnych; t** – wartość statystyki testu t-Studenta dla prób zależnych; Z – wartość statystyki U Manna Whitneya; Z* - wartość statystyki kolejności par Wilcoxona; d/ d_z – miara wielkości efektu d-Cohena; r_{rb} – miara wielkości efektu korelacji rangowo-dwuseryjnej; p – wartość prawdopodobieństwa testowego

Średnia prędkość COP w przypadku obu badań pozostała niezmienna, wynosząc odpowiednio 0,7 cm/s w grupie badanej oraz 0,6 cm/s w grupie kontrolnej, wskazując na brak efektów przeprowadzonych interwencji (Tab. 22).

Tabela 22. Średnia prędkość COP w osi X [cm/s] przy oczach zamkniętych w I i II badaniu z uwzględnieniem modelu rehabilitacji.

Badanie	Średnia prędkość COP w osi X [cm/s]										
	Grupa badana					Grupa kontrolna					P
	Mean (PU 95%)	Me	Q1	Q3	SD	Mean (PU 95%)	Me	Q1	Q3	SD	
I	0,7 (0,5- 0,8)	0,6	0,4	0,8	0,45	0,6 (0,5-0,8)	0,5	0,4	0,8	0,40	Z=0,24 0,812 $r_{rb}=0,04$
II	0,7 (0,6- 0,9)	0,6	0,4	1,1	0,41	0,6 (0,4-0,8)	0,5	0,3	0,7	0,46	Z=-1,54 0,123 $r_{rb}=0,24$
Efekt	-0,1 (-0,2- 0,1)	0,0	-0,3	0,2	0,46	0,0 (-0,1-0,2)	0,1	-0,1	0,2	0,35	t=0,97 0,336 d=-0,24
p	t**=-0,79 0,434 $d_z=-0,22$					t**=0,56 0,582 $d_z=0,00$					

Mean - średnia; PU95% - przedział ufności 95%; Me- mediana; Q1 – dolny kwartyl; Q3 – górny kwartyl; SD – odchylenie standardowe; t – wartość statystyki testu t-Studenta dla prób niezależnych; t** – wartość statystyki testu t-Studenta dla prób zależnych; Z – wartość statystyki U Manna Whitneya; Z* - wartość statystyki kolejności par Wilcoxona; d/ d_z – miara wielkości efektu d-Cohena; r_{rb} – miara wielkości efektu korelacji rangowo-dwuseryjnej; p – wartość prawdopodobieństwa testowego

Również średnia prędkość COP w osi Y nie wykazała wpływu terapii na końcową zmianę oceny tego parametru. Średnia prędkość w grupie badanej wzrosła o 0,1 cm/s przy braku zmiany wartości w grupie kontrolnej (Tab. 23).

Tabela 23. Średnia prędkość COP w osi Y [cm/s] przy oczach zamkniętych w I i II badaniu z uwzględnieniem modelu rehabilitacji.

Badanie	Średnia prędkość COP w osi Y [cm/s]										
	Grupa badana					Grupa kontrolna					<i>p</i>
	Mean (PU 95%)	Me	Q1	Q3	SD	Mean (PU 95%)	Me	Q1	Q3	SD	
I	0,7 (0,5-1,0)	0,6	0,4	0,8	0,63	0,6 (0,5-0,8)	0,5	0,4	0,8	0,47	Z=-0,68 0,496 $r_{rb}=0,11$
II	0,8 (0,6-1,0)	0,6	0,4	1,1	0,48	0,6 (0,4-0,8)	0,5	0,3	0,7	0,51	Z=-1,55 0,121 $r_{rb}=0,24$
<i>Efekt</i>	-0,1 (-0,3-0,2)	-0,0	-0,3	0,2	0,57	0,0 (-0,1-0,2)	0,1	-0,1	0,2	0,42	Z=0,89 0,372 $r_{rb}=0,14$
<i>p</i>	Z*=0,48 0,631 $r_{rb}=-0,04$					Z*=1,24 0,216 $r_{rb}=0,19$					

Mean - średnia; PU95% - przedział ufności 95%; Me- mediana; Q1 – dolny kwartył; Q3 – górny kwartył; SD – odchylenie standardowe; t – wartość statystyki testu t-Studenta dla prób niezależnych; t** – wartość statystyki testu t-Studenta dla prób zależnych; Z – wartość statystyki U Manna Whitneya; Z* - wartość statystyki kolejności par Wilcoxona; d/ d_z – miara wielkości efektu d-Cohena; r_{rb} – miara wielkości efektu korelacji rangowo-dwuseryjnej; p – wartość prawdopodobieństwa testowego

Analiza danych z oceny pola powierzchni COP wskazuje na tendencje do zmiany tego parametru w czasie w obu grupach, jednakże zaistniała zmiana jest nieistotna statystycznie. Średnia wartość w badaniu I wynosi 4,2 cm² w grupie badanej oraz 4,5 cm² w grupie kontrolnej. Badanie II uwidacznia tendencje poprawy tego parametru oraz zmniejszenie pola powierzchni COP w grupie badanej do 3,5 cm² oraz 3,3 cm² w grupie kontrolnej (Tab. 24).

Tabela 24. Pole powierzchni COP [cm²] przy oczach zamkniętych w I i II badaniu z uwzględnieniem modelu rehabilitacji.

Badanie	Pole powierzchni COP [cm ²]										
	Grupa badana					Grupa kontrolna					<i>p</i>
	Mean (PU 95%)	Me	Q1	Q3	SD	Mean (PU 95%)	Me	Q1	Q3	SD	
I	4,2 (2,8- 5,5)	3,2	1,7	5,8	3,50	4,5 (2,6- 6,3)	3,7	0,8	6,5	4,82	Z=-0,41 0,682 <i>r_{rb}</i> =0,07
II	3,5 (2,6- 4,3)	3,0	1,8	4,9	2,20	3,3 (1,8- 4,7)	1,9	0,7	5,0	3,71	Z=-1,34 0,179 <i>r_{rb}</i> =0,21
Efekt	0,7 (-0,8- 2,2)	0,2	-1,1	2,4	3,90	1,2 (-0,6- 3,0)	0,2	-0,6	3,1	4,57	Z=0,39 0,700 <i>r_{rb}</i> =0,06
<i>p</i>	<i>t</i> **=0,92 0,368 <i>d_z</i> =0,18					<i>Z</i> *=1,28 0,202 <i>r_{rb}</i> =0,07					

Mean - średnia; PU95% - przedział ufności 95%; Me- mediana; Q1 – dolny kwartył; Q3 – górny kwartył; SD – odchylenie standardowe; *t* – wartość statystyki testu t-Studenta dla prób niezależnych; *t*** – wartość statystyki testu t-Studenta dla prób zależnych; *Z* – wartość statystyki U Manna Whitneya; *Z** - wartość statystyki kolejności par Wilcoxona; *d/d_z* – miara wielkości efektu d-Cohena; *r_{rb}* – miara wielkości efektu korelacji rangowo-dwuseryjnej; *p* – wartość prawdopodobieństwa testowego

Również ocena wyników długości ścieżki COP nie wykazała istotnych statystycznie różnic w ocenie międzygrupowej i wewnątrzgrupowej. Powielając poniekąd wcześniejsze stwierdzenia o braku wpływu efektów terapii na badany parametr. Dodatkowo zaobserwowano zwiększenie średniej długości ścieżki COP w II badaniu wśród grupy badanej o 2,3 cm², podczas gdy w grupie kontrolnej doszło do jego zmniejszenia o 2,2 cm² (Tab. 25).

Tabela 25. Długość ścieżki COP [cm²] przy oczach zamkniętych w I i II badaniu z uwzględnieniem modelu rehabilitacji.

Badanie	Długość ścieżki COP [cm ²]										
	Grupa badana					Grupa kontrolna					p
	Mean (PU 95%)	Me	Q1	Q3	SD	Mean (PU 95%)	Me	Q1	Q3	SD	
I	25,3 (21,0- 29,7)	25,5	15,0	32,6	11,26	25,0 (18,3- 31,7)	20,6	12,9	33,1	17,29	Z=-0,59 0,555 $r_{rb}=0,09$
II	27,7 (21,0- 34,3)	19,8	16,6	37,4	17,26	22,8 (15,8- 29,8)	19,7	9,8	24,8	18,06	Z=-1,14 0,255 $r_{rb}=0,18$
Efekt	-2,3 (-9,0- 4,4)	0,6	- 12,3	11,5	17,20	2,3 (-4,2- 8,7)	3,9	-1,2	11,6	16,67	Z=0,82 0,413 $r_{rb}=0,13$
P	Z*=0,14 0,885 $r_{rb}=0,04$					Z*=1,64 0,101 $r_{rb}=0,36$					

Mean - średnia; PU95% - przedział ufności 95%; Me- mediana; Q1 – dolny kwartyl; Q3 – górny kwartyl; SD – odchylenie standardowe; t – wartość statystyki testu t-Studenta dla prób niezależnych; t** – wartość statystyki testu t-Studenta dla prób zależnych; Z – wartość statystyki U Manna Whitneya; Z* - wartość statystyki kolejności par Wilcozona; d/d_z – miara wielkości efektu d-Cohena; r_{rb} – miara wielkości efektu korelacji rangowo-dwuseryjnej; p – wartość prawdopodobieństwa testowego

Analiza oceniająca zależność pacjentów od kontroli wzrokowej w utrzymaniu stabilności postawy nie wykazała żadnych istotnych statystycznie zmian ani różnic między grupami. Dla wskaźnika pola powierzchni COP nie odnotowano znaczących różnic między grupą badaną a kontrolną, ani w pierwszym ($p=0,533$), ani w drugim badaniu ($p=0,446$). Żadna z zastosowanych terapii nie wpłynęła w sposób istotny na zmianę tego wskaźnika w czasie. Analiza efektu nie wykazała statystycznie istotnej poprawy w żadnej z grup. Oznacza to, że po zakończeniu rehabilitacji pacjenci w obu grupach w takim samym stopniu polegali na informacji wzrokowej w celu utrzymania równowagi, jak na początku badania (Tab. 26).

Tabela 26. Pole powierzchni COP [cm²] przy oczach zamkniętych/otwartych w I i II badaniu z uwzględnieniem modelu rehabilitacji.

Badanie	Pole powierzchni COP [cm ²]										
	Grupa badana					Grupa kontrolna					<i>p</i>
	Mean (PU 95%)	Me	Q1	Q3	SD	Mean (PU 95%)	Me	Q1	Q3	SD	
I	3,2 (1,8-4,6)	2,2	1,1	3,5	3,58	2,6 (1,6-3,7)	1,9	0,7	3,3	2,69	Z=-0,62 0,533 $r_{rb}=0,10$
II	2,8 (1,8-3,7)	1,8	0,7	4,4	2,50	3,6 (2,3-5,0)	2,8	0,7	6,1	3,46	Z=0,76 0,446 $r_{rb}=0,12$
<i>Efekt</i>	0,4 (-1,2-2,1)	0,5	-2,1	2,7	4,18	-1,0 (-2,6- 0,6)	- 0,5	-3,3	0,9	4,12	Z=-1,56 0,120 $r_{rb}=0,24$
<i>P</i>	Z*=0,41 0,683 $r_{rb}=0,26$					Z*=1,56 0,118 $r_{rb}=-0,26$					

Mean - średnia; PU95% - przedział ufności 95%; Me- mediana; Q1 – dolny kwartyl; Q3 – górny kwartyl; SD – odchylenie standardowe; t^{**} - wartość statystyki testu t-Studenta dla prób zależnych; Z – wartość statystyki U Manna Whitneya; Z* - wartość statystyki kolejności par Wilcozona; d_z – miara wielkości efektu d-Cohena; r_{rb} – miara wielkości efektu korelacji rangowo-dwuseryjnej; *p* – wartość prawdopodobieństwa testowego

Dla wskaźnika długości ścieżki COP również nie odnotowano znaczących różnic między grupą badaną a kontrolną, ani w pierwszym ($p=0,321$), ani w drugim badaniu ($p=0,688$). Żadna z zastosowanych terapii nie wpłynęła w sposób istotny na zmianę tego wskaźnika w czasie. Analiza efektu nie wykazała statystycznie istotnej poprawy w żadnej z grup. Oznacza to, że po zakończeniu rehabilitacji pacjenci w obu grupach w takim samym stopniu polegali na informacji wzrokowej w celu utrzymania równowagi, jak na początku badania (Tab. 27).

Tabela 27. Długość ścieżki COP [cm^2] przy oczach zamkniętych/otwartych w I i II badaniu z uwzględnieniem modelu rehabilitacji.

Badanie	Długość ścieżki COP [cm^2]										
	Grupa badana					Grupa kontrolna					<i>p</i>
	Mean (PU 95%)	Me	Q1	Q3	SD	Mean (PU 95%)	Me	Q1	Q3	SD	
I	2,1 (1,7- 2,5)	1,9	1,3	2,8	1,04	1,8 (1,4- 2,2)	1,7	0,9	2,4	1,00	$Z=-0,99$ $0,321$ $r_{rb}=0,16$
II	2,2 (1,6- 2,8)	1,8	1,4	2,9	1,54	2,0 (1,6- 2,5)	1,9	1,1	2,8	1,20	$Z=-0,40$ $0,688$ $r_{rb}=0,06$
Efekt	-0,1 (-0,9- 0,6)	0,0	-0,5	1,0	1,90	-0,2 (-0,7- 0,3)	- 0,0	-1,1	0,8	1,40	$Z=-0,43$ $0,664$ $r_{rb}=0,07$
P	$Z^*=0,10$ $0,923$ $r_{rb}=0,04$					$t^{**}=-0,73$ $0,471$ $d_z=-0,14$					

Mean - średnia; PU95% - przedział ufności 95%; Me- mediana; Q1 – dolny kwartyl; Q3 – górny kwartyl; SD – odchylenie standardowe; t^{**} - wartość statystyki testu t-Studenta dla prób zależnych; Z – wartość statystyki U Manna Whitneya; Z^* - wartość statystyki kolejności par Wilcoxona; d_z – miara wielkości efektu d-Cohena; r_{rb} – miara wielkości efektu korelacji rangowo-dwuseryjnej; p – wartość prawdopodobieństwa testowego

W przeciwieństwie do obiektywnych pomiarów posturograficznych, które nie wykazały jednoznacznych efektów, analiza funkcjonalnych skal klinicznych rysuje zupełnie inny obraz, wskazując na wysoką skuteczność obu form terapii.

W tej części badania, obie grupy pacjentów wykazały znaczącą poprawę, jednak to grupa badana konsekwentnie osiągała lepsze wyniki końcowe.

W przypadku Skali Berga, w której wyższy wynik oznacza lepszą równowagę, obie grupy startowały z podobnego, statystycznie nierozróżnialnego poziomu ($p=0,097$). W wyniku przeprowadzonej rehabilitacji, obie grupy uzyskały wysoce istotną statystycznie poprawę ($p<0,001$ dla obu grup. Ta poprawa doprowadziła do pojawienia się w badaniu końcowym istotnej statystycznie różnicy na korzyść grupy badanej ($p=0,032$), która osiągnęła przeciętny wynik 43 punkty w porównaniu do 41 punktów w grupie kontrolnej, a więc wielkość poprawy w obu grupach była niemal identyczna (Tab. 28).

Tabela 28. Parametry oceniające poziom równowagi na podstawie skali Berga w I i II badaniu z uwzględnieniem modelu rehabilitacji.

Badanie	Skala Berga [pkt.]										
	Grupa badana					Grupa kontrolna					<i>p</i>
	Mean (PU 95%)	Me	Q1	Q3	SD	Mean (PU 95%)	Me	Q1	Q3	SD	
I	39,9 (38,2- 41,5)	40,0	38,0	42,0	4,21	37,7 (35,7- 39,7)	38,0	34,0	41,0	5,23	t=-1,69 0,097 d=0,46
II	43,8 (42,4- 45,1)	43,0	40,0	46,0	3,57	41,3 (39,6- 43,0)	41,0	38,0	44,0	4,36	Z=-2,15 0,032 <i>r_{rb}</i> =0,34
Efekt	3,9 (2,9- 4,9)	4,0	2,0	6,0	2,59	3,6 (2,7- 4,5)	4,0	2,0	4,5	2,41	Z=-0,25 0,799 <i>r_{rb}</i> =0,04
<i>p</i>	t**=-7,96 <0,001 <i>d_z</i> =1,51					Z*=4,29 <0,001 <i>r_{rb}</i> =1,00					

Mean - średnia; PU95% - przedział ufności 95%; Me- mediana; Q1 – dolny kwartył; Q3 – górny kwartył; SD – odchylenie standardowe; t – wartość statystyki testu t-Studenta dla prób niezależnych; t** - wartość statystyki testu t-Studenta dla prób zależnych; Z – wartość statystyki U Manna Whitneya; Z* - wartość statystyki kolejności par Wilcoxon; d/*d_z* – miara wielkości efektu d-Cohena; *r_{rb}* – miara wielkości efektu korelacji rangowo-dwuseryjnej; p – wartość prawdopodobieństwa testowego

Analiza testu TUG, gdzie krótszy czas wykonania świadczy o lepszej mobilności i równowadze, przynosi jeszcze wyraźniejsze wnioski. Już w badaniu początkowym istniała istotna statystycznie różnica ($p=0,022$) między grupami – grupa badana wykonywała test znacznie szybciej niż grupa kontrolna. Podobnie jak w skali Berga, obie grupy odnotowały wysoce istotną statystycznie poprawę w czasie ($p<0,001$ dla obu), a wielkość tej poprawy (skrócenie czasu) była niemal identyczna. W efekcie, w badaniu końcowym początkowa różnica między grupami nie tylko się utrzymała, ale stała się jeszcze bardziej wyraźna ($p=0,002$), z korzyścią dla grupy badanej.

Obie metody rehabilitacji okazały się bardzo skuteczne w poprawie funkcjonalnej równowagi i mobilności pacjentów. Grupa badana wykazywała jednak systematycznie lepsze wyniki (Tab. 29).

Tabela 29. Parametry oceniające poziom równowagi na podstawie skali testu TUG w I i II badaniu z uwzględnieniem modelu rehabilitacji.

Badanie	TUG [s]										
	Grupa badana					Grupa kontrolna					<i>p</i>
	Mean (PU 95%)	Me	Q1	Q3	SD	Mean (PU 95%)	Me	Q1	Q3	SD	
I	18,5 (16,2- 20,8)	18,1	14,1	20,1	5,92	22,4 (19,8- 25,0)	20,8	17,6	27,7	6,73	Z=2,29 0,022 $r_{rb}=0,36$
II	15,6 (14,2- 17,1)	15,7	12,7	17,8	3,73	19,7 (17,5- 21,8)	18,8	15,9	23,0	5,54	t=3,20 0,002 $d=-0,85$
Efekt	2,9 (1,4- 4,4)	2,0	0,7	2,9	3,86	2,8 (1,7- 3,8)	1,9	1,3	3,5	2,68	$Z=0,32$ $0,749$ $r_{rb}=0,05$
<i>p</i>	Z*=4,51 <0,001 $r_{rb}=0,86$					Z*=4,51 <0,001 $r_{rb}=0,86$					

Mean - średnia; PU95% - przedział ufności 95%; Me- mediana; Q1 – dolny kwartyl; Q3 – górny kwartyl; SD – odchylenie standardowe; t – wartość statystyki testu t-Studenta dla prób niezależnych; t** - wartość statystyki testu t-Studenta dla prób zależnych; Z – wartość statystyki U Manna Whitneya; Z* - wartość statystyki kolejności par Wilcoxona; d/d_z – miara wielkości efektu d-Cohena; r_{rb} – miara wielkości efektu korelacji rangowo-dwuseryjnej; p – wartość prawdopodobieństwa testowego

6.3 Analiza parametrów oceniających propriocepcję

Oceniając wyniki propriocepcji po stronie niedowładnej stwierdzono, że zastosowane terapie miały ograniczony wpływ na poprawę czucia pozycji stawu, a jedyną istotną statystycznie zmianę zaobserwowano w grupie kontrolnej w przypadku jednego z dwóch zadań testowych.

W pierwszym zadaniu, polegającym na odtworzeniu pozycji zgięciowej, obie grupy startowały z podobnego, statystycznie nieróżniącego się poziomu ($p=0,283$). W toku terapii jedynie grupa kontrolna wykazała istotną statystycznie poprawę, redukując swój średni błąd z 4,9 do 3,0 stopnia ($p=0,014$). W grupie badanej nie odnotowano istotnej zmiany ($p=0,368$). W efekcie, w badaniu końcowym obie grupy uzyskały identyczny, nieróżniący się statystycznie wynik (średni błąd 3,0 stopnia), (Tab. 30).

Tabela 30. Parametry oceniające poziom propriocepcji po stronie niedowładnej w I i II badaniu z uwzględnieniem modelu rehabilitacji.

Badanie	Zgięcie-Wyprost [°]										
	Grupa badana					Grupa kontrolna					P
	Mean (PU95%)	Me	Q1	Q3	SD	Mean (PU 95%)	Me	Q1	Q3	SD	
I	3,7 (2,2-5,2)	2,1	0,8	4,5	3,94	4,9 (3,1-6,6)	3,4	1,5	6,2	4,49	Z=1,07 0,283 $r_{rb}=0,17$
II	3,0 (1,8-4,2)	2,1	1,3	2,9	3,14	3,0 (2,0-4,1)	2,3	1,2	3,9	2,75	Z=0,17 0,863 $r_{rb}=0,03$
Efekt	0,7 (-0,7-2,0)	- 0,1	-1,3	2,3	3,47	1,8 (0,4-3,3)	1,3	-0,2	3,8	3,71	Z=1,53 0,125 $r_{rb}=0,24$
p	Z*=0,90 0,368 $r_{rb}=0,00$					t**=2,62 0,014 $d_z=0,49$					

Mean - średnia; PU95% - przedział ufności 95%; Me- mediana; Q1 – dolny kwartył; Q3 – górny kwartył; SD – odchylenie standardowe; t* – wartość statystyki Welcha; t** - wartość statystyki testu t-Studenta dla prób zależnych; Z – wartość statystyki U Manna Whitneya; Z* - wartość statystyki Wilcozona; d_z – miara wielkości efektu d-Cohena; r_{rb} – miara wielkości efektu korelacji rangowo-dwuseryjnej; Δ – miara wielkości efektu Δ Glassa; p – wartość prawdopodobieństwa testowego

Analiza danych w drugim zadaniu, które polegało na odtworzeniu pozycji wyprostowanej, wykazała, iż żadna z grup nie uzyskała istotnej statystycznie poprawy ($p=0,076$ dla grupy badanej i $p=0,488$ dla grupy kontrolnej). W grupie badanej średni błąd w tym zadaniu nawet nieznacznie się zwiększył, z 2,9 do 3,2 stopnia, choć zmiana ta nie była istotna statystycznie. Końcowo można stwierdzić, iż rehabilitacja w grupie kontrolnej przyniosła częściową poprawę propriocepcji, podczas gdy w grupie badanej nie stwierdzono mierzalnego wpływu terapii na ten aspekt (Tab. 31).

Tabela 31. Parametry oceniające poziom propriocepcji po stronie niedowładnej w I i II badaniu z uwzględnieniem modelu rehabilitacji.

Badanie	Wyprost-Zgięcie [°]										
	Grupa badana					Grupa kontrolna					<i>p</i>
	Mean (PU 95%)	Me	Q1	Q3	SD	Mean (PU 95%)	Me	Q1	Q3	SD	
I	2,9 (2,1- 3,7)	2,5	1,4	4,2	2,03	4,9 (3,2- 6,6)	3,1	1,9	6,8	4,35	Z=1,46 0,145 $r_{rb}=0,23$
II	3,2 (2,1- 4,2)	2,6	0,9	4,8	2,64	3,4 (2,2- 4,5)	2,2	1,2	5,2	3,00	Z=0,29 0,768 $r_{rb}=0,05$
<i>Efekt</i>	-0,3 (-1,3- 0,8)	-0,2	-1,9	2,0	2,68	1,5 (-0,3- 3,4)	1,1	- 1,6	4,7	4,80	$t^*=1,73$ 0,091 $\Delta=-0,38$
<i>p</i>	$t^{**}=-1,84$ 0,076 $d_z=-0,11$					$t^{**}=0,70$ 0,488 $d_z=0,31$					

Mean - średnia; PU95% - przedział ufności 95%; Me- mediana; Q1 – dolny kwartył; Q3 – górny kwartył; SD – odchylenie standardowe; t^* – wartość statystyki Welcha; t^{**} - wartość statystyki testu t-Studenta dla prób zależnych; Z – wartość statystyki U Manna Whitneya; Z^* - wartość statystyki Wilcoxon; d_z – miara wielkości efektu d-Cohena; r_{rb} – miara wielkości efektu korelacji rangowo-dwuseryjnej; Δ – miara wielkości efektu Δ Glassa; p – wartość prawdopodobieństwa testowego

6.4 Analiza parametrów stanu funkcjonalnego

Analiza ogólnego stanu funkcjonalnego pacjentów wykazała, że obie metody rehabilitacji były równie i wysoce skuteczne w poprawie ich samodzielności, a między grupami nie stwierdzono żadnych istotnych statystycznie różnic końcowych.

W ocenie zdolności do wykonywania podstawowych czynności dnia codziennego, obie grupy startowały z podobnego poziomu ($p=0,134$) i na podobnym poziomie zakończyły badanie ($p=0,390$). Najważniejszym wnioskiem jest fakt, że zarówno w grupie badanej ($p<0,001$), jak i kontrolnej ($p<0,001$) nastąpiła wysoce istotna statystycznie poprawa. Oznacza to, że pacjenci w obu grupach stali się po rehabilitacji znacznie bardziej niezależni codziennym funkcjonowaniu (Tab. 32).

Tabela 32. Ocena stanu funkcjonalnego u pacjentów na podstawie skali Barthel w I i II badaniu z uwzględnieniem modelu rehabilitacji.

Badanie	Barthel [pkt.]										
	Grupa badana					Grupa kontrolna					<i>p</i>
	Mean (PU 95%)	Me	Q1	Q3	<i>SD</i>	Mean (PU 95%)	Me	Q1	Q3	<i>SD</i>	
I	74,8 (71,5- 78,2)	75,0	70,0	80,0	8,66	71,8 (68,7- 74,9)	70,0	65,0	77,5	7,96	Z=-1,50 0,134 $r_{rb}=0,23$
II	80,9 (77,7- 84,1)	80,0	75,0	87,5	8,17	79,3 (76,4- 82,2)	77,5	75,0	82,5	7,50	Z=-0,86 0,390 $r_{rb}=0,14$
<i>Efekt</i>	6,1 (4,3- 7,8)	5,0	2,5	10,0	4,59	7,5 (5,4- 9,7)	5,0	5,0	10,0	5,48	Z=0,74 0,461 $r_{rb}=0,12$
<i>p</i>	Z*=4,01 <0,001 $r_{rb}=1,00$					Z*=4,37 <0,001 $r_{rb}=1,00$					

Mean - średnia; PU95% - przedział ufności 95%; Me- mediana; Q1 – dolny kwartyl; Q3 – górny kwartyl; *SD* – odchylenie standardowe; Z – wartość statystyki U Manna Whitneya; Z* - wartość statystyki kolejności par Wilcoxona; r_{rb} – miara wielkości efektu korelacji rangowo-dwuseryjnej; p – wartość prawdopodobieństwa testowego

Identyczne wnioski płyną z analizy skali oceniającej zdolność do chodu. Grupy nie różniły się od siebie ani na początku ($p=0,171$), ani na końcu badania ($p=0,436$). Ponownie, kluczowym odkryciem jest to, że obie grupy wykazały wysoce istotną statystycznie poprawę w zakresie samodzielności chodu ($p=0,001$ dla grupy badanej i $p<0,001$ dla grupy kontrolnej).

Podsumowując, obie zastosowane interwencje terapeutyczne w równym stopniu przyczyniły się do znaczącej poprawy ogólnej sprawności i samodzielności pacjentów po udarze mózgu (Tab. 33)

Tabela 33. Ocena stanu funkcjonalnego u pacjentów na podstawie skali FAC w I i II badaniu z uwzględnieniem modelu rehabilitacji.

Badanie	FAC [pkt.]										
	Grupa badana					Grupa kontrolna					<i>P</i>
	Mean (PU 95%)	Me	Q1	Q3	SD	Mean (PU 95%)	Me	Q1	Q3	SD	
I	3,6 (3,4- 3,8)	4,0	3,0	4,0	0,50	3,4 (3,2- 3,6)	3,0	3,0	4,0	0,5 0	Z=-1,37 0,171 $r_{rb}=0,21$
II	4,1 (3,9- 4,4)	4,0	4,0	4,5	0,59	4,0 (3,8- 4,2)	4,0	4,0	4,0	0,5 4	Z=-0,78 0,436 $r_{rb}=0,12$
Efekt	0,5 (0,3- 0,8)	1,0	0,0	1,0	0,58	0,6 (0,4- 0,8)	1,0	0,0	1,0	0,5 7	Z=0,22 0,825 $r_{rb}=0,04$
<i>p</i>	Z*=3,20 0,001 $r_{rb}=0,88$					Z*=3,52 <0,001 $r_{rb}=1,00$					

Mean - średnia; PU95% - przedział ufności 95%; Me- mediana; Q1 – dolny kwartyl; Q3 – górny kwartyl; SD – odchylenie standardowe; Z – wartość statystyki U Manna Whitneya; Z* - wartość statystyki kolejności par Wilcozona; r_{rb} – miara wielkości efektu korelacji rangowo-dwuseryjnej; p – wartość prawdopodobieństwa testowego

7. Dyskusja

Udar mózgu stanowi poważne zagrożenie dla życia i zdrowia człowieka [205]. Szacunkowe dane informują, iż około 75% pacjentów, którzy przeżyli udar mózgu cechuje trwała niepełnosprawność, mocno oddziałująca na ich jakość życia [206]. Jednakże rehabilitacja oparta na dowodach naukowych może pozytywnie wpływać na niwelowanie dysfunkcji motorycznych poprawiając jakość życia pacjentów oraz pośrednio wpływać na redukcję kosztów opieki medycznej [207]. W związku z tym, celem niniejszej pracy była ocena efektywności treningu proprioceptywnego na poprawę parametrów chodu, równowagi i stanu funkcjonalnego pacjentów we wczesnym okresie po udarze mózgu. Powyższe informacje oraz ciągle istniejąca niewielka liczba badań dotyczących tego zagadnienia, stały się motywacją dla autora niniejszej pracy do podjęcia próby zbadania tego problemu.

Zaburzenia funkcji chodu, charakteryzowane są jako najważniejszy czynnik określający poziom samodzielności, jak i wielkości poziomu niepełnosprawności pacjenta [208]. Ocena prędkości chodu (WS) po udarze mózgu na dystansie 10 m, uznawana jest jako złoty standard badania pacjentów, a uzyskanie wyników powyżej 0,80 m/s uznaje się jako predyktor bezpiecznego chodu w warunkach dnia codziennego. Jednocześnie wartość WS powyżej 0,83 m/s uznawana jest za konieczną do prawidłowego wydatkowania energii w trakcie cyklu chodu [209].

Badania własne autora wykazały, iż po przebytym udarze mózgu średnia prędkość chodu przed rozpoczęciem terapii w grupie badanej wynosiła 2,2 km/h (0,61 m/s) oraz 1,8 km/h (0,5 m/s) w grupie kontrolnej. Również Mihara i wsp. wśród 2 grup po udarze mózgu wykazali zaburzenie prędkości chodu z wartościami średnimi 0,53 m/s oraz 0,61 m/s [210]. Natomiast Jarvis i wsp. po zbadaniu 39 pacjentów po UM w czasie do 3 lat od incydentu udarowego uzyskali wartości WS na poziomie 0,81m/s [211]. Powyższe informacje sugerują powszechne występowanie ograniczeń oraz zaburzeń prędkości chodu w badanej grupie pacjentów, wskazując na istotną potrzebę poszukiwania nowych modeli rehabilitacji mogących wspomagać proces reedukacji chodu. Zastosowanie 3 tygodniowej standardowej terapii oraz terapii z użyciem robota rehabilitacyjnego LUNA EMG w badaniu własnym, skutkowało poprawą prędkości chodu, która w grupie badanej wyniosła 2,7 km/h (0,75m/s) oraz 2,1 km/h (0,58m/s) w grupie kontrolnej. Wyjściowy stan prędkości chodu w grupie badanej zwiększył się o 0,5 km/h (0,14m/s) oraz o 0,3km/h (0,10m/s) w grupie kontrolnej. Uzyskanie wyniku

większego o 0,2 km/h (0.05m/s) w grupie badanej, może przełożyć się na odzyskanie większego poziomu samodzielności wśród tej grupy pacjentów, zwiększając prawdopodobieństwo powrotu do normalnego życia sprzed UM. Analiza wyników badań autora wskazuje, iż połączenie standardowego programu rehabilitacji z treningiem proprioceptywnym na urządzeniu LUNA EMG, może stanowić skuteczne uzupełnienie procesu rehabilitacji ukierunkowanego na reedukację chodu po UM. Oceniając efekt terapii w grupie badanej, odnotowano istotnie statystyczną poprawę z wielkością efektu zmiany na poziomie $d_z = -0,90$. Uzyskane informacje zdają się potwierdzać przydatność wykorzystania robota LUNA EMG w procesie terapeutycznym, wykazując możliwy korzystny wpływ na poprawę szybkości chodu pacjentów we wczesnym okresie po udarze mózgu. Metaanaliza przeprowadzona przez Lee i Kima obejmująca 23 badania również wykazała istotną poprawę funkcji chodu w tym WS w grupie pacjentów poddanych terapii z udziałem robotów rehabilitacyjnych [212]. Przegląd systematyczny przeprowadzony przez Cana-Pino i Holgado-Lopeza z 2025 roku wskazuje na podobne wnioski, jednocześnie zaznaczając ograniczenia występujące w badaniach, takie jak niewielkie ilości prób, mała ilość danych długoterminowych czy heterogeniczność projektów, które w konsekwencji mogą zmniejszać znaczenie dowodów naukowych [213]. Natomiast przegląd systematyczny i metaanaliza przeprowadzona przez Chen i wsp. nie wykazała istotnych różnic pomiędzy obiema grupami z zakresie poprawy prędkości chodu [214]. Powyższe rozbieżności w wynikach badań mogą być spowodowane wykorzystaniem różnych urządzeń robotycznych czy protokołów rehabilitacji pacjentów, co powinno skłonić badaczy do kontynuowania badań z ich jednoczesnym ujednoliceniem lub rozpoczęcia badań wielośrodkowych. Dane zawarte w metaanalizie przeprowadzonej przez Apriliyasari i wsp. informują, iż trening proprioceptywny może być skuteczną formą pracy nad poprawą prędkości chodu osób po UM [215]. Jednakże w jej skład wchodziły różne formy treningu proprioceptywnego, nie wskazując klinicydom optymalnej formy terapii. Kolejna metaanaliza przeprowadzona przez Vecchio i wsp. z wysoką jakością dowodów naukowych sugeruje, iż klasyczny dwuzadaniowy trening proprioceptywny może wpływać pozytywnie na prędkość chodu osób w fazie przewlekłej po UM [216]. Informacje te potwierdzają skuteczność treningu proprioceptywnego, jednakże wydaje się, iż trening na zrobotyzowanych urządzeniach pozwoli w pełni wykorzystać potencjał tej formy terapii, w wyniku uzyskiwania dokładnych, obiektywnych danych zwrotnych w takcie badań, jak również w wyniku

pełnej kontroli nad składowymi poszczególnych sesji terapeutycznych. Badania przeprowadzone przez Tilson i wsp. określiły minimalnie klinicznie istotną różnicę (MCID) zmiany prędkości chodu w fazie podostrej udaru mózgu na 0,16 m/s, wskazując, że wartość ta odpowiada istotnej poprawie stanu klinicznego pacjenta [217]. W badaniu własnym autora zaobserwowano wzrost prędkości chodu w grupie badanej o 0,14m/s, zbliżając się do wartości MCID opisanej przez Tilson i wsp. Z kolei badanie Bohannon i wsp. wykazało, że poprawa prędkości chodu o 0,13 m/s podczas pobytu pacjenta na oddziale szpitalnym na istotne znaczenie kliniczne [218]. Wydaje się więc, że zastosowana w badaniu autora interwencja mogła przynieść pacjentom wymierną poprawę, a jej wielkość mieści się w ogólnie przyjętych normach istotnej poprawy dla pacjentów po udarze mózgu.

Cykl chodu definiowany jest jako odległość wyznaczana pomiędzy dwoma kolejnymi uderzeniami pięty tej samej stopy o podłoże [219,220]. Metaanaliza przeprowadzona przez Bytyci i Henei wskazuje, iż jego długość jest ważnym predyktorem w ocenie występowania możliwych niekorzystnych zdarzeń klinicznych w populacji osób starszych [221]. Autor badania wykazał, iż w wyniku zastosowania treningu proprioceptywnego, uzyskano poprawę długości cyklu chodu o 11,7cm w grupie eksperymentalnej oraz 6,4 cm w grupie kontrolnej. Wystąpienie tak dużej poprawy sugeruje, iż wybrana metoda rehabilitacji z dodatkowym treningiem robotycznym odpowiednio stymuluje poprawę mechanizmów chodu, jednocześnie skłaniając do podjęcia badań nad populacją osób w przewlekłej fazie po UM. Analizując wszystkie powyższe informacje, obie zastosowane formy terapii doprowadziły do wzrostu wartości cyklu chodu, zmniejszając różnice w stosunku do osób zdrowych, co może przełożyć się na zmniejszenie częstotliwości występowania niekorzystnych zdarzeń klinicznych. Badanie przeprowadzone przez Marrone i wsp. wykazało skrócenie cyklu chodu osób po udarze mózgu, w stosunku do osób zdrowych, z wartością 0,79 m w grupie osób chorych oraz 1,31 m w grupie kontrolnej [222], wskazując na istotne występowanie zaburzenia długości cyklu chodu, mogące negatywnie wpływać na ogólne funkcjonowanie pacjentów. W literaturze znajduje się wiele badań naukowych skoncentrowanych na poprawie tego parametru z wykorzystaniem różnorodnych metod rehabilitacyjnych. Yang i wsp. ocenili wpływ treningu chodu na bieżni z dzieloną i pojedynczą taśmą bieżni, wskazując potencjalne korzyści w poprawie symetrii kroku bez zmniejszenia jego długości, w wyniku zastosowania różnych prędkości przesuwu taśmy w trakcie treningu chodu [223].

Natomiast Giarmatzis i wsp. zaobserwowali pozytywny wpływ treningu wzmacniającego metodą Pilates na parametry chodu osób po udarze mózgu, w tym na poprawę długości kroku z 0,36 cm do 0,41 cm po stronie niedowładnej [224]. Badania autora niniejszej pracy mogą wskazywać, iż trening proprioceptywny jest kolejną możliwością pracy nad poprawą długości cyklu chodu w populacji osób po udarze mózgu. Badanie Jamal i wsp. wskazuje, iż modulacja informacji proprioceptywnej wpływa na kontrolę chodu w sposób zależny od fazy cyklu, ze szczególnym uwzględnieniem fazy podporowej [225]. Natomiast badanie Schonhaut i wsp. wykazało, iż wibracyjna stymulacja sensomotoryczna wykazuje niewielki pozytywny wpływ na ułożenie stopy pacjentów po udarze mózgu w trakcie chodu [226]. Powyższe doniesienia naukowe wskazują, że interwencje ukierunkowane na modulację informacji proprioceptywnej, w tym trening proprioceptywny oraz stymulacja sensomotoryczna, mogą wskazywać korzystny wpływ na parametry chodu i stanowić ważny kierunek dalszych badań.

Również analiza wpływu terapii na poprawę kadencji chodu wykazała istotnie statystyczną poprawę w grupie badanej, która osiągnęła wartość końcową kadencji na poziomie 95,3 kroków/minutę, przy wartości 87,4 kroków/minutę w grupie kontrolnej. Grupa badana wykazała poprawę mediany kadencji o 5,6 kroków/minutę przy poprawie 1,7 kroków/minutę w grupie kontrolnej. Badanie Tudor-Locke wskazuje, iż kadencja kroków równa lub powyżej 100 kroków/min w populacji osób dorosłych uznawana jest za potwierdzoną wartość umiarkowanej intensywności chodu [227]. Skuteczność interwencji klasycznego proprioceptywnego treningu na poprawę kadencji chodu osób po udarze mózgu, potwierdza badanie przeprowadzone przez Parka i wsp., którzy wskazali, iż 30 – minutowy trening propriocepcji stawu skokowego prowadzony 2 razy w tygodniu przez 6 tygodni, pozytywnie wpływa na poprawę kadencji jak i szybkości chodu [228]. Natomiast Zarei i wsp. wskazali, iż klasyczny trening proprioceptywny poprawia kadencję chodu wśród głuchych nastolatków [229]. Informacje te, sugerują skuteczność tego rodzaju interwencji w grupach z różnym rodzajem niepełnosprawności, w zakresie poprawy kadencji chodu, uwidaczniając równocześnie lukę w badaniach nad skutecznością treningu proprioceptywnego z wykorzystaniem robotów rehabilitacyjnych.

Chód osób po UM charakteryzuje się zaburzonymi wzorcami czasoprzestrzennymi, w tym wydłużaniem fazy podporu kończyny pośrednio zajętej czy skróceniem fazy przenoszenia kończyny zajętej bezpośrednio [230]. Zjawisko to

uwidacznia wykorzystanie strategii kompensacyjnych nakładanych na powstałe deficyty ruchowe, umożliwiając lokomocję tej grupy pacjentów [231]. W przypadku osób zdrowych, poruszających się z normalną dla siebie prędkością, około 60% całego cyklu chodu przypada na fazę podporu, a 40% stanowi faza przenoszenia [232,233]. Natomiast badania własne autora wykazały, iż w obu analizowanych przypadkach faza podporu kończyny niedowładnej była wydłużona odpowiednio do 67,2% w grupie badanej i 71,5% w grupie kontrolnej, a procentowy czas fazy przenoszenia trwał 32,8% w grupie badanej oraz 28,8% w grupie kontrolnej. Liu i wsp. w badaniu własnym, w którym wykorzystali podobne kryteria włączenia pacjentów, odnotowali wydłużony czas procentowy obciążania kończyny bezpośrednio zajętej udarem 72,38% [234]. Również Lee i wsp. wykazali wydłużoną fazę podporu trwającą około 66% całego cyklu chodu oraz skróconą fazę przenoszenia z wartością 33% [235]. Rozbieżności występujące pomiędzy ogólnym stwierdzeniem zaburzeń faz chodu a wynikami autora oraz cytowanych badaczy, mogą wynikać z doboru pacjentów według konkretnych kategorii, jak również mogą wskazywać na wykorzystywanie różnych strategii kompensacyjnych umożliwiających chód pacjentom po UM. Efektem zastosowania każdej formy terapii była tendencja do normalizacji powyższych parametrów. Średni wynik grupy badanej w końcowej ocenie wynosił 66,1% oraz 68,8% w grupie kontrolnej, wskazując, iż każda z nich zbliżyła się do przyjętych norm w populacji osób zdrowych. Istotnym wydaje się tu fakt zastosowania zrobotyzowanego treningu proprioceptynego, jak również wysoki poziom klasycznej terapii proprioceptywnej, prowadzonej w miejscu wykonywania niniejszego badania. Skuteczność terapii wykorzystującej PNF wykazali Asghar i wsp., którzy również uzyskali poprawę kadencji chodu w grupie osób po udarze mózgu [236]. Wskazuje to na ogólną skuteczność podstawowych form terapii, które wykorzystują proprioceptywne torowanie nerwowo-mięśniowe. Jednocześnie badanie autora wydaje się wskazywać, iż zrobotyzowany trening proprioceptywny może być skutecznym uzupełnieniem terapii w przypadkach niewielkich odchyleń fazy podporowej. Grupa badana w pomiarze pierwszym wykazała średnie zaburzenie fazy podporowej na poziomie 7,2 % oraz 6,1 % procenta w badaniu końcowym, przy założeniu standardowo przyjętej wartości 60% cyklu chodu. Natomiast badanie przeprowadzone przez Hollman i wsp. wskazuje, iż czas trwania fazy podporowej u zdrowych starszych dorosłych wynosi średnio 63,9% [237]. Powyższe informacje mogą sugerować, iż zrobotyzowany trening proprioceptywny dostarcza narzędzie do celowanej pracy nad poprawą wzorców

czasoprzestrzennych chodu, szczególnie w sytuacjach niewielkich zaburzeń, trudnych do uchwycenia w przypadku standardowej terapii.

Ocena obserwacyjna chodu po UM jest często wykorzystywaną praktyką fizjoterapeutyczną, a zastosowanie skali WGS może wpływać na jej skuteczność i poprawność ze względu na dokładną ocenę parametrów czasowych i przestrzennych [238]. Przeprowadzenie oceny narzędziem WGS obserwowane jest w wielu badaniach naukowych. Altam i wsp. użyli tej skali oceniając poprawę chodu wśród pacjentów w chronicznej fazie po UM [239], a Hirano i wsp. w badaniu z 2024 roku wykorzystali ją jako wskaźnik poprawy chodu u osób korzystających z treningu chodu wspomaganego robotem [240]. Ocena jakości chodu zbadana za pomocą skali WGS, dostarcza jednych z najciekawszych wniosków w badaniu, mianowicie obie zastosowane metody rehabilitacji były wysoce skuteczne, jednak to w grupie badanej osiągnięto lepszy rezultat końcowy. Badanie własne autora wykazało wystąpienie istotnie statystycznej poprawy jakości chodu pacjentów w obu grupach, a siła efektów terapii była bardzo duża z wynikiem $d_z=1,78$ w grupy badanej. Sugeruje to, iż zarówno klasyczne modele rehabilitacyjne, jak również ich połączenie z nowoczesnymi technologiami poprawiają jakościowy wzorzec chodu pacjentów po udarze mózgu. Wydaje się więc, iż uwidocznione zmiany w chodzie pacjentów po udarze mózgu, można zaobserwować w ocenie obiektywnej, jak również subiektywnej. Badania autora uwidocznili możliwy korzystny wpływ treningu proprioceptywnego na chód oraz jego składowe w populacji osób po udarze mózgu. Również przegląd systematyczny przeprowadzony przez Chiaramonte i wsp. sugeruje, iż ćwiczenia proprioceptywne wraz z treningiem dwuzadaniowym, pozytywnie stymulują odzyskiwanie funkcji chodu i równowagi [241]. Dodatkowo przegląd systematyczny i metaanaliza przeprowadzona przez Zheng i wsp. wykazała, iż trening proprioceptywny połączony z wizualnym biologicznym sprzężeniem zwrotnym jest dobrym schematem terapii wpływającym pozytywnie na chód [242]. Gunning i Uszyński w przeglądzie systematycznym wskazali, iż zastosowanie metody PNF poprawia parametry chodu pacjentów po UM [243]. Badanie Mao i wsp. sugeruje, iż u wyżej wymienionej grupy pacjentów zastosowanie treningu proprioceptywnego stawu skokowego z wykorzystaniem robota rehabilitacyjnego może pozytywnie wpływać na chód oraz motorykę [244]. Liczba badań nad tym zagadnieniem ukazuje skalę zainteresowania treningiem proprioceptywnym, jak również szerokie pole dla kolejnych badań nad wpływem tego treningu na wzorzec chodu, szczególnie jego zrobotyzowaną wersję jako

odpowieź na coraz większy udział robotów rehabilitacyjnych w procesie terapii pacjentów.

Osoby po udarze mózgu narażone są na liczne zaburzenia równowagi, które mogą doprowadzić do zwiększenia ryzyka upadków, prowadząc w konsekwencji do wykluczenia ich udziału w życiu społecznym [245]. Dlatego istotne wydaje się zbadanie różnych form fizjoterapii na poprawę parametrów równowagi statycznej i dynamicznej w tej grupie pacjentów. W niniejszym badaniu oceniono wpływ dwóch modeli terapii na parametry posturograficzne. Analiza danych uzyskanych z platformy stabilometrycznej Alfa przy oczach otwartych, nie wykazała wystąpienia istotnych statystycznie zmian w obu grupach po przeprowadzonej interwencji, jedynie parametr długości ścieżki COP uległ istotnemu statystycznie zmniejszeniu ($p = 0,012$). Długość ścieżki w grupie badanej zmniejszyła się o 1,4 cm, podczas gdy w grupie kontrolnej uległa zmniejszeniu o 4,3 cm. Uzyskanie poprawy tylko w jednym parametrze może świadczyć o spontanicznej poprawie równowagi lub efekcie spontanicznego uczenia wśród tej grupy pacjentów. Dodatkowo ocena parametrów równowagi przy oczach zamkniętych również nie wykazała istotnych zmian statystycznych między grupami. Uzyskane wyniki w drugim pomiarze w wielu analizowanych parametrach pokrywały się z wartościami uzyskanymi w badaniu pierwszym lub wykazywały niewielkie zmiany, np. średnia prędkość COP w osi x w grupie kontrolnej wyniosła 0,7 cm/s zarówno w pierwszym, jak i drugim badaniu, natomiast w grupie kontrolnej 0,6cm/s. Pole powierzchni COP uległo nieznacznej zmianie wynoszącej 0,7 cm² w grupie badanej i 1,2cm² w grupie kontrolnej. Uzyskane wyniki sugerują, iż zastosowany program terapii nie wpływa istotnie na poprawę kontroli równowagi bez kontroli wzrokowej. Badanie przeprowadzone przez Jankowską i wsp. również nie wykazało istotnie statystycznej poprawy w parametrach równowagi w grupie ze standardowym programem rehabilitacji w przeciwieństwie do programu uzupełnionego treningiem równowagi [246]. Natomiast badanie Wiśniowskiej-Szurlej i wsp. wskazuje poprawę tych parametrów zarówno przy wykorzystaniu standardowych form fizjoterapii, jak i ich połączeniu z funkcjonalną stymulacją proprioceptywną [247]. Widoczne różnice pomiędzy badaczami wydają się być spowodowane różnym czasem trwania interwencji terapeutycznej: Wiśniowska-Szurlej i wsp. stosowali stymulację proprioceptywną 5 dni w tygodniu przez okres 4 tygodni, a autor niniejszej pracy prowadził trening proprioceptywny 3 razy w tygodniu przez okres 3 tygodni. Na uwagę zasługuje również fakt wykorzystania różnych narzędzi terapeutycznych oraz rodzaju treningu.

Autor niniejszej pracy wykorzystał robota LUNA EMG a Wiśniowska-Szurlej wibracje ogniskowe o amplitudzie 2 mm i zmiennej częstotliwości. Kolejna metaanaliza przeprowadzona przez Liu i wsp. wykazała, iż zastosowanie ćwiczeń stabilizacyjnych tułowia, jak również wibracyjnych, poprawia stabilność statyczną oraz dynamiczną pacjentów [248]. Informacja ta sugeruje, iż poprawa powyższych parametrów może być zależna od rodzaju zastosowanej interwencji terapeutycznej.

Istotnych informacji dostarcza analiza danych zebranych z testu TUG oraz skali Berg odnośnie równowagi dynamicznej pacjentów. Uwidoczniona różnica 3,9 sekundy w teście TUG, występująca między badanymi grupami w wyniku zastosowania terapii, dodatkowo zwiększyła się do wartości 4 sekund, na korzyść grupy badanej. Końcowy pomiar wykazał średni czas wykonania testu w grupie badanej na poziomie 15,6 s oraz 19,7s w grupie kontrolnej, wskazując na wysoce istotnie statystyczną poprawę dla obu grup. Oznacza to, iż w 4 poziomowej skali mobilności testu pacjenci uzyskali 2 poziom, który pozwala zakładać samodzielność pacjenta w zakresie lokomocji oraz opuszczania domu [249]. Otrzymane wyniki sugerują, iż obserwowana poprawa powyższych parametrów może sprzyjać powrotowi pacjentów do poziomu funkcjonowania z życia codziennym, zbliżonym do stanu sprzed udaru mózgu. Równocześnie może ograniczyć ryzyko wystąpienia powikłań wtórnych, takich jak upadki czy ograniczenie spontanicznej aktywności fizycznej. Również w przypadku skali Berga zaobserwowano wysoce istotną statystycznie poprawę dla obu grup, a średni wynik grupy badanej wyniósł 43 punkty przy 41 grupy kontrolnej, który również był istotny statystycznie. Metaanaliza przeprowadzona Nguyen i wsp. sugeruje, iż PNF jest strategią leczenia pacjentów po UM, powodującą istotną statystycznie poprawę parametrów w zakresie równowagi i chodu wyrażoną testem TUG, BBS oraz FRT [140]. Istotnym staje się fakt, iż każdy uczestnik niezależnie od przydziału do ramienia badania uzyskał codzienną terapię metodą PNF. Natomiast uzyskanie większej poprawy w grupie badanej wydaje się być związane z większą liczbą treningów proprioceptywnych. Może to wskazywać na właściwe połączenie standardowych metod terapii z nowoczesnymi formami rehabilitacji prowadzonymi przy pomocy robota rehabilitacyjnego LUNA EMG.

Analiza powyższych informacji wskazuje, iż w wyniku zastosowanych protokołów leczenia, uzyskano widoczną poprawę równowagi dynamicznej przy braku lub niewielkiej poprawie składników równowagi statycznej. Lyu i wsp. w metaanalizie z 2023 roku wykazali, iż protokoły leczenia pacjentów z wykorzystaniem bieżni

z podparciem masy ciała oraz trening chodu z VR, poprawiają równowagę dynamiczną, nie mając większego wpływu na równowagę statyczną [250]. Sugeruje to ogólną tendencję większego wpływu stosowanych metod leczenia pacjentów po UM na stan równowagi dynamicznej. Jednocześnie równowagę dynamiczną można zdefiniować jako zdolność kontroli środka ciężkości ciała w trakcie ruchu [251]. Wydaje się więc, iż poprawa tego aspektu jest powiązana z ogólną poprawą funkcji chodu, którą zaobserwowano w niniejszym badaniu.

Dostępna literatura naukowa zawiera sporo doniesień o wpływie treningu proprioceptywnego na stan zdrowia pacjentów po udarze mózgu, mimo to nadal brakuje w niej badań nad zrobotyzowaną jej formą. Równocześnie badania uwidaczniają pewną lukę w ocenie poziomu propriocepcji poszczególnych stawów. Do najlepiej zbadanych stawów można zaliczyć staw skokowy; przykładem tego jest badanie przeprowadzone przez Xu i wsp., którzy ocenili poziom propriocepcji u 60 osób po udarze mózgu i jej zmianę w czasie z wykorzystaniem metody AMEDA [252], wskazując zmniejszanie poziomu propriocepcji wraz z upływem czasu od początku choroby. Również Yalcin i wsp. skupili się na ocenie stawu skokowego metodą biernego błędu odtworzenia pozycji stawu skokowego [253]. Uzyskane wyniki badania przez Yalcin i wsp. wskazują na zmniejszenie poziomu propriocepcji w badanej populacji, w stosunku do osób zdrowych. Gorst i wsp. natomiast po przebadaniu 163 pacjentów po UM, wykazali u 19% upośledzenie propriocepcji, zlokalizowane głównie w dystalnej części kończyny dolnej [254]. Motywacją badaczy do oceny tego stawu wydaje się być fakt, iż to staw skokowy i jego strategia jako pierwsza odpowiada za utrzymanie równowagi. Jednakże istotne wydaje się również znalezienie potencjalnych innych zaburzeń mogących wpływać na stan pacjenta, stąd badanie własne autora skupiło się na ocenie propriocepcji stawu kolanowego i jej zmiany pod wpływem treningu u osób po UM.

Niniejsze badanie oceniło propriocepcję podczas dwóch kierunków ruchów stawu kolanowego. Pierwszy polegał na przejściu z pozycji zgięciowej kolana do pozycji wyprostnej. W pierwszym badaniu obie grupy wykazały bardzo zbliżony poziom propriocepcji stawu kolanowego. Średni błąd w grupie badanej wyniósł 3,7 stopnia oraz 4,9 stopnia w grupie kontrolnej. W wyniku zastosowania terapii jedynie grupa kontrolna wykazała istotnie statystyczną poprawę redukując średni błąd do wartości 3,0 stopni. Jednakże porównanie końcowe między grupami nie wykazało istotnych statystycznie różnic a średni błąd końcowy obu grup wyniósł 3 stopnie. Drugi kierunek oceniał odtworzenie pozycji zgięciowej, w którym żadna z grup nie wykazała

istotnie statystycznej poprawy, kończąc badanie ze średnim błędem 3,2 stopni w grupie badanej oraz 3,4 stopnia w grupie kontrolnej. Warty uwagi wydaje się fakt wielkości średniego błędu odtworzenia pozycji w początkowym badaniu dla obu grup, który w żadnym przypadku nie przekroczył 5 stopni, co może wskazywać na niewielki stopień deficytu propriocepcji w badanej grupie pacjentów. Badanie Wareńczak-Pawlickiej i Lisińskiego wskazało zaburzenie propriocepcji ze średnim błędem na poziomie 15,1 stopnia w kończynie bezpośrednio zajętej [255]. Zaistniała różnica w wynikach może świadczyć o występowaniu zmienności zaburzeń propriocepcji wśród tej grupy pacjentów, ich różnym wyjściowym stanem funkcjonalnym oraz czasem od udaru mózgu. W niniejszym badaniu autor rekrutował badanych do 3 miesięcy od wystąpienia choroby, a Pawlicka i Lisiński do 6 miesięcy, co mogło wpłynąć na pogorszenie poziomu propriocepcji zgodnie z wynikami badania Xi i wsp. [252]. Badanie przeprowadzone przez Rhode i wsp. wykazało iż mediana średniego błędu JPS w populacji osób zdrowych oraz z bólem przedniego przedziału stawu kolanowego, jest mniejsza niż 5 stopni [256]. Podobne wyniki uzyskano w badaniu Nakashima i wsp., którzy podjęli się próby oceny wiarygodności pomiaru JPS przy użyciu aplikacji na telefon iPhone. Bezwzględny błąd kątowy wynosił 3,59 stopnia dla aplikacji telefonu i 3,16 stopnia dla systemu VICON przy odtwarzaniu pozycji stawu w 30 stopniach zgięcia [257]. Porównanie wyników badań sugeruje, iż osoby biorące udział w badaniu własnym autora w momencie pierwszego badania nie wykazały znacznych zaburzeń równowagi, co w konsekwencji mogło przełożyć się na brak poprawy w skutek przeprowadzonej terapii. Dodatkowo przegląd systematyczny przeprowadzony przez Amana i wsp. dostarcza ciekawych wniosków wskazując, iż trening proprioceptywny poprawia zarówno somatosensorykę, jak i sensomotorykę, równocześnie wskazując na istnienie dowodów naukowych na wywoływanie reorganizacji kory mózgowej [258]. Brak poprawy poziomu propriocepcji wydaje się zatem być związany z jej niewielkim poziomem zaburzenia w początkowym badaniu, a pozytywny wpływ treningu proprioceptywnego, ujawnia się w innych składowych badaniach, takich jak chód czy równowaga dynamiczna. Sugeruje to jeszcze większą potrzebę badań nad poziomem propriocepcji wśród pacjentów po UM z uwzględnieniem użycia konkretnych narzędzi badawczych.

Końcowa ocena pacjenta po udarze mózgu powinna zawierać spojrzenie na jego stan funkcjonalny określając poziom jego samodzielności w czynnościach dnia codziennego, jak również poziom jego partycypacji w środowisku domowym

i społecznym. Pozwoli to w pełni zobrazować efekty terapii, która zawsze dąży do jak największej samodzielności i niezależności pacjenta w momencie opuszczania oddziału szpitalnego. Wyniki niniejszego badania wskazują, iż obie wykorzystane strategie rehabilitacyjne są skuteczne w poprawie stanu funkcjonalnego pacjenta wyrażonego w skali Barthel oraz FAC. Zarówno ocena wstępna, jak i końcowa nie wykazała istotnych statystycznie różnic między grupami, wykazując jednocześnie wysoce istotną statystycznie poprawę w grupie badanej i kontrolnej. Otrzymane wyniki sugerują pozytywny wpływ standardowej terapii, jak również uzupełnionej dodatkowym zrobotyzowanym treningiem proprioceptywnym. Kolejny raz wartym podkreślenia jest fakt, stosowania ćwiczeń metodą PNF w obu grupach jako podstawowej formy terapii, która wykorzystywana jest w Klinice Rehabilitacji Klinicznego Szpitala Wojewódzkiego w Rzeszowie. Istotnym staje się tu fakt, iż badania naukowe wskazują na pozytywny wpływ tego rodzaju treningu, na ogólny stan zdrowia pacjentów. Badanie przeprowadzone przez Espejo-Antúnez i wsp. wykazało, iż trening proprioceptywny wpływa na istotną poprawę mobilności funkcjonalnej, chodu oraz równowagi pacjentów [259]. Podobne wnioski przedstawili Borowicz i wsp. sugerując, iż terapia PNF może wpływać na poprawę stanu funkcjonalnego pacjentów po udarze mózgu w fazie regeneracyjno-kompensacyjnej [260]. Jednakże badania Studnickiego i wsp. nie wykazały większej poprawy w grupie osób poddanych terapii neurofunkcjonalnej wykorzystującej metodę PNF oraz Bobath w stosunku do grupy kontrolnej z treningiem konwencjonalnym w warunkach domowych, uzyskując większą poprawę w grupie kontrolnej [261]. Jednak w tym przypadku odmienne wnioski o skuteczności proprioceptywnego torowania nerwowo – mięśniowego mogą wynikać z rozbieżnych kryteriów włączenia, takich jak udar niedokrwienny i krwotoczny czy braku konkretnych kryteriów odnośnie lokomocji pacjenta w momencie rozpoczęcia badania. Warto zauważyć również fakt poprawy stanu funkcjonalnego pacjentów w niniejszym badaniu w grupie kontrolnej, co świadczy o skuteczności różnych form rehabilitacji.

Pomimo wykazania istotnych różnic w skuteczności dwóch form fizjoterapii w zakresie chodu czy sprawności funkcjonalnej pacjentów autor niniejszej pracy dostrzega pewne ograniczenia przeprowadzonego badania, takie jak mała liczebność próby czy czas interwencji terapeutycznej. Zwiększenie liczby pacjentów poddanych terapii w przyszłych badaniach pozwoli zweryfikować uzyskane informacje, a jednocześnie follow up pozwoli lepiej zrozumieć wpływ treningu proprioceptywnego na osoby po UM i poznać jego długofalowy efekt.

Jednocześnie warto podkreślić mocne strony badania, takie jak użycie nowoczesnych i innowacyjnych technologii, zarówno w procesie terapeutycznym, jak i ocenie pacjenta, która dostarcza obiektywnych informacji o intensywności prowadzonej rehabilitacji oraz zaistniałych zmianach stanu zdrowia uczestników badania. Na uwagę zasługuje również miejsce prowadzenia badania, gdyż kliniczny oddział rehabilitacji z pododdziałem wczesnej rehabilitacji neurologicznej cechuje się wysokim poziomem profesjonalizmu oraz umiejętności kompleksowej pracy z pacjentami po incydentach udarowych.

Analiza całościowa badania wskazuje, iż trening proprioceptywny w połączeniu ze standardowym programem rehabilitacji może być dobrym schematem leczenia pacjentów po UM. Dodatkowo prowadzenie tego rodzaju treningu na robotach rehabilitacyjnych, pozwala kontrolować każdą składową treningu, umożliwiając jego powtarzalność, dokładne odtworzenie i intensyfikację. Wydaje się więc istotnym, wprowadzenie go do standardowych planów terapii, jednocześnie prowadząc dalsze badania mające na celu zoptymalizowanie całego procesu rehabilitacji.

Przyszłe kierunki badań powinny skoncentrować się na optymalizacji procesu terapeutycznego, jak również wykorzystaniu różnych typów urządzeń robotycznych w treningu propriocepcji, ponieważ w literaturze brakuje badań oceniających skuteczność zrobotyzowanych form terapii.

8. Wnioski

Na podstawie przeprowadzonych badań i analizy uzyskanych wyników sformułowano następujące wnioski:

1. Model rehabilitacji z dodatkowym zrobotyzowanym treningiem proprioceptywnym przynosi lepsze efekty terapeutyczne w porównaniu do postępowania standardowego w zakresie poprawy parametrów chodu. Istotne zatem wydaje się wprowadzenie tego treningu do standardowego postępowania fizjoterapeutycznego pacjentów po udarze mózgu, szczególnie w grupie pacjentów z dysfunkcjami czasowo – przestrzennych parametrów chodu.
2. Wprowadzenie dodatkowego zrobotyzowanego treningu proprioceptywnego do standardowego programu rehabilitacji pacjentów po udarze niedokrwiennym nie miało wpływu na poprawę symetrii ich chodu, jednak ze względu na częsty i poważny problem asymetrii chodu w tej grupie pacjentów zaleca się kontynuację badań w tym zakresie.
3. W porównaniu do standardowego modelu fizjoterapii dodatkowy trening proprioceptywny na robocie rehabilitacyjnym wykazał lepsze wyniki w testach oceniających równowagę funkcjonalną pacjentów. Pomimo braku różnic w zakresie równowagi statycznej ocenionej na platformach równoważnych, zaleca się wprowadzenie treningu proprioceptywnego na robotach rehabilitacyjnych do postępowania fizjoterapeutycznego pacjentów po udarze mózgu, szczególnie w grupie pacjentów z funkcjonalnym zaburzeniem równowagi.
4. Pomimo braku istotnej poprawy poziomu propriocepcji stawu kolanowego po zastosowaniu dodatkowego zrobotyzowanego treningu proprioceptywnego w grupie pacjentów po udarze mózgu, zasadne jest prowadzenie dalszych badań naukowych w tym zakresie w celu pełniejszego poznania charakteru oraz uwarunkowań tego deficytu w tej populacji chorych
5. Rehabilitacja pacjentów po udarze mózgu z wykorzystaniem dodatkowego treningu proprioceptywnego realizowanego z użyciem robota rehabilitacyjnego prowadzi do istotnej poprawy stanu funkcjonalnego tej

grupy chorych. W związku z tym zasadne jest rozważenie włączenia tej formy treningu do standardowego postępowania fizjoterapeutycznego pacjentów po udarze mózgu w celu optymalizacji końcowych efektów rehabilitacji.

9. Streszczenie

Wstęp: Literatura naukowa wskazuje udar mózgu jako jedno z najpoważniejszych wyzwań stawianych przed współczesną rehabilitacją, a uzyskanie samodzielności pacjenta i jego powrót do zdrowia stanowi nadrzędny cel terapii. Analiza dostępnej literatury dostarcza wiele protokołów postępowania fizjoterapeutycznego, jednocześnie uwidaczniając lukę dotyczącą wpływu treningu proprioceptywnego stawu kolanowego z wykorzystaniem robotów rehabilitacyjnych na poprawę chodu, równowagi, propriocepcji i stanu funkcjonalnego wśród tej grupy pacjentów.

Cel pracy: Ocena efektywności treningu proprioceptywnego w zakresie poprawy chodu, równowagi, propriocepcji i stanu funkcjonalnego pacjentów we wczesnym okresie po udarze mózgu.

Material i metody: Badaniem objęto 56 pacjentów w okresie do 3 miesięcy od wystąpienia udaru niedokrwiennego, przydzielonych do 2 grup: kontrolnej (28 osób), realizującej standardowy program rehabilitacji oraz eksperymentalnej (28 osób), realizujących standardowy program rehabilitacji wspomagany dodatkowym treningiem proprioceptywnym na urządzeniu LUNA EMG. Badanie pacjentów przeprowadzono dwukrotnie, przed i po zakończeniu 3 tygodniowego okresu rehabilitacji. Do oceny efektów przeprowadzonych interwencji wykorzystano: czujniki inercyjne urządzenia PABLO oraz skalę Wisconsin w celu oceny chodu; platformę stabilometryczną ALFA; Test „Wstań i idź” oraz skalę Berg w celu oceny równowagi; urządzenie LUNA EMG w celu oceny propriocepcji stawu kolanowego oraz skalę FAC i Barthel w celu oceny stanu funkcjonalnego.

Wyniki: Uzyskano wysoce istotną statystycznie poprawę w prędkości chodu ($p < 0,001$) w grupie eksperymentalnej, z wielkością efektu zmiany na poziomie $d_z = -0,90$. Również w długości cyklu chodu oraz kadencji zaobserwowano bardziej wymierne korzyści terapii połączonej z treningiem proprioceptywnym. Natomiast czasowe parametry chodu w II badaniu nie wykazały istnienia różnic w fazie podporu ($p = 0,101$), ani przeniesienia ($p = 0,090$) pomiędzy obiema grupami. Ocena równowagi funkcjonalnej wykazała poprawę w obu grupach z większą korzyścią w grupie eksperymentalnej, odpowiednio w skali Berg ($p = 0,032$) oraz TUG ($p = 0,002$). Stwierdzono ograniczony wpływ zastosowanych terapii na parametr propriocepcji, odnotowując istotną statystycznie zmianę tylko w grupie kontrolnej w jednym zadaniu testowym.

Jednocześnie uzyskano wysoce istotną statystycznie poprawę w skali Barthel ($p < 0,001$ dla obu grup) oraz FAC ($p = 0,001$ dla grupy badanej i $p < 0,001$ dla grupy kontrolnej).

Wnioski: Zastosowanie dodatkowego treningu proprioceptywnego wpływa korzystnie na poprawę kluczowych parametrów chodu pacjentów we wczesnej fazie po udarze mózgu, dodatkowo poprawiając ich równowagę dynamiczną oraz sprawność funkcjonalną. Dalsze badania powinny skupić się na udoskonaleniu protokołu wykorzystania treningu proprioceptywnego w tej grupie pacjentów.

10. Abstract

Introduction: The scientific literature identifies stroke as one of the most serious challenges facing modern rehabilitation, and achieving patient independence and functional recovery as the primary goal of therapy. An analysis of the available literature provides many protocols for physiotherapeutic management, while highlighting a gap regarding the impact of proprioceptive knee joint training using rehabilitation robots on improving gait, balance, proprioception and functional status among this group of patients.

Aim of the study: Evaluation of the effectiveness of proprioceptive training in improving gait, balance and functional status of patients in the early post-stroke period.

Material and methods: The study included 56 patients up to 3 months after ischaemic stroke, allocated to 2 groups: a control group (n=28) following a standard rehabilitation programme and an experimental group (n=28) following a standard rehabilitation programme supported by additional proprioceptive training on a LUNA EMG device. Patients were assessed twice, before and after the 3-week rehabilitation period. To assess the effects of the interventions, the PABLO device's inertial sensors and Wisconsin scale were used to assess gait, the ALFA stabilometric platform, the "Stand up and walk" test and Berg scale were used to assess balance, the LUNA EMG device was used to assess proprioception of the knee joint, and the FAC and Barthel scale were used to assess functional status.

Results: A highly statistically significant improvement was obtained in gait speed ($p < 0.001$) in the experimental group, with an effect size of change of $d_z = -0.90$. Also in gait cycle length and cadence, a more measurable benefit of therapy combined with proprioceptive training was observed. In contrast, temporal gait parameters in Study II showed no differences in either the support ($p = 0.101$) or transfer ($p = 0.090$) phase between the two groups. Functional balance assessment showed improvement in both groups with a greater benefit in the experimental group on the Berg scale ($p = 0.032$) and TUG ($p = 0.002$), respectively. A limited effect of the applied therapies on the proprioception parameter was found recording a statistically significant change only in the control group in one test task. At the same time, a highly statistically significant improvement was obtained in the Barthel scale ($p < 0.001$ for both groups) and FAC ($p = 0.001$ for the study group and $p < 0.001$ for the control group).

Conclusion: The use of additional proprioceptive training has a beneficial effect on improving key gait parameters of patients in the early post-stroke phase, further improving their dynamic balance and functional performance. Further research should focus on refining the protocol for the use of proprioceptive training in this patient group.

10. Piśmiennictwo

1. Zhang L, Lu H, Yang C. Global, regional, and national burden of stroke from 1990 to 2019: A temporal trend analysis based on the Global Burden of Disease Study 2019. *International Journal of Stroke*. 2024;19(6):686-694.
2. Markus HS. Reducing disability after stroke. *Int J Stroke*. 2022;17(3):249–50.
3. Syed W, Qadhi OA, Barasheed A, AlZahrani E, Basil A. Al-Rawi M. Evaluation of knowledge of risk factors and warning signs of stroke – An observational study among future health care professionals. *Front Public Health*. 2023;11.
4. Owolabi MO, Thrift AG, Mahal A, Ishida M, Martins S, Johnson WD, et al. Primary stroke prevention worldwide: translating evidence into action. *Lancet Public Health*. 2022;7(1):e74–85.
5. Breckenridge-Trotter T, Denny DL, Evanson T, Ferraro FR, O'Malley P, Bottomley M. Stroke survivors' and informal caregivers' perceptions of depressive symptoms after stroke: an explanatory sequential mixed-methods study. *Curr Psychol*. 2025;44(10):9312–30.
6. CHEN S, ZHANG W, WANG D, CHEN Z. How robot-assisted gait training affects gait ability, balance and kinematic parameters after stroke: a systematic review and meta-analysis. *Eur J Phys Rehabil Med*. 2024;60(3):400–11.
7. Hu J, Zou J, Wan Y, Yao Q, Dong P, Li G, et al. Rehabilitation of motor function after stroke: A bibliometric analysis of global research from 2004 to 2022. *Front Aging Neurosci*. 2022;14:1024163.
8. Frentz L, Gran A, Leclercq C, Gallou W, Jerome I, Kiper A. Systematic Review of EMG-Driven Robots in Lower Extremity Post-Stroke Rehabilitation. *Sport Tur*. 2023;6(3):119–31.
9. Abbott AL, Silvestrini M, Topakian R, Golledge J, Brunser AM, de Borst GJ, et al. Optimizing the Definitions of Stroke, Transient Ischemic Attack, and Infarction for Research and Application in Clinical Practice. *Front Neurol*. 2017;8:537.
10. Donkor ES. Stroke in the 21st Century: A Snapshot of the Burden, Epidemiology, and Quality of Life. *Stroke Res Treat*. 2018;2018(1):3238165.
11. Farina M, Vieira LE, Buttari B, Profumo E, Saso L. The Nrf2 Pathway in Ischemic Stroke: A Review. *Molecules*. 2021;26(16):5001.

12. Aracki-Trenkic A, Law-ye B, Radovanovic Z, Stojanov D, Dormont D, Pyatigorskaya N. ASL perfusion in acute ischemic stroke: The value of CBF in outcome prediction. *Clin Neurol Neurosurg.* 2020;194:105908.
13. Qin C, Yang S, Chu YH, Zhang H, Pang XW, Chen L, et al. Signaling pathways involved in ischemic stroke: molecular mechanisms and therapeutic interventions. *Signal Transduct Target Ther.* 2022;7(1):1–29.
14. Singh AA, Kharwar A, Dandekar MP. A Review on Preclinical Models of Ischemic Stroke: Insights Into the Pathomechanisms and New Treatment Strategies. *Curr Neuropharmacol.* 2022;20(9):1667–86.
15. Kuriakose D, Xiao Z. Pathophysiology and Treatment of Stroke: Present Status and Future Perspectives. *Int J Mol Sci.* 2020;21(20):20.
16. Aromatario M, Torsello A, D’Errico S, Bertozzi G, Sessa F, Cipolloni L, et al. Traumatic Epidural and Subdural Hematoma: Epidemiology, Outcome, and Dating. *Medicina (Mex).* 2021;57(2):125.
17. Juli C, Heryaman H, Arnengsih, Ang ET, Defi IR, Gamayani U, et al. The number of risk factors increases the recurrence events in ischemic stroke. *Eur J Med Res.* 2022;27(1):138.
18. Maciejczak A, Smutek M, Wolan-Nieroda A, Guzik A. Seasonal and monthly stroke incidence in relation to weather variables: a preliminary single-centre epidemiologic study. *Sci Rep.* 2024;14(1):24449.
19. Chen X. A comprehensive review of stroke: Types, epidemiology, pathophysiology, and risk factors. *Meyafarqin Med J.* 2023;2(1):1.
20. Arif KA, Florian IS, Florian AI, Blesneag AV, Maer E, Cherecheș RM. Assessing Acute DWI Lesions in Clinically Diagnosed TIA: Insights from a Cohort Study in Cluj, Romania. *Tomography.* 2025;11(4):4.
21. Guzik A, Bushnell C. Stroke Epidemiology and Risk Factor Management. *Contin Lifelong Learn Neurol.* 2017;23(1):15.
22. Lilja L, Bygdell M, Martikainen J, Rosengren A, Ohlsson C, Kindblom JM. Low Birth Weight as an Early-Life Risk Factor for Adult Stroke Among Men. *J Pediatr.* 2021;237:162-167.e4.
23. Bukhari S, Yaghi S, Bashir Z. Stroke in Young Adults. *J Clin Med.* 2023;12(15):15.
24. Okonkwo UP, Uzuh FN, Nwankwo MJ, Okoye EC, Ummuna JO, Igwe ES, et al. Awareness of the risk factors of stroke among non-teaching staff of the Nnamdi

- Azikiwe University, Nnewi Campus, Anambra State, Nigeria. *Bull Fac Phys Ther.* 2021;26(1):37.
25. George MG. Risk Factors for Ischemic Stroke in Younger Adults. *Stroke.* 2020;51(3):729–35.
 26. Naffaa MM, Al-Ewaidat OA. Stroke risks in patients with COVID-19: multiple mechanisms of SARS-CoV-2, impact of sex and age, vaccination, and long-term infection. *Discov Med.* 2024;1(1):51.
 27. Nannoni S, de Groot R, Bell S, Markus HS. Stroke in COVID-19: A systematic review and meta-analysis. *Int J Stroke.* 2021;16(2):137–49.
 28. Menezes RG, Alabduladhem TO, Siddiqi AK, Maniya MT, Al Dahlawi AM, Almulhim MWA, et al. Cerebrovascular disease in COVID-19: a systematic review and meta-analysis. *Infez Med.* 31(2):140–50.
 29. Feigin VL, Brainin M, Norrving B, Martins S, Sacco RL, Hacke W, et al. World Stroke Organization (WSO): Global Stroke Fact Sheet 2022. *Int J Stroke.* 2022;17(1):18–29.
 30. Zaprutko T, Florczak-Wyspiańska J, Kopciuch D, Paczkowska A, Ratajczak P, Dorszewska J, et al. Costs of Stroke and Incidence of First Diagnosis of Atrial Fibrillation at Time of Stroke. *Neurology Ward Hospital Poznań, Poland 2018. Healthcare.* 2021;9(8):8.
 31. Du M, Mi D, Liu M, Liu J. Global trends and regional differences in disease burden of stroke among children: a trend analysis based on the global burden of disease study 2019. *BMC Public Health.* 2023;23(1):2120.
 32. Pu L, Wang L, Zhang R, Zhao T, Jiang Y, Han L. Projected Global Trends in Ischemic Stroke Incidence, Deaths and Disability-Adjusted Life Years From 2020 to 2030. *Stroke.* 2023;54(5):1330–9.
 33. Jermakow N, Maluchnik M, Sienkiewicz-Jarosz H, Karaszewski B, Wierzchowska-Cioch E, Ryglewicz D. Trends of stroke hospitalisation and fatality rates in young vs. elderly people in Poland during 2010–2019 decade. *Neurol Neurochir Pol.* 2022;56(5):5.
 34. Lin D, Gao J, Lu M, Han X, Tan Z, Zou Y, et al. Scalp acupuncture regulates functional connectivity of cerebral hemispheres in patients with hemiplegia after stroke. *Front Neurol.* 2023;14.
 35. Mironczuk A, Kapica-Topczewska K, Socha K, Soroczyńska J, Jamiółkowski J, Kułakowska A, et al. Selenium, Copper, Zinc Concentrations and Cu/Zn, Cu/Se

- Molar Ratios in the Serum of Patients with Acute Ischemic Stroke in Northeastern Poland—A New Insight into Stroke Pathophysiology. *Nutrients*. 2021;13(7):7.
36. Feigin VL, Abate MD, Abate YH, ElHafeez SA, Abd-Allah F, Abdelalim A, et al. Global, regional, and national burden of stroke and its risk factors, 1990–2021: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2021. *Lancet Neurol*. 2024;23(10):973–1003.
 37. Drop B, Marek K, Marzena FN. Stroke epidemiology based on experience from Krasnik county in eastern Poland. *Ann Agric Environ Med*. 2020;27(3):448–55.
 38. Doehner W, Mazighi M, Hofmann BM, Lautsch D, Hindricks G, Bohula EA, et al. Cardiovascular care of patients with stroke and high risk of stroke: The need for interdisciplinary action: A consensus report from the European Society of Cardiology Cardiovascular Round Table. *Eur J Prev Cardiol*. 2020;27(7):682–92.
 39. Norrving B, Barrick J, Davalos A, Dichgans M, Cordonnier Ch, Guekht A, et.al. Action Plan for Stroke in Europe 2018–2030, *European Stroke Journal*, Volume 3, Issue 4, 2018, Pages 309–336,
 40. Kwakkel G, Stinear C, Essers B, Munoz-Novoa M, Branscheidt M, Cabanas-Valdés R, et al. Motor rehabilitation after stroke: European Stroke Organisation (ESO) consensus-based definition and guiding framework. *Eur Stroke J*. 2023;8(4):880–94.
 41. Wang W, Jiang B, Sun H, Ru X, Sun D, Wang L, et al. Prevalence, Incidence, and Mortality of Stroke in China. *Circulation*. 2017;135(8):759–71.
 42. Tu WJ, Zhao Z, Yin P, Cao L, Zeng J, Chen H, et al. Estimated Burden of Stroke in China in 2020. *JAMA Netw Open*. 2023;6(3):e231455.
 43. Rangamani S, Huliyyappa D, Kulothungan V, Saravanan S, Murugan PK, Mahadevan R, et al. Stroke incidence, mortality, subtypes in rural and urban populations in five geographic areas of India (2018–2019): results from the National Stroke Registry Programme. *Lancet Reg Health - Southeast Asia*. 2024;23.
 44. Cayuela A, Cayuela L, Ortega Belmonte MJ, Rodríguez-Domínguez S, Escudero-Martínez I, González A. Has stroke mortality stopped declining in Spain? *Neurol Engl Ed*. 2022;37(7):550–6.
 45. Ananth CV, Brandt JS, Keyes KM, Graham HL, Kostis JB, Kostis WJ. Epidemiology and trends in stroke mortality in the USA, 1975–2019. *Int J Epidemiol*. 2023;52(3):858–66.

46. Kazi DS, Elkind MSV, Deutsch A, Dowd WN, Heidenreich P, Khavjou O, et al. Forecasting the Economic Burden of Cardiovascular Disease and Stroke in the United States Through 2050: A Presidential Advisory From the American Heart Association. *Circulation*. 2024;150(4):e89–101.
47. Owolabi MO, Thrift AG, Mahal A, Ishida M, Martins S, Johnson WD, et al. Primary stroke prevention worldwide: translating evidence into action. *Lancet Public Health*. 2022;7(1):e74–85.
48. Vo TQ, Le PH. Post-stroke rehabilitation cost with traditional therapy: Evidence from a public hospital. *JPMA J Pak Med Assoc*. 2019;69(Suppl 2)(6):S87–95.
49. Candio P, Violato M, Luengo-Fernandez R, Leal J. Cost-effectiveness of home-based stroke rehabilitation across Europe: A modelling study. *Health Policy Amst Neth*. 2022;126(3):183–9.
50. Rudberg AS, Berge E, Laska AC, Jutterström S, Näsman P, Sunnerhagen KS, et al. Stroke survivors' priorities for research related to life after stroke. *Top Stroke Rehabil*. 2021;28(2):153–8.
51. AMATYA B, ELMALIK A, LEE SY, SONG K, GALEA MP, KHAN F. A PROCESS EVALUATION OF PATIENT CARE NEEDS USING THE POST-STROKE CHECKLIST: A PROSPECTIVE STUDY. *J Rehabil Med*. 2022;54:349.
52. Tu Y, Peng W, Wang J, Hao Q, Wang Y, Li H, et al. Acupuncture Therapy on Patients with Flaccid Hemiplegia after Stroke: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Evid Based Complement Alternat Med*. 2022;2022(1):2736703.
53. Taga M, Hong YNG, Charalambous CC, Raju S, Hayes L, Lin J, et al. Corticospinal and corticoreticulospinal projections have discrete but complementary roles in chronic motor behaviors after stroke. *J Neurophysiol*. 2024;132(6):1917–36.
54. Takeuchi N, Oouchida Y, Izumi SI. Motor Control and Neural Plasticity through Interhemispheric Interactions. *Neural Plast*. 2012;2012(1):823285.
55. Wareńczak-Pawlicka A, Lisiński P. Is the Assessment of the Non-Paretic Lower Limb in Patients After Stroke Important When Planning Rehabilitation? *Sensors*. 2025;25(4):1082.
56. Lin YF, Liu XH, Cui ZY, Song ZT, Zou F, Chen SG, et al. Weakened Effective Connectivity Related to Electroacupuncture in Stroke Patients with Prolonged Flaccid Paralysis: An EEG Pilot Study. *Neural Plast*. 2021;2021(1):6641506.

57. Tan H. A cross-sectional study of the impact of stigma on quality of life in hemiplegic stroke patients following suicide attempts in nursing homes. *Sci Rep.* 2024;14(1):26953.
58. Li S, Francisco GE. New insights into the pathophysiology of post-stroke spasticity. *Front Hum Neurosci.* 2015;9.
59. Pandyan A, Gregoric M, Barnes M, Wood D, Wijck FV, Burridge J, et al. Spasticity: Clinical perceptions, neurological realities and meaningful measurement. *Disabil Rehabil.* 2005;27(1–2):2–6.
60. Hou M, He J, Liu D, Guo C, Ma Y. Lower limb joint reaction forces during sit-to-stand and stand-to-sit movements in stroke patients with spastic hemiplegia. *J Electromyogr Kinesiol.* 2025;80:102969.
61. Chen B, Yang T, Liao Z, Sun F, Mei Z, Zhang W. Pathophysiology and Management Strategies for Post-Stroke Spasticity: An Update Review. *Int J Mol Sci.* 2025;26(1):1.
62. Zorowitz RD, Barrenechea LS, Butet S, Groppa S, Hernández Herrero D, Prasad R, et al. How many stroke survivors develop problematic spasticity requiring pharmacological therapy? An international (Europe and USA) observational study protocol. *BMJ Open.* 2025;15(1):e087404.
63. Çelebi G, Ayyildiz A, Çiftci Inceoğlu S, Kuran B. The effect of ultrasound-guided botulinum toxin injections on pain, functionality, spasticity, and range of motion in patients with post-stroke upper extremity spasticity. *Rehabilitación.* 2025;59(1):100876.
64. Rezende A, Alves C, Marques I, de Souza L, Naves E. An integrated machine learning approach for spasticity assessment combining passive and active movements. *Biomed Signal Process Control.* 2025;106:107670.
65. Cordero-García C, de Torres I, Formigo-Couceiro J, Guirao L, Romero-Torres MD, Otero-Villaverde S, et al. Delphi Consensus on the Management of Spanish Patients with Post-Stroke Hemiplegic Shoulder Pain Treated with Botulinum Toxin A: Result Study. *Toxins.* 2025;17(1):1.
66. Kridrum N, Saengsuwan J, Sirasaporn P. Prevalence and Factors Associated with Abnormal Ultrasonographic Findings of Hemiplegic and Non-Hemiplegic Shoulders in Patients after Stroke. *J Health Sci Med Res.* 2025;(0):0.

67. Agapiou E, Pyrgelis ES, Mavridis IN, Meliou M, Wimalachandra WSB. Bladder dysfunction following stroke: An updated review on diagnosis and management. *Bladder*. 2024;11(1):e21200005.
68. Gordon C, Davidson CE, Roffe C, Clegg A, Booth J, Lightbody CE, et al. Evaluating methods of detecting and determining the type of urinary incontinence in adults after stroke: A systematic review. *Neurourol Urodyn*. 2024;43(2):364–81.
69. Mao L, Wang J, Li Y, Zheng J, Fan D, Wei S, et al. Risk factors for dysphagia in patients with acute and chronic ischemic stroke: A retrospective cohort study. *Heliyon*. 2024;10(2).
70. Maciejewska O, Kępczyńska K, Polit M, Domitrz I. Dysphagia in Ischaemic Stroke Patients: One Centre Retrospective Study. *Nutrients*. 2024;16(8):8.
71. Han C, Tang J, Tang B, Han T, Pan J, Wang N. The effectiveness and safety of noninvasive brain stimulation technology combined with speech training on aphasia after stroke: A systematic review and meta-analysis. *Medicine (Baltimore)*. 2024;103(2):e36880.
72. Cichon N, Włodarczyk L, Saluk-Bijak J, Bijak M, Redlicka J, Gorniak L, et al. Novel Advances to Post-Stroke Aphasia Pharmacology and Rehabilitation. *J Clin Med*. 2021;10(17):17.
73. Grönberg A, Henriksson I, Lindgren AG. Long-term prognosis and health-related quality of life for people with Aphasia in Sweden. *Aphasiology*. 2026; 40.2: 353-365.
74. Zheng T, Jiang T, Li R, Zhu Y, Han Q, Wang M. Circulating interleukins concentrations and post-stroke depression: A systematic review and meta-analysis. *Prog Neuropsychopharmacol Biol Psychiatry*. 2024;134:111050.
75. Zhou H, Wei YJ, Xie GY. Research progress on post-stroke depression. *Exp Neurol*. 2024;373:114660.
76. Oh CW, Lee SH, Nam TM, Jang JH, Kim YZ, Kim KH, et al. Comparative Analysis of Stroke Patients with and without Sequelae: A Cross-Sectional Analysis Using the KOREA National Health and Nutrition Examination Survey (2016–2019). *J Clin Med*. 2021;10(18):18.
77. Feng X, Ma X, Li J, Zhou Q, Liu Y, Song J, et al. Inflammatory Pathogenesis of Post-stroke Depression. *Aging Dis*. 2024;16(1):209–38.

78. Cai Q, Qian M, Chen M. Association between socioeconomic status and post-stroke depression in middle-aged and older adults: results from the China health and retirement longitudinal study. *BMC Public Health*. 2024;24(1):1007.
79. Clermont CA, Phinyomark A, Osis ST, Ferber R. Classification of higher- and lower-mileage runners based on running kinematics. *J Sport Health Sci*. 2019;8(3):249–57.
80. Horst F, Lapuschkin S, Samek W, Müller KR, Schöllhorn WI. Explaining the unique nature of individual gait patterns with deep learning. *Sci Rep*. 2019;9(1):2391.
81. Xu D, Zhou H, Quan W, Jiang X, Liang M, Li S, et al. A new method proposed for realizing human gait pattern recognition: Inspirations for the application of sports and clinical gait analysis. *Gait Posture*. 2024;107:293–305.
82. Maje AU, Ibrahim AA. Effectiveness of an 8-week overground walking with paretic lower limb loading on spatiotemporal gait parameters and motor function among chronic stroke survivors: a study protocol for a randomised controlled trial. *Trials*. 2023;24(1):124.
83. Mendes-Andrade I, Silva MR e, Jacinto J. Initial Contact with Forefoot or Rearfoot in Spastic Patients After Stroke—Three-Dimensional Gait Analysis. *Neurol Int*. 2025;17(1):1.
84. Liang JN, Bashford G, Kulig K, Ho KY. Achilles tendon morphology adaptations in chronic post-stroke hemiparesis: a comparative analysis with neurologically intact controls. *Front Sports Act Living*. 2025;6.
85. Zhang L, Wang J, Dong X, Dove A, Sakakibara S, Liu X, et al. Injurious Falls before, during, and after Stroke Diagnosis: A Population-based Study. *J Am Med Dir Assoc*. 2025;26(3).
86. Maillard B, Boutayamou M, Cassol H, Pirnay L, Kaux JF. Gait Analysis of Hemiparetic Adult Patients with a Quadripod Cane and a Rolling Cane. *Healthcare*. 2024;12(4):4.
87. Schifino G, Cimolin V, Pau M, da Cunha MJ, Leban B, Porta M, et al. Functional Electrical Stimulation for Foot Drop in Post-Stroke People: Quantitative Effects on Step-to-Step Symmetry of Gait Using a Wearable Inertial Sensor. *Sensors*. 2021;21(3):3.

88. Lee J, Seamon BA, Lee RK, Kautz SA, Neptune RR, Sulzer JS. Post-stroke Stiff-Knee gait: are there different types or different severity levels? *J NeuroEngineering Rehabil.* 2025;22(1):36.
89. Lee J, Lee RK, Seamon BA, Kautz SA, Neptune RR, Sulzer J. Between-limb difference in peak knee flexion angle can identify persons post-stroke with Stiff-Knee gait. *Clin Biomech.* 2024;120:106351.
90. Li W, Li Y, Gao Q, Liu J, Wen Q, Jia S, et al. Change in knee cartilage components in stroke patients with genu recurvatum analysed by zero TE MR imaging. *Sci Rep.* 2022;12(1):3751.
91. Arunkumar MS, Harishchandre M, Shyam GS. Effect of Knee Brace on Patterns of Weight Distribution in Patients with Stroke: A Cross-Sectional Study. *Patil J Health Sci.* 2024;12(4):133.
92. Li W, Li Y, Gao Q, Liu J, Wen Q, Jia S, et al. Change in knee cartilage components in stroke patients with genu recurvatum analysed by zero TE MR imaging. *Sci Rep.* 2022;12(1):3751.
93. Okada K, Haruyama K, Okuyama K, Tsuzuki K, Nakamura T, Kawakami M. Categorizing knee hyperextension patterns in hemiparetic gait and examining associated impairments in patients with chronic stroke. *Gait Posture.* 2024;113:18–25.
94. Korkusuz S, Fil-Balkan A, Korkusuz BS, Özgören N, Arıtan S, Ceren AN, et al. Investigation the effect of rigid taping on knee and hip joint kinematics in chronic stroke patients with knee hyperextension gait. *Gait Posture.* 2025;117:172–8.
95. Chen IH, Liang PJ, Chiu VJY, Lee SC. Trunk Muscle Activation Patterns During Standing Turns in Patients With Stroke: An Electromyographic Analysis. *Front Neurol.* 2021;12.
96. Alomari RA, BinMulayh EA, Alqarni AM, Alsobhi M, Chevidikunnnan MF, Basuodan R, et al. Trunk control and acute-phase multifactorial predictors of community mobility after stroke: a longitudinal observational study. *Front Neurol.* 2024;15.
97. Tamaya VC, Wim S, Herssens N, Van de Walle P, Willem DH, Steven T, et al. Trunk biomechanics during walking after sub-acute stroke and its relation to lower limb impairments. *Clin Biomech.* 2020;75:105013.

98. Smith M-C, Barber PA, Stinear CM. The TWIST Algorithm Predicts Time to Walking Independently After Stroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair*. 2017;31(10-11):955-964.
99. Hugues A, Marco JD, Ribault S, Ardaillon H, Janiaud P, Xue Y, et al. Limited evidence of physical therapy on balance after stroke: A systematic review and meta-analysis. *PLOS ONE*. 2019;14(8):e0221700.
100. Kocabal, Ayşegül Akgül, et al. "Immediate Effect of Kinesiology Taping on Dual Task Performance and Balance in Patients with Acute Stroke." (2025).
101. Luo W, Huang Z, Li H, Zhong T, Chen P, Min Y. Regulation of static and dynamic balance in healthy young adults: interactions between stance width and visual conditions. *Front Bioeng Biotechnol*. 2025;13:1538286.
102. Koelewijn AD, Ijspeert AJ. Exploring the Contribution of Proprioceptive Reflexes to Balance Control in Perturbed Standing. *Front Bioeng Biotechnol*. 2020;8.
103. Siminska J, Baczyński Ł, Kitschke E, Nowacka K. Importance and influence of sensorimotor exercises of the knee joint muscles on body stability. *J Educ Health Sport*. 2022;12(11):11.
104. Fernandes CA, Coelho DB, Martinelli AR, Teixeira LA. Right cerebral hemisphere specialization for quiet and perturbed body balance control: Evidence from unilateral stroke. *Hum Mov Sci*. 2018;57:374–87.
105. Lund C, Dalgas ,Ulrik, Grønborg ,Therese Koops, Andersen ,Henning, Severinsen ,Kåre, Riemenschneider ,Morten, et al. Balance and walking performance are improved after resistance and aerobic training in persons with chronic stroke. *Disabil Rehabil*. 2018;40(20):2408–15.
106. Xu R, Bai Y, Liang J, Wang N, He Y, Meng L, et al. The Effects of Different Challenge-Level Balance Tasks on Stroke Cortical Responses and Balance Assessment Using EEG. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*. 2025;33:640–52.
107. Li J, Zhong D, Ye J, He M, Liu X, Zheng H, et al. Rehabilitation for balance impairment in patients after stroke: a protocol of a systematic review and network meta-analysis. *BMJ Open*. 2019;9(7):e026844.
108. Saraiva J, Rosa G, Fernandes S, Fernandes JB. Current Trends in Balance Rehabilitation for Stroke Survivors: A Scoping Review of Experimental Studies. *Int J Environ Res Public Health*. 2023;20(19):19.
109. Henry M, Baudry S. Age-related changes in leg proprioception: implications for postural control. *J Neurophysiol*. 2019;122(2):525–38.

110. Marasco PD, Nooij JC de. Proprioception: A New Era Set in Motion by Emerging Genetic and Bionic Strategies? *Annu Rev Physiol.* 2023;85(Volume 85, 2023):1–24.
111. Vega, José A., and Juan Cobo. "Structural and biological basis for proprioception." *Proprioception*. IntechOpen, 2021.
112. Mourcou, Q., Fleury, A., Diot, B., Franco, C., & Vuillerme, N. (2015). Mobile phone-based joint angle measurement for functional assessment and rehabilitation of proprioception. *BioMed research international*, 2015(1), 328142.
113. Clark NC, Röijezon U, Treleaven J. Proprioception in musculoskeletal rehabilitation. Part 2: Clinical assessment and intervention. *Man Ther.* 2015;20(3):378–87.
114. Efstathiou MA, Giannaki CD, Roupá Z, Hadjisavvas S, Stefanakis M. Evidence of distorted proprioception and postural control in studies of experimentally induced pain: a critical review of the literature. *Scand J Pain.* 2022;22(3):445–56.
115. Fisher G, Quel de Oliveira C, Verhagen A, Gandevia S, Kennedy D. Proprioceptive impairment in unilateral neglect after stroke: A systematic review. *SAGE Open Med.* 2020;8:2050312120951073.
116. Horváth Á, Ferentzi E, Schwartz K, Jacobs N, Meyns P, Köteles F. The measurement of proprioceptive accuracy: A systematic literature review. *J Sport Health Sci.* 2023;12(2):219–25.
117. Valdes K, Rider JV. Proprioception evaluation and treatment: Hand therapist practice patterns. *Journal of Hand Therapy*, 2024, 37.2: 250-256.
118. Ferlinc A, Fabiani E, Velnar T, Gradisnik L. The Importance and Role of Proprioception in the Elderly: a Short Review. *Mater Socio-Medica.* 2019;31(3):219–21.
119. Xu J, Witchalls J, Preston E, Pan L, Zhang G, Waddington G, et al. Proprioception After Unilateral Stroke: Changes in the Affected and Unaffected Lower Limbs Over Time. *Physiother Res Int.* 2025;30(1):e70027.
120. Seo HG, Yun SJ, Farrens AJ, Johnson CA, Reinkensmeyer DJ. A Systematic Review of the Learning Dynamics of Proprioception Training: Specificity, Acquisition, Retention, and Transfer. *Neurorehabil Neural Repair.* 2023;37(10):744–57.
121. Sarvestani, M., Orakifar, N., Mofateh, R., Seyedtabib, M., Karimi, M., & Mehravar, M. (2025). The association between lower limb joint position sense and

- different aspects of gait pattern in individuals with bilateral knee osteoarthritis. *Journal of Applied Biomechanics*, 41(2), 107-116.
122. Soni J, Patel M. Various Methods to Assess Knee Proprioception: A Review. *Int J Health Sci*. 2022;6(S6):3906–19.
 123. Bravi M, Santacaterina F, Bressi F, Papalia R, Campi S, Sterzi S, et al. Does Posterior Cruciate Ligament Retention or Sacrifice in Total Knee Replacement Affect Proprioception? A Systematic Review. *J Clin Med*. 2021;10(16):16.
 124. Strong A, Arumugam A, Tengman E, Røijezon U, Häger CK. Properties of tests for knee joint threshold to detect passive motion following anterior cruciate ligament injury: a systematic review and meta-analysis. *J Orthop Surg*. 2022;17(1):134.
 125. Van den Bogaart M, Jacobs N, Hallemans A, Meyns P. Validity of Deep Learning-Based Motion Capture Using DeepLabCut to Assess Proprioception in Children. *Appl Sci*. 2025;15(7):7.
 126. Kochman M, Kasprzak M, Kielar A. The impact of proprioception impairment on gait function in stroke survivors: a comprehensive review. *Front Neurol*. 2025;16.
 127. Lee KE, Choi M, Jeoung B. Effectiveness of Rehabilitation Exercise in Improving Physical Function of Stroke Patients: A Systematic Review. *Int J Environ Res Public Health*. 2022;19(19):19.
 128. Teasell R, Salbach NM, Foley N, Mountain A, Cameron JI, Jong A de, et al. Canadian Stroke Best Practice Recommendations: Rehabilitation, Recovery, and Community Participation following Stroke. Part One: Rehabilitation and Recovery Following Stroke; 6th Edition Update 2019. *Int J Stroke*. 2020;15(7):763–88.
 129. Grefkes C, Fink GR. Recovery from stroke: current concepts and future perspectives. *Neurol Res Pract*. 16 czerwca 2020;2(1):17.
 130. Selves C, Stoquart G, Lejeune T. Gait rehabilitation after stroke: review of the evidence of predictors, clinical outcomes and timing for interventions. *Acta Neurol Belg*. 2020;120(4):783–90.
 131. Sarzyńska-Długosz I, Krawczyk M, Członkowska A. Development of early comprehensive stroke inpatient rehabilitation in Poland – current status and future requirements. *Neurol Neurochir Pol*. 2011;45(3):245–51.
 132. Lee KE, Choi M, Jeoung B. Effectiveness of Rehabilitation Exercise in Improving Physical Function of Stroke Patients: A Systematic Review. *Int J Environ Res Public Health*. 2022;19(19):19.

133. Ali A, Tabassum D, Baig SS, Moyle B, Redgrave J, Nichols S, et al. Effect of Exercise Interventions on Health-Related Quality of Life After Stroke and Transient Ischemic Attack. *Stroke*. 2021;52(7):2445–55.
134. Hou L, Li M, Wang J, Li Y, Zheng Q, Zhang L, et al. Association between physical exercise and stroke recurrence among first-ever ischemic stroke survivors. *Sci Rep*. 2021;11(1):13372.
135. LI M, YAN Y, DENG S, WANG Y, FU Y, SHI L, et al. Contralateral needling at the foot of unaffected side combining with rehabilitation treatment for motor dysfunction of hand after ischemic stroke: study protocol for a randomized controlled pilot trial. *J Tradit Chin Med*. 2023;43(5):1034–9.
136. Han PP, Han Y, Shen XY, Gao ZK, Bi X. Enriched environment-induced neuroplasticity in ischemic stroke and its underlying mechanisms. *Front Cell Neurosci*. 2023;17.
137. Aderinto N, AbdulBasit MO, Olatunji G, Adejumo T. Exploring the transformative influence of neuroplasticity on stroke rehabilitation: a narrative review of current evidence. *Ann Med Surg*. 2023;85(9):4425–32.
138. Prokopiv MM, Fartushna OY, Mishchenko V. Early and Late Rehabilitation After stroke in Review: Definition, Classification, methods and Effectiveness. *Acta Balneologica*. 2021;63(4):303–8.
139. Lee KE, Choi M, Jeoung B. Effectiveness of Rehabilitation Exercise in Improving Physical Function of Stroke Patients: A Systematic Review. *Int J Environ Res Public Health*. 2022;19(19):19.
140. Nguyen PT, Chou LW, Hsieh YL. Proprioceptive Neuromuscular Facilitation-Based Physical Therapy on the Improvement of Balance and Gait in Patients with Chronic Stroke: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Life*. 2022;12(6):6.
141. Mindouri AS, Kottaras A, Iakovidis P, Lytras D, Chatziprodromidou IP, Chasapis G. The efficacy of proprioceptive neuromuscular facilitation (PNF) in patients with stroke. *Int J Adv Res Med*. 2021;3(2):79–81.
142. Anandan, D., PK, T. N., Arun, B., & Priya, V. (2020). Effect of task specific training with proprioceptive neuromuscular facilitation on stroke survivors. *Biomedicine*, 40(3), 363-366.
143. Smedes F. Motor Learning, a Key Feature of Physiotherapy, an Essential Component in (PNF-Based) Neuro-Rehabilitation after Stroke. *J Neurol Disord Stroke*. 2024;11(2):2.

144. Kuklińska P, Gackowska M. Rehabilitation after ischemic stroke in the elderly. *J Educ Health Sport*. 2020;10(8):340–5.
145. Pumprasart T, Pramodhyakul N, Piriyaprasarth P. The effect of the Bobath therapy programme on upper limb and hand function in chronic stroke individuals with moderate to severe deficits. *Int J Ther Rehabil*. 2019;26(10):1–12.
146. Shahid Z, Poblete Dioso RI, Sarfraz S, Ijaz M. Comparing Bobath Versus Task-oriented Approach in Young Stroke Patients. *Iran Rehabil J*. 2024;22(3):437–48.
147. Abdullahi A, Truijen S, Umar NA, Useh U, Egwuonwu VA, Van Criekeing T, et al. Effects of Lower Limb Constraint Induced Movement Therapy in People With Stroke: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Front Neurol*. 2021;12.
148. De Azevedo JA, Barbosa FDS, Seixas VM, da Silva Scipioni KRD, Sampaio PYS, da Cruz DMC, et al. Effects of constraint-induced movement therapy on activity and participation after a stroke: Systematic review and meta-analysis. *Front Hum Neurosci*. 2022;16.
149. Wen X, Li L, Li X, Zha H, Liu Z, Peng Y, et al. Therapeutic Role of Additional Mirror Therapy on the Recovery of Upper Extremity Motor Function after Stroke: A Single-Blind, Randomized Controlled Trial. *Neural Plast*. 2022;2022(1):8966920.
150. Nogueira NG de HM, Parma JO, Leão SES de A, Sales I de S, Macedo LC, Galvão ACDR, et al. Mirror therapy in upper limb motor recovery and activities of daily living, and its neural correlates in stroke individuals: A systematic review and meta-analysis. *Brain Res Bull*. 2021;177:217–38.
151. De Sire A, Moggio L, Demeco A, Fortunato F, Spanò R, Aiello V, et al. Efficacy of rehabilitative techniques in reducing hemiplegic shoulder pain in stroke: Systematic review and meta-analysis. *Ann Phys Rehabil Med*. 2022;65(5):101602.
152. Kaźmierczak K, Wareńczak-Pawlicka A, Miedzyblocki M, Lisiński P. Effect of Treadmill Training with Visual Biofeedback on Selected Gait Parameters in Subacute Hemiparetic Stroke Patients. *Int J Environ Res Public Health*. 2022;19(24):24.
153. Chang KW, Lin CM, Yen CW, Yang CC, Tanaka T, Guo LY. The Effect of Walking Backward on a Treadmill on Balance, Speed of Walking and Cardiopulmonary Fitness for Patients with Chronic Stroke: A Pilot Study. *Int J Environ Res Public Health*. 2021;18(5):5.

154. Lee JH, Kim EJ. Optimizing Rehabilitation Outcomes for Stroke Survivors: The Impact of Speed and Slope Adjustments in Anti-Gravity Treadmill Training. *Medicina (Mex)*. 2024;60(4):4.
155. Pereira F, Bermúdez i Badia S, Ornelas R, Cameirão MS. Feasibility, usability and engagement of a tangible interface for upper limb rehabilitation after stroke. *J Stroke Cerebrovasc Dis*. 2025;34(1):108164.
156. Te Boekhorst KE, Kuipers SJ, Ribbers GM, Cramm JM. The complexity of home-based rehabilitation technology implementation for post-stroke motor rehabilitation in the Netherlands. *BMC Health Serv Res*. 2025;25(1):21.
157. Belda-Lois JM, Mena-del Horno S, Bermejo-Bosch I, Moreno JC, Pons JL, Farina D, et al. Rehabilitation of gait after stroke: a review towards a top-down approach. *J NeuroEngineering Rehabil*. 2011;8(1):66.
158. Li DX, Zha FB, Long JJ, Liu F, Cao J, Wang YL. Effect of Robot Assisted Gait Training on Motor and Walking Function in Patients with Subacute Stroke: A Random Controlled Study. *J Stroke Cerebrovasc Dis*. 2021;30(7):105807.
159. Abery P, F.D. Canetti E, Hing W. The role of lower limb exoskeletons in rehabilitation: a scoping review. *Phys Ther Rev*. 0(0):1–19.
160. De Miguel Fernández J, Rey-Prieto M, Rio MSD, López-Matas H, Guirao-Cano L, Font-Llagunes JM, et al. Adapted Assistance and Resistance Training With a Knee Exoskeleton After Stroke. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*. 2023;31:3265–74.
161. Longatelli V, Pedrocchi A, Guanziroli E, Molteni F, Gandolla M. Robotic Exoskeleton Gait Training in Stroke: An Electromyography-Based Evaluation. *Front Neurorobotics*. 2021;15.
162. Demeco A, Zola L, Frizziero A, Martini C, Palumbo A, Foresti R, et al. Immersive Virtual Reality in Post-Stroke Rehabilitation: A Systematic Review. *Sensors*. stycznia 2023;23(3):3.
163. Sevchenko K, Lindgren I. The effects of virtual reality training in stroke and Parkinson's disease rehabilitation: a systematic review and a perspective on usability. *Eur Rev Aging Phys Act*. 2022;19(1):4.
164. Wu J, Zeng A, Chen Z, Wei Y, Huang K, Chen J, et al. Effects of Virtual Reality Training on Upper Limb Function and Balance in Stroke Patients: Systematic Review and Meta-Meta-Analysis. *J Med Internet Res*. 2021;23(10):e31051.

165. Khan MA, Saibene M, Das R, Brunner I, Puthusserypady S. Emergence of flexible technology in developing advanced systems for post-stroke rehabilitation: a comprehensive review. *J Neural Eng.* 2021;18(6):061003.
166. Leszczak J, Wolan-Nieroda A, Druzbicki M, Poświata A, Mikulski M, Rokseła A, et al. Evaluation of Reliability of the Luna EMG Rehabilitation Robot to Assess Proprioception in the Upper Limbs in 102 Healthy Young Adults. *Med Sci Monit Int Med J Exp Clin Res.* 2024;29:e942439-1-e942439-9.
167. Brunner, I., Skouen, J.S., Hofstad, H. et al. Is upper limb virtual reality training more intensive than conventional training for patients in the subacute phase after stroke? An analysis of treatment intensity and content. *BMC Neurol.* 2016, 16.1: 219.
168. Lewandowska-Sroka P, Stabrawa R, Kozak D, Poświata A, Łysoń-Ukłańska B, Bienias K, et al. The Influence of EMG-Triggered Robotic Movement on Walking, Muscle Force and Spasticity after an Ischemic Stroke. *Medicina (Mex).* 2021;57(3):3.
169. Shi Y, Peng L, Xu F, Peng S, Wang P, Huang X, et al. Association between physical activity patterns and the risk of stroke phenotypes: an accelerometer-based prospective cohort study from the UK Biobank. *BMC Public Health.* 2025;25(1):2593.
170. Zhu H. A Large-Scale Prospective Study on Functional Ability and Mortality Following Stroke Based on HRS Data Set: Implications for Rehabilitation. *Front Psychol.* 2022;13:915653.
171. Ng SSM, Chen P, Li S, Chan PWT, Tsui AKY, Lai CYY, et al. Psychometric properties of functional gait assessment in people with stroke. *BMC Neurol.* 2026;26(1):83.
172. Harini T, Madushani P, Munasinghe D, Maleesha Y, Vithanage K, Wettasinghe A. The association of cognitive functions with functional outcomes during post-stroke recovery: A cross-sectional study. *J Clin Neurosci.* 2025;142:111667.
173. Kupcewicz E, Żaczekiewicz SI, Bentkowska A. Quality of life and functional capacity of patients after ischemic stroke. *Pomeranian J Life Sci.* 2025;71(2).
174. Mitsue S, Ogawa T, Minamikawa Y, Shimada S, Morioka S. Perceived importance of walking among hospitalized patients with stroke: a thematic analysis. *Front Neurol.* 2026, 17: 1742132.

175. Lee MH, Lee DY. Effects of Task-Oriented Training on Gait Outcomes and Balance in Individuals with Stroke: A Systematic Review and Meta-Analysis of Randomized Controlled Trials. *J Clin Med*. 2025;14(24):8766.
176. Han SH, Jang HJ, Lee JW, Cheong JW, Kim YD, Nam HS, et al. The effect of virtual reality-based treadmill gait training on functional mobility and balance in chronic stroke patients: a randomized controlled trial. *Front Neurol*. 2025;16.
177. Lerín-Calvo A, Carrasco-González E, Reina-Varona A, Fernández-Pérez JJ. Resistance training for gait rehabilitation in people with stroke. A systematic review and meta-analysis. *Disabil Rehabil*. 2026;48(2):331–49.
178. Klassen TD, Dukelow SP, Bayley MT, Benavente O, Hill MD, Krassioukov A, et al. Higher Doses Improve Walking Recovery During Stroke Inpatient Rehabilitation. *Stroke*. 2020;51(9):2639–48.
179. Almhdawi KA, Mathiowetz VG, White M, delMas RC. Efficacy of Occupational Therapy Task-oriented Approach in Upper Extremity Post-stroke Rehabilitation. *Occup Ther Int*. 2016;23(4):444–56.
180. Clark L, Dean A, Mitchell A, Torgerson DJ. Envelope use and reporting in randomised controlled trials: A guide for researchers. *Res Methods Med Health Sci*. 2021;2(1):2–11.
181. Laidig D, Jocham AJ, Guggenberger B, Adamer K, Fischer M and Seel T (2021) Calibration-Free Gait Assessment by Foot-Worn Inertial Sensors. *Front. Digit. Health* 3:736418.
182. He Y, Chen Y, Tang L, Chen J, Tang J, Yang X, et al. Accuracy validation of a wearable IMU-based gait analysis in healthy female. *BMC Sports Sci Med Rehabil*. 2024;16(1):2.
183. Kochman MT, Kielar A, Kasprzak M, Kasperek W, Dutko M, Vellender A, et al. A Reliability Study of Small, Portable, Easy-to-Use, and IMU-Based Sensors for Gait Assessment. *Sensors*. 2025;25(21):6597.
184. Laidig D, Jocham AJ, Guggenberger B, Adamer K, Fischer M, Seel T. Calibration-Free Gait Assessment by Foot-Worn Inertial Sensors. *Front Digit Health*. 2021;3.
185. Guzik A, Wolan-Nieroda A, Drużbicki M. Assessment of Agreement Between a New Application to Compute the Wisconsin Gait Score and 3-Dimensional Gait Analysis, and Reliability of the Application in Stroke Patients. *Front Hum Neurosci*. 2022;16.

186. Estrada-Barranco C, Abuín-Porras V, López-Ruiz J, Sanz-Esteban I, Molina-Rueda F, Cano-de-la-Cuerda R. Spanish Cross-Cultural Adaptation of the Wisconsin Gait Scale. *Int J Environ Res Public Health*. 2021;18(13):13.
187. Lubińska-Żądło B, Kowalczyk B, Mokrzycka D. The use of a stabilometric platform in the prevention of falls of elderly people with neurological and orthopedic diseases. *Nurs Public Health*. 2021;10(4):233–40.
188. Sikora D, Linek P. Effect of a 10-Week Sensomotor Exercise Program on Balance and Agility in Adolescent Football Players: A Randomised Control Trial. *Appl Sci*. 2023;13(1):1.
189. Matłosz P, Wszyńska J, Podgórska-Bednarz J, Leszczak J, Rachwał M, Przednowek K, et al. Agreement of Three Posturographic Force Plates in the Assessment of Postural Stability. *Int J Environ Res Public Health*. 2020;17(9):9.
190. Pawel M, Michal K. Assessment of Body Balance with the use of a Stabilometric Platform in Early Cerebral Infarction Sufferers. *Int J Phys Ther Rehabil*. 2015;1(2).
191. Pawel M, Michal K. Assessment of Body Balance with the use of a Stabilometric Platform in Early Cerebral Infarction Sufferers. *Int J Phys Ther Rehabil*. 2015;1(2).
192. Yoo YJ, Lim SH. Assessment of Lower Limb Motor Function, Ambulation, and Balance After Stroke. *Brain NeuroRehabilitation*. 2022;15(2):e17.
193. Goliwas M, Małecka J, Lewandowski J, Kamińska E, Adamczewska K, Kocur P. Analiza zależności między testem Fugl-Meyer Assessment Scale a testem Berg Balance Scale oraz oceną zwiększonego napięcia mięśniowego u pacjentów w fazie przewlekłej po udarze niedokrwiennym mózgu. *Med Rehabil*. 2022;26(2):4–9.
194. Kostka J, Sosowska N, Guligowska A, Kostka T. A Proposed Method of Converting Gait Speed and TUG Test in Older Subjects. *Int J Environ Res Public Health*. 2022;19(19):12145.
195. Laidig D, Jocham AJ, Guggenberger B, Adamer K, Fischer M, Seel T. Calibration-Free Gait Assessment by Foot-Worn Inertial Sensors. *Front Digit Health*. 2021;3:736418.
196. Oleksy Ł, Królikowska A, Mika A, Reichert P, Kentel M, Kentel M, et al. A reliability of active and passive knee joint position sense assessment using the

- Luna EMG rehabilitation robot. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 19(23), 15885.
197. Stańczyk, K., Poświata, A., Rokseła, A., Mikulski, M. Assessment of muscle fatigue, strength and muscle activation during exercises with the usage of robot luna EMG, among patients with multiple sclerosis. In *International Conference on Information Technologies in Biomedicine*. Cham: Springer International Publishing. 2019. p. 117-128.
 198. Oleksy Ł, Królikowska A, Mika A, Reichert P, Kentel M, Kentel M, et al. A reliability of active and passive knee joint position sense assessment using the Luna EMG rehabilitation robot. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 19(23), 15885.
 199. Leszczak J, Pniak B, Drużbicki M, Poświata A, Mikulski M, Rokseła A, et al. Assessment of inter-rater and intra-rater reliability of the Luna EMG robot as a tool for assessing upper limb proprioception in patients with stroke—a prospective observational study. *PeerJ*. 2024;12:e17903.
 200. Strini V, Piazzetta N, Gallo A, Schiavolin R. Barthel Index: creation and validation of two cut-offs using the BRASS Index. *Acta Bio Medica Atenei Parm*. 2020;91(Suppl 2):19–26.
 201. Liu F, Tsang RC, Zhou J, Zhou M, Zha F, Long J, et al. Relationship of Barthel Index and its Short Form with the Modified Rankin Scale in acute stroke patients. *J Stroke Cerebrovasc Dis*. 2020;29(9):105033.
 202. Lundquist CB, Brunner IC. Cross-cultural adaptation of the Functional Ambulation Categories (FAC) in Danish patients with acquired brain injury. *Disabil Rehabil*. 2024;46(18):4287–94.
 203. Conesa L, Costa Ú, Morales E, Edwards DJ, Cortes M, León D, et al. An observational report of intensive robotic and manual gait training in sub-acute stroke. *J NeuroEngineering Rehabil*. 2012;9(1):13.
 204. Cinnera AM, Marrano S, De Bartolo D, Iosa M, Bisirri A, Leone E, et al. Convergent Validity of the Timed Walking Tests with Functional Ambulatory Category in Subacute Stroke. *Brain Sci*. 2023;13(7):7.
 205. Prust ML, Forman R, Ovbiagele B. Addressing disparities in the global epidemiology of stroke. *Nat Rev Neurol*. 2024;20(4):207–21.

206. Tseng KC, Wang ,Le, Hsieh ,Chunkai, and Wong AM. Portable robots for upper-limb rehabilitation after stroke: a systematic review and meta-analysis. *Ann Med.* 2024;56(1):2337735.
207. Geng H, Li M, Tang J, Lv Q, Li R, Wang L. Early Rehabilitation Exercise after Stroke Improves Neurological Recovery through Enhancing Angiogenesis in Patients and Cerebral Ischemia Rat Model. *Int J Mol Sci.* 2022;23(18):18.
208. Vive S, Elam C, Bunketorp-Käll L. Comfortable and Maximum Gait Speed in Individuals with Chronic Stroke and Community-Dwelling Controls. *J Stroke Cerebrovasc Dis.* 2021;30(10):106023.
209. Tasseel-Ponche S, Delafontaine A, Godefroy O, Yelnik AP, Doutrelot PL, Duchossoy C, et al. Walking speed at the acute and subacute stroke stage: A descriptive meta-analysis. *Front Neurol.* 2022;13.
210. Mihara M, Fujimoto H, Hattori N, Otomune H, Kajiyama Y, Konaka K, et al. Effect of Neurofeedback Facilitation on Poststroke Gait and Balance Recovery. *Neurology.* 2021;96(21):e2587–98.
211. Jarvis HL, Brown SJ, Butterworth C, Jackson K, Clayton A, Walker L, et al. The gait profile score characterises walking performance impairments in young stroke survivors. *Gait Posture.* 2022;91:229–34.
212. Lee JH, Kim G. Effectiveness of Robot-Assisted Gait Training in Stroke Rehabilitation: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Clin Med.* 2025;14(13):4809.
213. Caña-Pino A, Holgado-López P. Wearable-Sensor and Virtual Reality-Based Interventions for Gait and Balance Rehabilitation in Stroke Survivors: A Systematic Review. *Signals.* 2025;6(3):48.
214. CHEN S, ZHANG W, WANG D, CHEN Z. How robot-assisted gait training affects gait ability, balance and kinematic parameters after stroke: a systematic review and meta-analysis. *Eur J Phys Rehabil Med.* 2024;60(3):400–11.
215. Apriliyasari RW, Van Truong P, Tsai PS. Effects of proprioceptive training for people with stroke: A meta-analysis of randomized controlled trials. *Clin Rehabil.* ;36(4):431–48.
216. Vecchio M, Chiaramonte R, De Sire A, Buccheri E, Finocchiaro P, Scaturro D, et al. Do proprioceptive training strategies with dual-task exercises positively influence gait parameters in chronic stroke? A systematic review. *J Rehabil Med.* 2024;56:jrm18396.

217. Tilson JK, Sullivan KJ, Cen SY, Rose DK, Koradia CH, Azen SP, et al. Meaningful gait speed improvement during the first 60 days poststroke: minimal clinically important difference. *Phys Ther.* 2010;90(2):196–208.
218. Bohannon RW, Andrews AW, Glenney SS. Minimal Clinically Important Difference for Comfortable Speed as a Measure of Gait Performance in Patients Undergoing Inpatient Rehabilitation after Stroke. *J Phys Ther Sci.* 2013;25(10):1223–5.
219. Brognara L, Arceri A, Zironi M, Traina F, Faldini C, Mazzotti A. Gait Spatio-Temporal Parameters Vary Significantly Between Indoor, Outdoor and Different Surfaces. *Sensors.* 2025;25(5):1314.
220. Natarajan P, Fonseka RD, Kim S, Betteridge C, Maharaj M, Mobbs RJ. Analysing gait patterns in degenerative lumbar spine diseases: a literature review. *J Spine Surg.* 2022;8(1):139–48.
221. Bytyçi I, Henein MY. Stride Length Predicts Adverse Clinical Events in Older Adults: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Clin Med.* 2021;10(12):2670.
222. Marrone F, Pau M, Vismara L, Porta M, Bigoni M, Leban B, et al. Synchronized Cyclograms to Assess Inter-Limb Symmetry during Gait in Post-Stroke Patients. *Symmetry.* 2022;14(8):1560.
223. Yang C, Veit N, McKenzie K, Aalla S, Embry K, Kishta A, et al. Single-belt vs. split-belt treadmill symmetry training: is there a perfect choice for gait rehabilitation post-stroke? *Front Physiol.* 2024;15.
224. Giarmatzis G, Giannakou E, Karagiannakidou I, Makri E, Tsiakiri A, Christidi F, et al. Effects of a 12-Week Moderate-to-High Intensity Strength Training Program on the Gait Parameters and Their Variability of Stroke Survivors. *Brain Sci.* 2025;15(4):354.
225. Jamal K, Duclos NC, Rousseau C, El Khamlichi Y, Duclos C. Limited Interaction Between Vision and Proprioception on Centre of Pressure, Pelvis and Head Positions During Ankle or Neck Vibration in Walking: An Experimental Study. *J Mot Behav.* 2025;57(6):714–22.
226. Schonhaut EB, Howard KE, Jacobs CJ, Knight HL, Chesnutt AN, Dean JC. Altered foot placement modulation with somatosensory stimulation in people with chronic stroke. *J Biomech.* 2024;166:112043.

227. Tudor-Locke C, Mora-Gonzalez J, Ducharme SW, Aguiar EJ, Schuna JM, Barreira TV, et al. Walking cadence (steps/min) and intensity in 61-85-year-old adults: the CADENCE-Adults study. *Int J Behav Nutr Phys Act.* 2021;18(1):129.
228. Park YH, Kim YM, Lee BH. An ankle proprioceptive control program improves balance, gait ability of chronic stroke patients. *J Phys Ther Sci.* 2013;25(10):1321–4.
229. Zarei H, Norasteh AA, Lieberman LJ, Ertel MW, Brian A. Effects of proprioception and core stability training on gait parameters of deaf adolescents: a randomized controlled trial. *Sci Rep.* 2023;13:21867.
230. Wang Y, Mukaino M, Ohtsuka K, Otaka Y, Tanikawa H, Matsuda F, et al. Gait characteristics of post-stroke hemiparetic patients with different walking speeds. *Int J Rehabil Res Int Z Rehabil Rev Int Rech Readaptation.* 2020;43(1):69–75.
231. Mizuta N, Hasui N, Higa Y, Matsunaga A, Ohnishi S, Sato Y, et al. Identifying impairments and compensatory strategies for temporal gait asymmetry in post-stroke persons. *Sci Rep.* 21 2025;15(1):2704.
232. Kim, I. J., Gallagher, M. J., & Speckman, R. A. (2025). Biomechanics of normal gait. *Medscape.* Originally published August 3, 2020; updated March 20, 2025.
233. Hulleck AA, Menoth Mohan D, Abdallah N, El Rich M, Khalaf K. Present and future of gait assessment in clinical practice: Towards the application of novel trends and technologies. *Front Med Technol.* 2022;4:901331.
234. Liu Y, Wang Q, Li Q, Cui X, Chen H, Wan X. Immediate changes in stroke patients' gait following the application of lower extremity elastic strap binding technique. *Front Physiol.* 2024;15.
235. Lee Y, Pyo Y, Lim C. Effects of Foot Position-Based Gait Training on Muscle Activity, Gait Parameters, and Balance in Subacute Stroke Patients. *Healthcare.* 2024;12(22):2206.
236. Asghar M, Fatima A, Ahmed U, Ahmad A, Hanif K. Effects of gait training with and without proprioceptive neuromuscular facilitation on balance and gait in chronic stroke patients. *Physiother Q.* 2023;31(2):39–44.
237. Hollman JH, McDade EM, Petersen RC. Normative Spatiotemporal Gait Parameters in Older Adults. *Gait Posture.* 2011;34(1):111–8.
238. Maru T, Sawai S, Fujikawa S, Yamamoto R, Nishida T, Shizuka Y, et al. Influence of Observers' Motor Imagery Abilities on Observational Gait Analysis Using the

- Wisconsin Gait Scale: A Study Among Physical Therapists Treating Stroke Patients. *Cureus*. 2025.
239. Altam T, Ramakrishnan V, Subramanian SS, Sureshkumar S, Subramanian MB, Eswaramoorthi V, et al. Effectiveness of the Pelvic Clock and Static Bicycle Exercises on Wisconsin Gait Scale and Trunk Impairment Scale in Chronic Ambulatory Hemiplegic Patients: A Single Group Pre-Post Design. *Healthcare*. 2023;11(2):279.
 240. Hirano S, Saitoh E, Imoto D, Ii T, Tsunoda T, Otaka Y. Effects of robot-assisted gait training using the Welwalk on gait independence for individuals with hemiparetic stroke: an assessor-blinded, multicenter randomized controlled trial. *J NeuroEngineering Rehabil*. 2024;21(1):76.
 241. Chiaramonte R, Bonfiglio M, Leonforte P, Coltraro GL, Guerrera CS, Vecchio M. Proprioceptive and Dual-Task Training: The Key of Stroke Rehabilitation, A Systematic Review. *J Funct Morphol Kinesiol*. 2022;7(3):53.
 242. Zheng K, Li L, Zhou Y, Gong X, Zheng G, Guo L. Optimal proprioceptive training combined with rehabilitation regimen for lower limb dysfunction in stroke patients: a systematic review and network meta-analysis. *Front Neurol*. 2024;15.
 243. Gunning E, Uszynski MK. Effectiveness of the Proprioceptive Neuromuscular Facilitation Method on Gait Parameters in Patients With Stroke: A Systematic Review. *Arch Phys Med Rehabil*. 2019;100(5):980–6.
 244. Mao Y, Gao Z, Yang H, Song C. Influence of proprioceptive training based on ankle-foot robot on improving lower limbs function in patients after a stroke. *Front Neurorobotics*. 2022;16:969671.
 245. Ghrouz A, Guillen-Sola A, Morgado-Perez A, Muñoz-Redondo E, Ramírez-Fuentes C, Curbelo Peña Y, et al. The effect of a motor relearning on balance and postural control in patients after stroke: An open-label randomized controlled trial. *Eur Stroke J*. 2024;9(2):303–11.
 246. Jankowska A, Klimkiewicz P, Krukowska S, Woldańska-Okowska M. Assessment of the Impact of Training on the Stabilometric Platform Using the Biofeedback Method on Improving Balance and Functional Efficiency of Patients After a Stroke. *Acta Balneologica*. 2021;63(1).
 247. Wiśniowska-Szurlej A, Leszczak J, Brożonowicz J, Ciapała G, Hernández-Lázaro H, Sozańska A. Effectiveness of a rehabilitation program involving functional proprioceptive stimulation for postural control and motor recovery among stroke

- patients: a double-blinded, randomized, controlled trial. *J Neuroengineering Rehabil.* 2025;22(1):147.
248. Liu H, Yin H, Yi Y, Liu C, Li C. Effects of different rehabilitation training on balance function in stroke patients: a systematic review and network meta-analysis. *Arch Med Sci AMS.* 2023;19(6):1671–83.
 249. Cha HG, Shin YJ, Kim MK. Effects of the Bad Ragaz Ring Method on muscle activation of the lower limbs and balance ability in chronic stroke: A randomised controlled trial. *Hong Kong Physiother J.* 2017;37:39–45.
 250. Lyu T, Yan K, Lyu J, Zhao X, Wang R, Zhang C, et. al. (2023) Comparative efficacy of gait training for balance outcomes in patients with stroke: A systematic review and network meta-analysis. *Front. Neurol.* 14:1093779. doi:
 251. Chen K, Zhu S, Tang Y, Lan F, Liu Z. Advances in balance training to prevent falls in stroke patients: a scoping review. *Front Neurol.* 2024;15.]
 252. Xu J, Witchalls J, Preston E, Pan L, Zhang G, Waddington G, et al. Proprioception After Unilateral Stroke: Changes in the Affected and Unaffected Lower Limbs Over Time. *Physiother Res Int J Res Clin Phys Ther.* 2025;30(1):e70027.
 253. Yalcin E, Akyuz M, Onder B, Kurtaran A, Buyukvural S, Ozbudak Demir S. Position Sense of the Hemiparetic and Non-Hemiparetic Ankle after Stroke: Is the Non-Hemiparetic Ankle also Affected? *Eur Neurol.* 2012;68(5):294–9.
 254. Gorst T, Rogers A, Morrison SC, Cramp M, Paton J, Freeman J, et al. The prevalence, distribution, and functional importance of lower limb somatosensory impairments in chronic stroke survivors: a cross sectional observational study. *Disabil Rehabil.* 2019;41(20):2443–50.
 255. Wareńczak-Pawlicka A, Lisiński P. Is the Assessment of the Non-Paretic Lower Limb in Patients After Stroke Important When Planning Rehabilitation? *Sensors.* 2025;25(4):1082.
 256. Rhode C, Louw QA, Leibbrandt DC, Williams L. Joint position sense in individuals with anterior knee pain. *South Afr J Physiother.* 2021;77(1):1497.
 257. Nakashima Y, Iwaki D, Kawae T, Fudeyasu K, Kimura H. Reliability of joint position sense measured in the knee using the level function of the iPhone “Measure” application. *PLOS ONE.* 2021;16(8):e0256561.
 258. Aman JE, Elangovan N, Yeh IL, Konczak J. The effectiveness of proprioceptive training for improving motor function: a systematic review. *Front Hum Neurosci.* 2015;8:1075.

259. Espejo-Antúnez L, Pérez-Mármol JM, Cardero-Durán M de LÁ, Toledo-Marhuenda JV, Albornoz-Cabello M. The Effect of Proprioceptive Exercises on Balance and Physical Function in Institutionalized Older Adults: A Randomized Controlled Trial. *Arch Phys Med Rehabil.* 2020;101(10):1780–8.
260. Borowicz W, Ptaszkowski K, Murawska-Ciałowicz E, Rosińczuk J. Proprioceptive Neuromuscular Facilitation and Mirror Therapy Methods Are Comparable Methods of Rehabilitation after a First-Ever Ischemic Stroke: A Randomized Study. *Sustainability.* 2022;14(22):15246.
261. Studnicki R, Studzińska K, Adamczewski T, Hansdorfer-Korzon R, Krawczyk M. Analyzing the Impact of Rehabilitation Utilizing Neurofunctional Exercises on the Functional Status of Stroke Patients. *J Clin Med.* 2024;13(20):6271.

Spis Rycin

Rycina 1. Schemat przepływu pacjentów	34
Rycina 2. Czujniki inercyjne i ich umieszczenie na stopie.....	41
Rycina 3. Przykładowy raport generowany podczas oceny chodu urządzeniem Pablo	42
Rycina 4. Pozycja pacjenta podczas badania	43
Rycina 5. Siatka pozycjonująca stopy badanego	44
Rycina 6. Przykładowe pozycje pacjentów w czasie trwania badania	46
Rycina 7. Przykładowy raport diagnostyczny generowany przez urządzenie LUNA EMG.....	47
Rycina 8 Przykładowa terapia: propriocepcja pozycja widoczna	51
Rycina 9 Przykładowa terapia: propriocepcja pozycja ukryta.....	52
Rycina 10 Przykładowa terapia: gra zadaniowa	53

Spis Tabel

Tabela 1. Podział grupy obserwacyjnej ze względu na model prowadzonej rehabilitacji	35
Tabela 2. Podział grup ze względu na wiek.....	36
Tabela 3. Podział grup ze względu na masę ciała.....	37
Tabela 4. Podział grup ze względu na wysokość ciała	37
Tabela 5. Podział grup ze względu na wskaźnik BMI.....	38
Tabela 6. Podział grup ze względu na czas od wystąpienia udaru	38
Tabela 7. Zależności między płcią i stroną niedowład, a grupą uczestniczącą w badaniach.	39
Tabela 8. Parametry oceniające prędkość chodu w I i II badaniu z uwzględnieniem modelu rehabilitacji.	56
Tabela 9. Parametry oceniające długość cyklu chodu w I i II badaniu z uwzględnieniem modelu rehabilitacji.	57
Tabela 10. Parametry oceniające kadencje chodu w I i II badaniu z uwzględnieniem modelu rehabilitacji.	58
Tabela 11. Parametry oceniające fazę podporu podczas chodu po stronie niedowładnej w I i II badaniu z uwzględnieniem modelu rehabilitacji.	60
Tabela 12. Parametry oceniające fazę przeniesienia podczas chodu po stronie niedowładnej w I i II badaniu z uwzględnieniem modelu rehabilitacji.	61
Tabela 13. Ocena jakości chodu na podstawie Wisconsin Gait Scale (WGS) w I i II badaniu z uwzględnieniem modelu rehabilitacji.	62
Tabela 14. Oszylenie COP w osi X [cm] przy oczach otwartych w I i II badaniu z uwzględnieniem modelu rehabilitacji.	64
Tabela 15. Odchylenie COP w osi Y [cm] przy oczach otwartych w I i II badaniu z uwzględnieniem modelu rehabilitacji.	65
Tabela 16. Średnia prędkość COP w osi X [cm/s] przy oczach otwartych w I i II badaniu z uwzględnieniem modelu rehabilitacji.	66

Tabela 17. Średnia prędkość COP w osi Y [cm/s] przy oczach otwartych w I i II badaniu z uwzględnieniem modelu rehabilitacji.	67
Tabela 18. Pole powierzchni COP [cm ²] przy oczach otwartych w I i II badaniu z uwzględnieniem modelu rehabilitacji.	68
Tabela 19. Pole powierzchni COP [cm ²] przy oczach otwartych w I i II badaniu z uwzględnieniem modelu rehabilitacji.	69
Tabela 20. Odchylenie COP w osi X [cm] przy oczach zamkniętych w I i II badaniu z uwzględnieniem modelu rehabilitacji.	70
Tabela 21. Odchylenie COP w osi Y [cm] przy oczach zamkniętych w I i II badaniu z uwzględnieniem modelu rehabilitacji.	71
Tabela 22. Średnia prędkość COP w osi X [cm/s] przy oczach zamkniętych w I i II badaniu z uwzględnieniem modelu rehabilitacji.	72
Tabela 23. Średnia prędkość COP w osi Y [cm/s] przy oczach zamkniętych w I i II badaniu z uwzględnieniem modelu rehabilitacji.	73
Tabela 24. Pole powierzchni COP [cm ²] przy oczach zamkniętych w I i II badaniu z uwzględnieniem modelu rehabilitacji.	74
Tabela 25. Długość ścieżki COP [cm ²] przy oczach zamkniętych w I i II badaniu z uwzględnieniem modelu rehabilitacji.	75
Tabela 26. Pole powierzchni COP [cm ²] przy oczach zamkniętych/otwartych w I i II badaniu z uwzględnieniem modelu rehabilitacji.	76
Tabela 27. Długość ścieżki COP [cm ²] przy oczach zamkniętych/otwartych w I i II badaniu z uwzględnieniem modelu rehabilitacji.	77
Tabela 28. Parametry oceniające poziom równowagi na podstawie skali Berga w I i II badaniu z uwzględnieniem modelu rehabilitacji.	79
Tabela 29. Parametry oceniające poziom równowagi na podstawie skali testu TUG w I i II badaniu z uwzględnieniem modelu rehabilitacji.	80
Tabela 30. Parametry oceniające poziom propriocepcji po stronie niedowładnej w I i II badaniu z uwzględnieniem modelu rehabilitacji.	82
Tabela 31. Parametry oceniające poziom propriocepcji po stronie niedowładnej w I i II badaniu z uwzględnieniem modelu rehabilitacji.	83

Tabela 32. Ocena stanu funkcjonalnego u pacjentów na podstawie skali Barthel w I i II badaniu z uwzględnieniem modelu rehabilitacji.	85
Tabela 33. Ocena stanu funkcjonalnego u pacjentów na podstawie skali FAC w I i II badaniu z uwzględnieniem modelu rehabilitacji.	86

Załącznik 1. Zgody dyrektorów ośrodków, kierowników / ordynatorów oddziałów /
pracowni na przeprowadzenie badania.

KIEROWNIK
Klinicznego Zakładu Fizjoterapii
Mariusz Drużbicki
dr hab. Mariusz Drużbicki, prof. UR

Załącznik 2. Zgoda komisji bioetycznej

Uniwersytet Rzeszowski
Komisja Bioetyczna



UCHWAŁA nr 2023/04/0028
Komisji Bioetycznej Uniwersytetu Rzeszowskiego
z dnia 5/04/2023 roku w sprawie wniosku dotyczącego
eksperymentu leczniczego „Ocena wpływu treningu proprioceptywnego na poprawę chodu we wcześniejszym okresie po udarze mózgu” złożonego przez dr hab. Mariusza Drużbickiego

§ 1

Komisja Bioetyczna Uniwersytetu Rzeszowskiego, działając na podstawie art. 29 ustawy z dnia 5 grudnia 1997 roku o zawodach lekarza i lekarza dentysty (Dz. U. 2022 r. poz. 1731, 1733, 2731, 2770) i Rozporządzenia Ministra Zdrowia z dnia 26 stycznia 2023 roku w sprawie komisji bioetycznej oraz Odwoławczej Komisji Bioetycznej (Dz. U. 2023 r. poz. 218 oraz art. 37r ustawy z dnia 6 września 2001 roku Prawo farmaceutyczne (Dz. U. 2021 r. poz. 1997 z późn. zm.)) i zgodnie z zasadami GCP (*Good Clinical Practice*), po zapoznaniu się z wnioskiem i dokumentacją eksperymentu leczniczego, w wyniku dyskusji i głosowania przeprowadzonych dn. 1 lutego 2023 roku liczbą 12 głosów akceptujących spośród 12 oddanych głosów

postanawia

eksperyment leczniczy „Ocena wpływu go treningu proprioceptywnego na poprawę chodu we wczesnym okresie po udarze mózgu” oraz dokumentację eksperymentu leczniczego, w tym: opis projektu planowanego eksperymentu leczniczego, dokumenty potwierdzające kwalifikacje badacza, wzory kwestionariuszy, ankiet, kart badań, dzienniczki i skale, informację o eksperymencie badawczym dla uczestnika badania, formularz świadomej zgody uczestnika na udział w eksperymencie leczniczym, informacja o przetwarzaniu danych osobowych w związku z udziałem w eksperymencie leczniczym, informacja o nienaruszeniu praw autorskich wykorzystywanych kwestionariuszy, zgody dyrektorów, kierowników ordynatorów jednostek, w których planowane jest przeprowadzenie eksperymentu leczniczego, polisa OC eksperymentu leczniczego

zaopiniować pozytywnie

§ 2

Uchwała wchodzi w życie z dniem jej podjęcia.

Uzasadnienie

Projekt i warunki realizacji eksperymentu „Ocena wpływu go treningu proprioceptywnego na poprawę chodu we wczesnym okresie po udarze mózgu” respektują prawa, zasady bezpieczeństwa i dobro osób uczestniczących w eksperymencie. Projekt został opracowany zgodnie z ogólnie przyjętymi zasadami naukowymi, w odniesieniu do aktualnego stanu wiedzy. Przewidywane korzyści i ryzyko dla uczestników pozostają we właściwej proporcji. Uczestnikom zapewniono dostęp do wyników eksperymentu i informacji o stanie zdrowia. Poprawnie zostały zdefiniowane kryteria włączenia uczestników do eksperymentu. Zespół badawczy posiada odpowiednie kwalifikacje określone w art. 23 ust. 1-3 Ustawy z dnia 5 grudnia 1996 r. o zawodach lekarza i lekarza dentysty (Dz. U. 2022, poz. 1731, 1733, 2731, 2770 z

al. mjr. W. Kopisto 2a, 35-959 Rzeszów
tel.: +48 17 872 11 53
e-mail: komisjabioetyczna@ur.edu.pl





późn. zm.). Warunki techniczne ośrodka zapewniają realizację celów badawczych przy jednoczesnym zapewnieniu bezpieczeństwa uczestnikom. Pisemna informacja o eksperymencie przeznaczona dla uczestników jest wiarygodna, wyczerpująca, prawdziwa i zrozumiała, zatem spełnia kryterium poprawności i kompletności. Poprawna jest również procedura stosowana podczas uzyskiwania świadomej zgody na udział w badaniu w zakresie zarówno przedmiotowości, jak i jej podmiotowości określonych w art. 25 ustawy z dnia 5 grudnia 1996 r. o zawodach lekarza i lekarza dentysty (Dz. U. 2022, poz. 1731, 1733, 2731, 2770 z późn. zm.). Powyższe wskazują, że projekt eksperymentu w żaden sposób nie narusza godności uczestników eksperymentu.

Przewodnicząca
Komisji Bioetycznej Uniwersytetu Rzeszowskiego

dr hab. med. Beata Sas-Korczyńska, prof. UR



Otrzymują:
Wnioskujący podmiot (Badacz / Sponsor): dr hab.n. o zdr. Mariusz Drużbicki

Załącznik 3. Formularz świadomej zgody uczestnika badania

Formularz świadomej zgody na udział w badaniu

„Ocena wpływu treningu proprioceptywnego na poprawę chodu we wczesnym okresie po udarze mózgu”

Główny badacz: dr hab. Mariusz Druzbicki, prof. UR 609515497, mdruzbicki@ur.edu.pl

Ośrodek: Katedra Fizjoterapii, Kolegium Nauk Medycznych Uniwersytetu Rzeszowskiego,

Dane identyfikacyjne uczestnika badania

Imię i nazwisko:

PESEL:

Adres:

Telefon (fakultatywnie):.....

e-mail (fakultatywnie):.....

Udzielając powyższych informacji oraz wyrażając zgodę na udział w proponowanym badaniu „Ocena wpływu treningu proprioceptywnego na poprawę chodu we wczesnym okresie po udarze mózgu” poprzez podpisanie formularza „Świadomej zgody” potwierdzam, że miałam/miałem:

- wystarczającą ilość czasu na przeczytanie i zrozumienie dokumentu informacyjnego oraz przemyślenie zagadnień związanych z eksperymentem / badaniem
- możliwość zadawania pytań oraz udzielono mi zadowalających odpowiedzi na zadane pytania.

Świadomie i dobrowolnie wyrażam zgodę na udział w tym badaniu, jednocześnie zobowiązuję się przestrzegać procedur badania oraz przekazywać informacje prowadzącemu badanie.

Zostałam/zostałem poinformowany, że mogę się wycofać z tego badania w dowolnym momencie bez podawania przyczyny.

Potwierdzam, iż otrzymałam/otrzymałem klauzulę informacyjną RODO. Wyrażam zgodę na przetwarzanie moich danych osobowych (zanonimizowanych) oraz danych zgromadzonych w czasie prowadzonego badania zgodnie z informacjami przedstawionymi w części informacyjnej, tj. wyrażam zgodę na przechowywanie i analizowanie materiału po zakończeniu badania oraz wykorzystanie uzyskanych wyników dla potrzeb naukowych, prezentacji i publikacji w czasopiśmie naukowych z zachowaniem mojej anonimowości.

Poinformowano mnie, że mam prawo w dowolnym momencie wycofać zgodę oraz, że wycofanie zgody nie wpływa na zgodność z prawem przetwarzania, którego dokonano na



Wyrażam zgodę na kontakt członków zespołu badawczego w związku z prowadzonym badaniem.
Zapoznałam/zapoznałem się i rozumiem warunki ubezpieczenia odpowiedzialności cywilnej badacza.

Osoba wyrażająca zgodę na udział w eksperymencie / badaniu:

.....
Imię i nazwisko uczestnika eksperymentu / badania
(drukowane litery)

.....
data (dzień – miesiąc – rok)

.....
Podpis uczestnika (lub osoby upoważnionej – jeżeli dotyczy badania)

Badacz uzyskujący zgodę:

Potwierdzam, że:

- w sposób wyczerpujący i przystępny wyjaśniłam/wyjaśniłem kwestie związane z badaniem osobie wskazanej powyżej i potwierdzam, że zgodnie ze stanem mojej wiedzy osoba ta prawidłowo zrozumiała istotę badania oraz zagrożenia i korzyści związane z udziałem w tym badaniu,
- wskazana powyżej osoba miała dostatecznie dużo czasu na zadawanie pytań związanych z prowadzeniem badania,
- zgodnie z moją najlepszą wiedzą udzieliłam/udzieliłem odpowiedzi na wszystkie zadane pytania,
- zgoda na udział w badaniu została wyrażona bez wywierania jakiegokolwiek przymusu, zachęty; uczestnik badania wyraził zgodę świadomie i dobrowolnie po uprzednim uzyskaniu informacji o badaniu,
- uczestnik badania został poinformowany o możliwości wycofania się z tego badania w dowolnym momencie bez podawania przyczyny,
- uczestnik badania został poinformowany o przechowywaniu, analizowaniu materiału biologicznego uzyskanego w czasie trwania badania oraz o jego późniejszym wykorzystaniu i publikowaniu wyników z zachowaniem anonimizacji uniemożliwiającej identyfikację uczestnika.

Ponadto potwierdzam, że wskazana powyżej osoba otrzymała informacje zawarte w klauzuli informacyjnej RODO oraz jeden egzemplarz obustronnie podpisanego i opatrzonego datą formularza świadomej zgody wraz z informacją na temat eksperymentu / badania.

.....
Imię i nazwisko badacza uzyskującego zgodę
(drukowane litery)

.....
data (dzień – miesiąc – rok)

Załącznik 4. Karty badań uczestników badania

Załącznik 4. Karty badań uczestników badania

Część I - metryczka

1. Imię i nazwisko Wiek Masa ciała
..... Wzrost
2. Rodzaj udaru mózgu: • niedokrwienny • krwotoczny
3. Strona niedowładna (osłabiona): • Lewa • Prawa
4. Data udaru mózgu (miesiąc i rok)
5. Czy wcześniej wystąpił udar mózgu? • TAK • NIE
6. Wykształcenie
7. Status zawodowy:
 - Aktywny(a) zawodowo
 - Emerytura
 - Renta
8. Czy posiada Pan(i) zdiagnozowane zaburzenia neurologiczne oprócz udaru
 - TAK (jakie?)
 - NIE
9. Czy posiada Pan(i) jakies wrodzone lub nabyte wady układu narządu ruchu?
 - TAK (jakie?)
 - NIE
10. Czy w przeciągu ostatnich 12 miesięcy przebył(a) Pan(i) jakies urazy kończyn dolnych?
 - TAK (jakie?)
 - NIE

Część II – badanie funkcjonalne

TEST	WYNIK
Functional Ambulation Category	
Skala Ashworth	Kd niedowładna:
Skala Brunnstrom	
Skala Rankina	
Skala Berg	
Time Up and Go Test	Czas:
Wisconsin	