

AKADEMIA WYCHOWANIA FIZYCZNEGO IM. BRONISŁAWA CZECHA
W KRAKOWIE

WYDZIAŁ REHABILITACJI RUCHOWEJ



Iwona Sihinkiewicz

DT-415

ROZPRAWA DOKTORSKA

Opracowana w Instytucie Rehabilitacji Klinicznej
na Wydziale Rehabilitacji Ruchowej
Akademii Wychowania Fizycznego w Krakowie

Wpływ treningu z wykorzystaniem robota Luna EMG na aktywność
mięśniową, równowagę i wybrane parametry chodu pacjentów po udarze
niedokrwiennym mózgu

Promotor: prof. dr hab. Joanna Golec

Promotor pomocniczy: dr Rafał Stabrawa

Kraków, 2023

Składam serdeczne podziękowania Pani promotor prof. dr hab. Joannie Golec za niezastąpioną pomoc w pisaniu rozprawy doktorskiej, niezwykłą wyrozumiałość, cierpliwość oraz motywację do rozwoju naukowego.

Serdeczne podziękowania składam Panu promotorowi pomocniczemu dr Rafałowi Stabrawie za okazaną pomoc w realizacji badań oraz cenne wskazówki podczas tworzenia pracy. Oddzielne podziękowania kieruję również do fizjoterapeutów ośrodka RehStab w Limanowej za ogromne wsparcie.

Szczególne podziękowania składam mojej rodzinie, w szczególności mojemu Mężowi oraz Rodzicom i Teściom za nieocenioną pomoc, wsparcie i cierpliwość.

Spis treści

Wykaz skrótów.....	5
Streszczenie.....	8
Abstract.....	12
1. WSTĘP	16
1.1. Wprowadzenie.....	16
1.2. Definicja, etiologia i patomechanizm udarów mózgu.....	17
1.3. Epidemiologia udarów mózgu	19
1.4. Obraz kliniczny pacjentów po udarze niedokrwiennym mózgu	20
1.4.1. Zaburzenia chodu po przebyłym udarze mózgu.....	24
1.4.2. Zaburzenia równowagi po przebyłym udarze mózgu	27
1.5. Fizjoterapia po przebyłym udarze niedokrwiennym mózgu	28
1.5.1. Klasyczne metody fizjoterapii po udarze mózgu	30
1.5.2. Nowoczesne technologie stosowane w neurorehabilitacji	33
2. CEL PRACY	40
2.1. Pytania badawcze	40
2.2. Hipotezy badawcze	41
3. MATERIAŁ I METODY BADAŃ.....	42
3.1. Materiał badań.....	42
3.1.1. Kryteria włączenia.....	44
3.1.2. Kryteria wyłączenia.....	44
3.2. Metody badań.....	46
3.2.1. Zastosowane metody badawcze	46
3.2.2. Procedura interwencji.....	54
4. ANALIZA STATYSTYCZNA.....	61
5. WYNIKI	62

5.1. Aktywność i napięcie mięśnia prostego uda (sEMG)	62
5.1.1. Czynny ruch wyprostowania w stawie kolanowym.....	62
5.1.2. Skurcz izometryczny prostowników stawu kolanowego	64
5.2. Aktywność i napięcie mięśnia dwugłowego uda (sEMG)	66
5.2.1. Czynny ruch zgięcia w stawie kolanowym	66
5.2.2. Skurcz izometryczny zginaczy stawu kolanowego	69
5.3. Wyniki skali równowagi Berga (BBS)	71
5.4. Wyniki Oceny Posturalnej Po Udarze Mózgu (PASS)	72
5.5. Wyniki Skali Niedowładów Tułowia (TIS)	75
5.6. Czas wykonania testu „Wstań i idź” (TUG)	78
5.7. Czas wykonania 10-metrowego testu chodu (10 MWT)	80
5.8. Siła mięśniowa prostowników stawu kolanowego (MRC).....	81
5.9. Siła mięśniowa zginaczy stawu kolanowego (MRC).....	83
5.10. Zakres ruchomości czynnej w stawie kolanowym (pomiar goniometryczny)...	85
5.11. Ocena wpływu strony niedowładów na wyniki terapii w obydwu grupach	87
5.12. Ocena wpływu wieku na wyniki terapii w obydwu grupach	93
5.13. Ocena wpływu płci na wyniki terapii w obydwu grupach.....	95
5.14. Ocena wpływu czasu pomiędzy wystąpieniem udaru mózgu a udziałem w badaniach na wyniki terapii w obydwu grupach.....	99
6. DYSKUSJA	100
7. WNIOSKI	108
8. PIŚMIENNICTWO	109
Spis rycin i tabel.....	132
Aneks.....	135

Wykaz skrótów

μV - mikrowolt

10 MWT- test 10-metrowego chodu (ang. 10 meter walk test)

8-OhdG - 8-hydroxy-2-deoxyguanozyna

ACA - tętnica przednia mózgu (ang. anterior cerebral artery)

AHA - American Heart Association

ASA - American Stroke Association

ATP - adenozy-5'-trifosforan

bad. II - badanie drugie

bad. I - badanie pierwsze

BATRAC - bilateralny trening kończyn górnych z rytmicznymi wskazówkami słuchowymi (ang. Bilateral Arm Training with Rhythmic Auditory Cueing)

BBS - skala równowagi Berg'a (ang. Berg Balance Scale)

BCI - interfejs mózg - komputer (ang. Brain-Computer Interface)

BDNF - neurotroficzny czynnik pochodzenia mózgowego (ang. brain-derived neurotrophic factor)

BWS - system odciążający ciało (ang. Body Weight Support)

CIMT - terapia wymuszenia ruchu (ang. Constraint-Induced Movement Therapy)

CoG - środek ciężkości ciała (ang. center of gravity)

CoP- środek nacisku stóp (ang. center of pressure)

CT - tomografia komputerowa (ang. computed tomography)

DNA - kwas deoksyrybonukleinowy

e - eksperymentalna

EHO - elektro-hydrauliczna orteza stawu skokowo-goleniowego (ang. electro-hydraulic ankle-foot orthosis)

FES - funkcjonalna stymulacja elektryczna (ang. Functional Electrical Stimulation)

FIM - pomiar niezależności funkcjonalnej (ang. Functional Independence Measures)

GFAP - kwaśne białka fibrylarne gleju (ang. glial fibrillary acidic protein)

gr. - grupa

GSC - skala śpiączki Glasgow (ang. Glasgow Coma Scale)

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

IL-6 - interleukina -6 (ang. interleucin -6)

k - kontrolna

M - średnia

MAS - Zmodyfikowana Skala Ashwortha (ang. The Modified Ashworth Scale)

max. - maksimum

MCA - tętnica środkowa mózgu (ang. middle cerebral artery)

MDA - wolny dialdehyd malonowy (ang. malondialdehyde)

Me - mediana

MI - terapia lustrzana (ang. Mirror Therapy)

min. - minimum

MMP - metaloproteinazy macierzy (ang. matrix metallo-proteinases)

MRC - Skala Medical Research Council

n - liczba badanych

NDT-Bobath - terapia neuro-rozwojowa Bobath (ang. Neuro-Developmental Treatment Bobath)

NMES - stymulacja nerwowo-mięśniowa (ang. Neuromuscular Stimulation)

PASS - ocena posturalna po udarze mózgu (ang. Postural Assessment Scale for Stroke)

PCA - tętnica tylna mózgu (ang. posterior cerebral artery)

PNF - proprioceptywne torowanie nerwowo-mięśniowe (ang. Proprioceptive Neuromuscular Facilitation)

PPC - tylna kora ciemieniowa (ang. posterior parietal cortex)

PSD - depresja poudarowa (ang. post-stroke depression)

RNS - reaktywne formy azotu (ang. reactive nitrogen species)

ROS - reaktywne formy tlenu (ang. reactive oxygen species)

SD - odchylenie standardowe

sEMG - powierzchniowa elektromiografia (ang. surface electromyography)

SENIAM (ang. Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles)

st. - staw

śr. - średnia

TIS - skala niedowładów tułowia (ang. Trunk Impairment Scale)

TUG - test „Wstań i Idź” (ang. Timed Up and Go Test)

UM - udar mózgu

VR - wirtualna rzeczywistość (ang. Virtual Reality)

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

Streszczenie

Tytuł: Wpływ treningu z wykorzystaniem robota Luna EMG na aktywność mięśniową, równowagę i wybrane parametry chodu pacjentów po udarze niedokrwiennym mózgu

Słowa kluczowe: udar niedokrwienny mózgu, robot Luna EMG, powierzchniowa elektromiografia, aktywność mięśniowa, kończyna dolna, chód, równowaga, program usprawniania, fizjoterapia

Celem badań była ocena wpływu treningu bezpośrednio zajętej kończyny dolnej z wykorzystaniem robota Luna EMG na aktywność mięśniową, równowagę i prędkość chodu pacjentów po udarze niedokrwiennym mózgu.

Na podstawie tak sformułowanego celu, postawiono następujące pytania badawcze:

1. Czy i w jaki sposób program usprawniania, połączony z treningiem z wykorzystaniem robota Luna EMG, wpływa na aktywność mięśnia dwugłowego uda i mięśnia prostego uda bezpośrednio zajętej kończyny dolnej u pacjentów po udarze niedokrwiennym mózgu?
2. Czy i w jaki sposób program usprawniania, połączony z treningiem z wykorzystaniem robota Luna EMG, wpływa na równowagę u pacjentów po udarze niedokrwiennym mózgu?
3. Czy i w jaki sposób program usprawniania, połączony z treningiem z wykorzystaniem robota Luna EMG, wpływa na prędkość chodu u pacjentów po udarze niedokrwiennym mózgu?
4. Czy i w jaki sposób wprowadzenie treningu z wykorzystaniem robota Luna EMG do programu usprawniania, wpływa na siłę mięśni zginaczy i prostowników stawu kolanowego kończyny dolnej bezpośrednio zajętej u pacjentów po udarze niedokrwiennym mózgu?
5. Czy i w jaki sposób program usprawniania, połączony z treningiem z wykorzystaniem robota Luna EMG, wpływa na zakres ruchu w stawie kolanowym kończyny dolnej bezpośrednio zajętej u pacjentów po udarze niedokrwiennym mózgu?

Do badań włączono 62 pacjentów, w tym 34 kobiety (55%) i 28 mężczyzn (45%), po udarze niedokrwiennym mózgu, w przedziale wiekowym 65-86 lat, przebywających

w Oddziale Rehabilitacji Neurologicznej Niepublicznego Zakładu Opieki Zdrowotnej "Rehstab" w Limanowej.

Pacjenci zostali losowo przydzieleni do jednej z dwóch grup:

- Grupy eksperymentalnej, która została poddana 4 tygodniowej terapii bezpośrednio zajętej kończyny dolnej z wykorzystaniem robota Luna EMG, która odbywała się 3 razy w tygodniu po 20 minut oraz rehabilitacji zgodnie z powszechnie stosowanym programem usprawniania po UM. Całkowity czas terapii wynosił 2 godziny dziennie, 6 razy w tygodniu przez okres 4 tygodni.
- Grupy kontrolnej, która została poddana rehabilitacji według powszechnie stosowanego programu usprawniania po UM. Całkowity czas terapii wynosił 2 godziny dziennie, 6 razy w tygodniu, przez okres 4 tygodni.

Do badań włączono pacjentów, którzy spełniali następujące kryteria: okres między 4 a 15 tygodniem po pierwotnym udarze niedokrwiennym mózgu, wiek między 65 a 86 lat, ograniczona lub upośledzona funkcja kończyn dolnych, stan sprawności funkcjonalnej pozwalający na przejście samodzielne lub z pomocą ortopedyczną dystansu 10 metrów oraz ukończenie planowanych testów, siła mięśniowa na poziomie min. -3 w zmodyfikowanej skali MRC, stan sprawności psychicznej pozwalający na udział w badaniu, stabilny stan kliniczny, pisemna zgoda pacjenta na udział w badaniu.

Z badań wykluczono pacjentów, w przypadku wystąpienia co najmniej jednego z wymienionych kryteriów: udar krwotoczny, udar tylnego kręgu unaczynienia, spastyczność kończyny dolnej powyżej 1+ w zmodyfikowanej skali Ashwortha, brak możliwości funkcjonalnych, potrzebnych do ukończenia wybranych testów i skal, świeże urazy ortopedyczne kończyny dolnej zaburzające równowagę ciała, przebyte zabiegi operacyjne w obrębie kończyn dolnych, afazja czuciowa, inne schorzenia neurologiczne, takie jak choroba Parkinsona, Huntingtona, brak zgody pacjenta na udział w badaniu, brak współpracy ze strony pacjenta.

Proces rehabilitacji był monitorowany oraz wspierany przez multidyscyplinarny zespół, do którego należeli lekarz specjalista rehabilitacji i neurologii, fizjoterapeuta, terapeuta zajęciowy, neurologopeda oraz psycholog.

U wszystkich badanych przeprowadzono ocenę aktywności mięśniowej, równowagi, chodu, siły mięśniowej oraz zakresu ruchomości, na początku badań oraz po 4 tygodniowej terapii. W celu wykluczenia pacjentów ze znacznym stopniem spastyczności w obrębie kończyny dolnej, na początku badań u wszystkich pacjentów

wykonano ocenę napięcia mięśniowego według zmodyfikowanej skali Ashwortha. Do oceny aktywności mięśnia prostego uda oraz mięśnia dwugłowego uda zastosowano badanie powierzchniowej elektromiografii wykonane za pomocą robota Luna EMG. Ocenę wykonywano podczas czynnego ruchu wyprostu oraz zgięcia w stawie kolanowym kończyny bezpośrednio zajętej oraz podczas 5-sekundowego skurczu izometrycznego. Badanie równowagi oceniano testem BBS, TIS oraz PASS. Prędkość chodu mierzono testem TUG oraz 10 MWT. Ocenie poddano również siłę mięśniową prostowników i zginaczy stawu kolanowego bezpośrednio zajętej kończyny wykorzystując zmodyfikowaną skalę MRC. Wykonano również pomiar czynnego zakresu ruchomości w stawie kolanowym za pomocą goniometru.

Obliczenia analizy statystycznej wykonano w programie IBM SPSS. W celu oceny istotności statystycznej różnic między dwiema grupami w zakresie zmiennych ilościowych zastosowano testy Manna-Whitneya. W celu oceny istotności statystycznej różnic w zakresie zmiennych ilościowych pomiędzy dwoma pomiarami, w obrębie jednej grupy zastosowano test znaków rangowanych Wilcoxon. Związek między zmiennymi badano za pomocą współczynnika korelacji Spearmana. Jako granicę poziomu istotności poniżej którego wyniki uznawano za istotne statystycznie przyjęto $p = 0,05$.

Analiza wyników badań pozwoliła na sformułowanie następujących wniosków:

1. Program usprawniania połączony z treningiem kończyny dolnej bezpośrednio zajętej za pomocą robota Luna EMG, ma istotny wpływ na zmniejszenie napięcia mięśnia prostego uda podczas czynnego ruchu wyprostu w stawie kolanowym oraz zmniejszenie minimalnej amplitudy EMG mięśnia dwugłowego uda podczas czynnego ruchu zgięcia w stawie kolanowym kończyny dolnej bezpośrednio zajętej, u pacjentów po udarze niedokrwiennym mózgu.
2. Program usprawniania połączony z treningiem kończyny dolnej bezpośrednio zajętej za pomocą robota Luna EMG, ma istotnie pozytywny wpływ na poprawę równowagi pacjentów po udarze niedokrwiennym mózgu.
3. Program usprawniania połączony z treningiem kończyny dolnej bezpośrednio zajętej za pomocą robota Luna EMG, ma istotnie pozytywny wpływ na poprawę prędkości chodu pacjentów po udarze niedokrwiennym mózgu.
4. Program usprawniania połączony z treningiem kończyny dolnej bezpośrednio zajętej za pomocą robota Luna EMG, ma istotnie pozytywny wpływ na poprawę siły mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego.

5. Program usprawniania połączony z treningiem kończyny dolnej bezpośrednio zajętej za pomocą robota Luna EMG, ma istotnie pozytywny wpływ na poprawę czynnego zakresu zgięcia w stawie kolanowym bezpośrednio zajętej kończyny dolnej u pacjentów po udarze niedokrwiennym mózgu. Nie zaobserwowano istotnego wpływu na zakres wyprostów w stawie kolanowym.

Zdefiniowano również wnioski aplikacyjne:

1. Wprowadzenie treningu kończyny dolnej bezpośrednio zajętej wykorzystującego reaktywną elektromiografię, za pomocą robota Luna EMG, do powszechnie stosowanego programu usprawniania, pozwala uzyskać istotną poprawę funkcjonalną pacjentów po udarze niedokrwiennym mózgu.
2. Wykorzystanie nowoczesnej technologii w powszechnie stosowanym programie usprawniania pacjentów po udarze niedokrwiennym mózgu umożliwia osiągnięcie efektywnej terapii, z mniejszym fizycznym obciążeniem fizjoterapeuty.

Abstract

Title: The impact of training with the Luna EMG usage on muscle activity, balance and selected gait parameters of patients after ischemic stroke

Keywords: ischemic stroke, Luna EMG, surface electromyography, muscle activity, lower limb, gait, balance, rehabilitation program, physiotherapy

The aim of the study was to assess the impact of affected lower limb training using the Luna EMG on muscle activity, balance and gait speed of patients after ischemic stroke. Based on the this, the following research questions were formulated:

1. Does and to which extent the rehabilitation program, combined with training using the Luna EMG, affect the activity of the biceps femoris and the rectus femoris of the affected lower limb in patients after ischemic stroke?
2. Does and to which extent the rehabilitation program, combined with training using the Luna EMG, affect the balance in patients after ischemic stroke?
3. Does and to which extent the rehabilitation program, combined with training using the Luna EMG, affect the speed of gait in patients after ischemic stroke?
4. Does and to which extent the adding of training using the Luna EMG to the rehabilitation program affect the strength of the flexor and extensor muscles of the knee joint of the affected lower limb in patients after ischemic stroke?
5. Does and to which extent the rehabilitation program, combined with training using the Luna EMG, affect the range of motion in the knee joint of the affected lower limb in patients after ischemic stroke?

A total of 62 patients were included in the study. In details, 34 women (55%) and 28 men (45%), after ischemic stroke, aged 65-86, staying in the Department of Neurological Rehabilitation of the Non-Public Health Care Center "Rehstab" in Limanowa.

Patients were randomly assigned to one of two groups:

- The experimental group, which underwent 4 weeks of affected lower limb therapy using the Luna EMG, which took place 3 times a week for 20 minutes, and rehabilitation according to a commonly used rehabilitation program after stroke. The total duration of therapy was 2 hours per day, 6 times per week for a period of 4 weeks.
- The control group that underwent rehabilitation according to a commonly used post-stroke rehabilitation program. The total duration of therapy was 2 hours per day, 6 times a week, for a period of 4 weeks.

The study included patients who met the following criteria: the period between 4 and 15 weeks after the primary ischemic stroke, age between 65 and 86 years, limited or impaired function of the lower limbs, functional status allowing for independent or orthopaedic assistance distance of 10 meters and completion of planned tests, muscle strength at the level of min. -3 in a modified MRC scale, mental performance status allowing participation in the study, stable clinical status, written consent of the patient to participate in the study.

Patients were excluded from the studies if at least one of the following criteria was met: hemorrhagic stroke, posterior circulation stroke, lower limb spasticity above 1+ on the modified Ashworth scale, lack of functional capabilities needed to complete selected tests and scales, recent orthopaedic injuries of the lower limb disturbing the balance of the body, previous surgery in the lower limbs, sensory aphasia, other neurological diseases, such as Parkinson's disease, Huntington's disease, lack of consent of the patient to participate in the study, lack of cooperation on the part of the patient.

The rehabilitation process was monitored and supported by a multidisciplinary team that included a specialist in rehabilitation and neurology, a physiotherapist, an occupational therapist, a neurologopedist and a psychologist.

All subjects were assessed for muscle activity, balance, gait, muscle strength and range of motion at the beginning of the study and after 4 weeks of therapy. In order to exclude patients with a significant degree of lower limb spasticity, all patients had their muscle tone assessed at the start of the study according to a modified Ashworth scale. To assess the activity of the rectus femoris and the biceps femoris, surface electromyography tests performed using the Luna EMG were used. The assessment was performed during active extension movement and flexion in the knee joint of the affected limb and during a 5-second isometric contraction. The balance test was assessed by BBS, TIS and PASS tests. The walking speed was measured by the TUG and 10 MWT. The muscle strength of the knee extensors and flexors of the affected limb was also assessed using a modified MRC scale. The active range of motion in the knee joint was measured in addition using a goniometer.

Statistical analysis calculations were performed in IBM SPSS. In order to assess the statistical significance of differences between the two groups in terms of quantitative variables, Mann-Whitney tests were used. In order to assess the statistical significance of differences in the range of quantitative variables between two measurements, the Wilcoxon ranked sign test was used within one group. The relationship between the variables was studied using the Spearman correlation coefficient. The limit of the significance level below which the results were considered statistically significant was $p = 0.05$.

The analysis of the research results led to formulate the following conclusions:

1. The rehabilitation program combined with the training of the affected lower limb by the Luna EMG, has a significant impact on reducing the tension of the rectus femoris during active extension movement in the knee joint and reducing the minimum EMG amplitude of the biceps femoris during active flexion movement in the knee joint of the affected lower limb, in patients after ischemic stroke.
2. The rehabilitation program combined with the training of the affected lower limb by the Luna EMG has a significant positive effect on improving the balance of patients after ischemic stroke.
3. The rehabilitation program combined with the training of the affected lower limb by the Luna EMG has a significant positive effect on improving the gait speed of patients after ischemic stroke.

4. The rehabilitation program combined with the training of the affected lower limb by the Luna EMG has a significant positive effect on improving the strength of the extensor and flexors muscles of the knee joint.
5. The rehabilitation program combined with the training of the affected lower limb by the Luna EMG has a significant positive effect on the improvement of the active flexion range in the knee joint of the affected lower limb in patients after ischemic stroke. No significant effect on the extension range of the knee joint was observed.

The following application conclusions have been defined:

1. The addition of the affected lower limb training using reactive electromyography, with the Luna EMG, to the commonly used rehabilitation program, allows to obtain significant functional improvement in patients after ischemic stroke.
2. The usage of innovative technology in the commonly used rehabilitation program for patients after ischemic stroke allows to achieve effective therapy, with less physical burden on the physiotherapist.

1. WSTĘP

1.1. Wprowadzenie

Udar mózgu (UM) stanowi poważny, globalny problem zdrowia publicznego, mający wpływ na sferę ekonomiczną, zdrowotną i społeczną [1]. Jest on jedną z głównych przyczyn przewlekłej niepełnosprawności, co przekłada się na znaczne obniżenie jakości życia. Wraz ze wzrostem populacji osób starszych oraz stosowaniu skutecznych form leczenia pacjentów w fazie ostrej udaru, zmniejszających wyraźnie wskaźnik umieralności [2], liczba pacjentów, wymagających rehabilitacji ciągle rośnie [3].

Charakterystyczne ubytki neurologiczne kończyny górnej i dolnej pojawiające się po UM skutkują ograniczeniami w wykonywaniu czynności dnia codziennego, takimi jak sięganie, chwytanie, trzymanie przedmiotów czy też poruszanie się. Duże ograniczenia mogą dotyczyć kończyny górnej, a przede wszystkim ręki [4]. Większość pacjentów zmaga się także ze znaczną dysfunkcją kończyn dolnych, co ogranicza ich aktywność i udział w życiu społecznym. Reedukacja wzorca chodu jest jednym z głównych celów fizjoterapii, co stanowi wyzwanie w poszukiwaniu efektywnych strategii przywracających utracone po UM funkcje lokomocji [5].

Badania dowodzą, że rehabilitacja odgrywa kluczową rolę w poprawie stanu funkcjonalnego i jakości życia osób po UM [6, 7]. Rozwój medycyny, w tym metod leczenia fizjoterapeutycznego, stwarza możliwości wprowadzenia innowacyjnych rozwiązań w fizjoterapii poudarowej [8]. Nowoczesna fizjoterapia stawia przed fizjoterapeutami coraz to nowe wyzwania, ale i możliwości. Dzięki dynamicznemu rozwojowi informatyki medycznej, biocybernetyki, inżynierii biomedycznej oraz automatyki i robotyki wykorzystanie urządzeń technicznych, wspierających proces fizjoterapii, staje się coraz bardziej powszechne [9, 10, 11]. Pacjenci po przebytych UM są grupą najczęściej poddawaną szczegółowym obserwacjom pod względem skuteczności wprowadzanych nowych programów i metod rehabilitacji. Pierwsze systemy oparte na robotyce wprowadzono do rehabilitacji ponad 20 lat temu, jednak nadal brakuje satysfakcjonujących, obiektywnych i krytycznych wyników badań klinicznych świadczących o poziomie ich skuteczności. Zastosowanie robotów rehabilitacyjnych w fizjoterapii neurologicznej zapewnia wysoką intensywność i powtarzalność terapii i, jak podają badacze, jest bardziej efektywne i mniej kosztowne niż standardowe metody [12, 13].

Ciągły rozwój nowych technologii sprawia, że nadal brakuje wystarczającej liczby badań dowodzących wyższej skuteczności robotów nad konwencjonalną fizjoterapią [14]. Brak jednoznacznej opinii na temat zastosowania robotów rehabilitacyjnych do wspomagania procesu fizjoterapii u pacjentów po UM oraz zaleceń metodologicznych dotyczących częstości i czasu terapii stało się inspiracją do podjęcia badań w obszarze tematu. Uzyskane wyniki będą mogły przyczynić się do rozszerzenia wiedzy na temat skuteczności wprowadzenia nowej technologii w rehabilitacji pacjentów po udarze niedokrwiennym mózgu, jak również do rozszerzenia możliwości leczenia w fizjoterapii neurologicznej.

1.2. Definicja, etiologia i patomechanizm udarów mózgu

Zgodnie z powszechną definicją Światowej Organizacji Zdrowia z 1970 roku (World Health Organization - WHO), udar mózgu to nagłe wystąpienie ogniskowych lub uogólnionych zaburzeń czynności mózgu, trwających dłużej niż 24 godziny lub prowadzących do zgonu i spowodowanych wyłącznie przyczynami naczyniowymi, związanymi z mózgowym przepływem krwi [15]. W 2013 roku definicja udaru została zaktualizowana przez American Heart Association/American Stroke Association (AHA/ASA), według której udar ośrodkowego układu nerwowego mózgu rozpoznaje się w sytuacji śmierci komórek mózgowych, rdzenia kręgowego i/lub siatkówki, powstałej w wyniku niedokrwienia zgodnie z zakresem unaczynienia tętnic mózgowych, gdy trwałe uszkodzenia zostały potwierdzone badaniem patologicznym, neuroobrazowym i/lub klinicznym [16, 17]. UM rozpoznaje się również w sytuacji, gdy kliniczne objawy udaru trwają krócej niż 24 godziny, ale ognisko niedokrwienne zostało jednoznacznie udokumentowane w badaniach neuroobrazowych [18] lub objawy ustąpiły po leczeniu trombolitycznym, mimo braku ogniska niedokrwienego w badaniach obrazowych [19].

Według AHA/ASA ze względu na różny patomechanizm niedokrwienia ogniskowego i uogólnionego, definicja udaru niedokrwienego powinna ograniczyć się do ogniskowego obszaru niedokrwienia. Niedokrwienie ogniskowe występuje w obszarze perfuzji tętnicy, która jest zwężona lub niedrożna, i w strefie jej unaczynienia dochodzi do śmierci komórek mózgowych, obejmując wszystkie elementy komórkowe, w tym neurony i komórki podporowe. W przeciwieństwie do tego, niedokrwienie uogólnione wynika ze zmniejszonej perfuzji mózgowej spowodowanej obniżonym

ciśnieniem krwi (wstrząs, zatrzymanie krążenia) lub poważnie zwiększonym ciśnieniem wewnątrzczaszkowym (ciężki uraz głowy) [16].

Ze względu na patomechanizm powstawania UM wyróżnia się udar niedokrwienny (około 85% wszystkich udarów) oraz udar krwotoczny (około 10-25%) [20], krwotok śródmózgowy (około 10%-15%) [21], krwotok podpajęczynówkowy (<3%), zakrzepicę żył i zatok żylnych mózgu (około 0,5-1%) [22].

Mózg, który jest głównym organem związanym z udarem, do prawidłowego funkcjonowania potrzebuje przepływu krwi na poziomie około 50 ml/100g/minutę [17]. W wyniku udaru niedokrwiennego zostaje zaburzony przepływ krwi w obrębie mózgu. Niedobór tlenu i glukozy prowadzi do zmniejszenia syntezy adenozy-5'-trifosforanu (ATP) i upośledzenia przewodnictwa synaptycznego. Zaburzenie czynności komórek, które następuje w początkowym okresie niedokrwienia, w dłuższej perspektywie prowadzi do ich apoptozy lub martwicy. Zmniejszenie przepływu krwi poniżej 10ml/100g tkanki/minutę przez okres 5-10 minut powoduje nieodwracalne zmiany [18]. Strefę nieodwracalnego niedokrwienia otacza obszar penumbry, w którym przepływ krwi znajduje się na poziomie poniżej 20ml/100g miąższu mózgu/minutę. Dzięki wytworzeniu krążenia obocznego w tym obszarze, rozszerzeniu łożyska naczyniowego i zwiększeniu wychwytu tlenu i glukozy z krwi, możliwe jest utrzymanie potencjału błonowego i działania pompy sodowo-potasowej. Penumbra jest obszarem potencjalnie możliwym do uratowania, po wprowadzeniu w optymalnym czasie leczenia trombolitycznego [23].

Odpowiedź zapalna odgrywa kluczową rolę w patogenezie udaru niedokrwiennego mózgu. Początkowo niedokrwienie prowadzi do stresu oksydacyjnego i ekscytotoksyczności, co powoduje aktywację mikrogleju i astrocytów, a w konsekwencji wydzielania cytokin, metaloproteinaz macierzy (matrix metalloproteinases - MMP) i kwaśnych białek fibrylarnych gleju (glial fibrillary acidic protein - GFAP). Wymienione czynniki prozapalne mają wpływ na napływ krwiopochodnych komórek zapalnych takich jak neutrofile, makrofagi i limfocyty do obszaru niedokrwienia. Umierające neurony aktywują mikroglej i obwodowe komórki odpornościowe, co skutkuje dalszą produkcją czynników prozapalnych, kontynuując aktywację mikrogleju i astrocytów. Opisane patologiczne zdarzenia prowadzą do śmierci neuronalnej i dodatkowo zwiększają uszkodzenia spowodowane niedokrwieniem mózgu [24].

Udar niedokrwienny najczęściej powstaje na skutek zatoru naczynia mózgowego lub zakrzepu, prowadząc do niedrożności tętnicy i niedokrwienia obszaru mózgu przez nią zaopatrywanego [24, 21]. Wśród przyczyn udaru niedokrwiennego wymienia się

miażdżycową okluzję, zatorowość sercowopochodną, lipohialinozę [23], rzadko przyczynę stanowi rozwarstwienie tętnic domózgowych [25]. Udary zatorowe dotyczą głównie tętnicy szyjnej, głównych pni naczyń mózgowych - tętnic środkowych, przednich, tylnych oraz tylnego rejonu krążenia - tętnic kręgowych i tętnicy podstawnej. Natomiast udary zakrzepowe zazwyczaj prowadzą do niedrożności tętnicy szyjnej lub środkowej tętnicy mózgu [15]. Zdarzają się również udary niedokrwienne o podłożu hemodynamicznym, w wyniku nagłego spadku ciśnienia w naczyniach mózgowych [19].

Przyczyną udaru krwotocznego jest pęknięcie naczynia krwionośnego, czego konsekwencją jest wynaczynienie krwi do mózgu. Krwotok śródmózgowy w większości przypadków spowodowany jest nadciśnieniem tętniczym, które sprzyja uszkodzeniu naczyń i powstawaniu mikrotętniaków. Wśród innych przyczyn krwotoku śródmózgowego wymienia się angiopatie amyloidowe i malformacje naczyniowe. Śmiertelność w przypadku krwotoku śródmózgowego jest 3-5 razy większa niż w udarze niedokrwiennym. Udar spowodowany krwotokiem podpajęczynówkowym może być wywołany pęknięciem tętniaka workowatego lub innymi wadami naczyniowymi [18]. Około 65% pacjentów przeżywa krwotok podpajęczynówkowy, jednak połowa z nich zostaje trwale niepełnosprawna z powodu ciężkich deficytów funkcji poznawczych [17].

Najrzadziej występujący udar żylny, wywołany jest zakrzepicą zatok żylnych mózgowia [15], która prowadzi do wzrostu ciśnienia śródczaszkowego, miejscowego obrzęku mózgu i wtórnego niedokrwienia, czego konsekwencją są zazwyczaj ukwotocznione zawały żyłne. Do czynników zakrzepicy żyłnej mózgu zalicza się między innymi infekcje, ciążę i połów, stany prozakrzepowe, nowotwory, choroby zapalne [23].

1.3. Epidemiologia udarów mózgu

UM stanowi drugą w kolejności, po chorobie niedokrwiennej serca, przyczynę śmierci w populacji osób dorosłych w świecie [26]. Każdego roku rozpoznaje się ponad 12 milionów przypadków [27], roczny wskaźnik śmiertelności wynosi około 6,5 miliona. Globalnie w 2019 roku udar niedokrwienny stanowił 62,5% wszystkich udarów, krwotok śródmózgowy 27,9% a krwotok podpajęczynówkowy 9,7%, przy czym statystyka występowania jest zależna od kraju [28, 29]. Rocznie, w Polsce notuje się około 80 tysięcy hospitalizacji z powodu UM, z czego około 86% stanowią udary niedokrwienne, zaś około 14% udary krwotoczne [30]. W Polsce współczynnik zapadalności na udar

mózgu w 2019 roku wynosił 100,5 – <124,3/ 100 000, w tym dla udaru niedokrwiennego wynosił 81,7 - <93,2/ 100 000 [28].

UM jest również jedną z głównych przyczyn niepełnosprawności, około 50% osób, które przeżyły udar pozostaje trwale niepełnosprawna. Jest chorobą o ogromnym znaczeniu dla zdrowia publicznego, mającą poważne konsekwencje ekonomiczne i społeczne. Obciążenia dla zdrowia publicznego, związane z UM będą rosnać w nadchodzących dziesięcioleciach, z powodu zmian demograficznych w populacjach, szczególnie w krajach rozwijających się [17]. Starzenie się jest najsilniejszym niemodyfikowanym czynnikiem ryzyka wystąpienia UM, który podwaja się co 10 lat po skończonym 55 roku życia. Około trzy czwarte wszystkich UM występuje u osób po 65 roku życia [31]. W Europie wciąż rośnie populacja osób starszych, szacuje się, że do 2050 roku wzrośnie o 35% [32]. Niepokojący jest również fakt zachorowalności wśród coraz większej liczby młodych osób [33, 34, 30]. Ze względu na starzenie się społeczeństwa i zwiększenie wskaźników przeżywalności, ocenia się, że UM i ich długoterminowe następstwa oraz związane z nimi koszty dramatycznie wzrosną [35, 36, 37].

Jakość i liczba usług rehabilitacyjnych w przypadku wystąpienia UM jest niewystarczająca, ukazując ogrom niewykorzystanego potencjału holistycznej rehabilitacji poudarowej, której celem jest podniesienie jakości życia pacjentów neurologicznych [38]. Na podstawie aktualnych prognoz odkrywanie nowych strategii związanych z profilaktyką UM i świadczeniami rehabilitacyjnymi będzie ważnym celem w zmniejszaniu globalnego obciążenia tym schorzeniem [36]. W profilaktyce należy odnieść się do modyfikowalnych czynników ryzyka, takich jak nadciśnienie tętnicze, palenie tytoniu, nadmierne spożycie alkoholu, występowanie otyłości, cukrzycy, chorób serca, dyslipidemii, jak również niewystarczającej aktywności fizycznej i niezdrowej diety [32, 34]. Wilczyński i wsp. [39] zauważyli istotnie gorszy skład masy ciała osób po udarze niedokrwiennym mózgu w porównaniu do pacjentów po udarze krwotocznym mózgu.

1.4. Obraz kliniczny pacjentów po udarze niedokrwiennym mózgu

Każda osoba z podejrzeniem UM wymaga jak najszybszej interwencji diagnostycznej w celu podjęcia odpowiedniego leczenia klinicznego. Standardem postępowania jest wykonanie badań obrazowych, a najczęściej stosowaną metodą jest tomografia komputerowa (computed tomography - CT) bez kontrastu. W sytuacji

ograniczonego dostępu do CT lub jego braku, w ustaleniu typu udaru pomocna może być analiza objawów klinicznych. W przebiegu udaru niedokrwiennego objawy kliniczne zazwyczaj narastają stopniowo, obejmują niedowład lub porażenie kończyn, ataksję, wymioty, powoli zwiększający się ból głowy [40].

W klinicznym przebiegu UM można wyróżnić fazę nadostrą (do 24 godzin), ostrą (1-7 dni), wczesną podostrą (7 dni - 3 miesiące), późną podostrą (3 - 6 miesięcy) i przewlekłą (powyżej 6 miesięcy) [41]. Głównym celem terapii w fazie ostrej udaru niedokrwiennego, jest zmniejszenie ryzyka śmiertelności oraz wielopłaszczyznowe uaktywnienie mechanizmów kompensacji ośrodkowego układu nerwowego [42]. Pierwsze dni udaru niedokrwiennego mózgu charakteryzują się zmiennością objawów klinicznych, zależnych od wielkości i lokalizacji ogniska oraz obrzęku mózgu [43]. Z kolei pierwszy miesiąc jest okresem krytycznym plastyczności neuronalnej [41].

Ze względu na różne funkcje za jakie odpowiedzialne są półkula prawa mózgu oraz lewa, objawy kliniczne po UM różnią się, zależnie od miejsca uszkodzenia [44]. Obraz kliniczny każdego pacjenta po UM cechuje indywidualny charakter dysfunkcji organizmu. Głównie upośledzona zostaje motoryka ciała, czyli odbieranie bodźców czuciowo - ruchowych po stronie ciała bezpośrednio zajętej, zaburzenie ekscentrycznej pracy łańcucha mięśniowego pośrednio zajętej strony oraz zaburzenie stabilności postawy [42]. Ogniskowe niedokrwienie mózgu często powoduje zaburzenia funkcji wyższych układu nerwowego (zaburzenia mowy, liczenia, czytania, apraksje, dyspraksje), trudności w widzeniu (podwójne widzenie, ograniczenie pola widzenia), niedowładów mięśni twarzy i kończyn zwykle o charakterze połowicznym, zaburzenia chodu i czucia [2]. Niedowład pojawia się kontralateralnie w stosunku do uszkodzonej półkuli mózgu, jednakże obserwuje się również korelację pomiędzy deficytami siły mięśni po stronie ipsilateralnej oraz prędkością chodu. Definicja niedowładów mówi, że jest to zmieniona zdolność do generowania normalnego poziomu siły mięśniowej [45].

Wśród dorosłych, UM jest najczęstszą przyczyną niepełnosprawności prowadzącej do więcej niż jednego upośledzenia. Deficyty neurologiczne w postaci zaburzeń funkcji motorycznych występują u 50 - 85% pacjentów [32]. U około 40% pacjentów rozwija się spastyczność, która pojawić się może w pierwszym tygodniu, jak i do roku po UM. Znacznie częściej dotyczy kończyny górnej [46]. Spastyczność występuje wskutek nadpobudliwości na odruch rozciągania, a jej nasilenie skorelowane jest ze stopniem zaburzeń motorycznych [47]. Wzmoczone napięcie mięśniowe związane jest z upośledzeniem kontroli motorycznej, nieprawidłową postawą ciała, niewłaściwą

koaktywacją oraz siłą mięśni agonistycznych i antagonistycznych [48]. Nowsza definicja spastyczności określa ją jako zaburzoną kontrolę nerwowo - mięśniową, wynikającą z uszkodzenia górnego neuronu ruchowego, objawiającą się przerywaną lub ciągłą, mimowolną aktywacją mięśni. Uszkodzenie motoneuronów zaburza komunikację między mózgiem a rdzeniem kręgowym, co skutkuje stanem odhamowania odruchów rdzeniowych. Podczas biernego rozciągania mięśni pacjenta, bodziec czuciowy z wrzecion mięśniowych przesyłany włóknami aferentnymi z grupy Ia, aktywuje motoneurony, które poprzez utratę nadrdzeniowej kontroli hamującej, wyzwalają nadmierną aktywację mięśni. Innym potencjalnym mechanizmem powodującym spastyczność są zmiany właściwości mechanicznych mięśni, między innymi atrofia włókien mięśniowych, nadmierne odkładanie się tkanki łącznej w mięśniach, co skutkuje wzrostem wrażliwości włókien mięśniowych na bodźce sensoryczne. Spastyczność często wiąże się z bólem, sztywnością tkanek miękkich oraz przykurczami stawów, znacznie obniżając jakość życia pacjentów po UM. Najczęściej dotyczy kończyny górnej, w szczególności mięśni zginaczy palców, stawów nadgarstkowo-promieniowego i łokciowego [49]. Około 50% pacjentów odczuwa dolegliwości bólowe kończyny górnej, szczególnie barku, do roku po UM. Poza spastycznością, wśród innych powikłań dotyczących kończyny górnej wymienia się osłabienie siły mięśniowej, wiotkość stawów, zaburzenie kontroli motorycznej. Wymienione deficyty powodują ograniczenia w wykonywaniu podstawowych czynności, takich jak sięganie, trzymanie czy podnoszenie przedmiotów [50].

Deficyty motoryczne współwystępują z zaburzeniami czucia somatosensorycznego i związane są z uszkodzeniem wstępujących szlaków somatosensorycznych [47]. Funkcją układu somatosensorycznego jest percepcja wrażeń sensorycznych z eksteroreceptorów (mechanoreceptorów, termoreceptorów, nocyceptorów) znajdujących się w skórze oraz z proprioreceptorów, umiejscowionych w mięśniach i stawach, odpowiadających za czucie głębokie. Drugą bardzo ważną funkcją tego układu jest kontrola ruchu. Za przetwarzanie informacji somatosensorycznych w mózgu odpowiadają między innymi wzgórze, kora somatosensoryczna, tylna kora ciemieniowa (posterior parietal cortex - PPC), mózdzek oraz wyspa. PPC przetwarza bodźce wzrokowe i odpowiada za orientację przestrzenną. Zmiany powstałe w PCC, na przykład w wyniku UM, mogą prowadzić do zaniedbywania połowiczego [51], nazywanego również agnozą wzrokowo - przestrzenną lub nieuwagą połowiczą. Zespół zaniedbywania połowiczego rozpoznaje się u około 43% chorych po

udarze prawej półkuli mózgu i u około 20% pacjentów po uszkodzeniu lewopółkulowym. W obrazie klinicznym obserwuje się niemożność przetwarzania lub reagowania na bodźce po przeciwnej stronie od uszkodzonej półkuli, co prowadzi do nieużywania kończyn po stronie pomijanej [52]. Najczęściej dochodzi do pomijania lewej strony przestrzeni po uszkodzeniu prawego płata skroniowo - ciemieniowego [53]. Niekiedy nieuwaga połowicza współwystępuje z anozognozą, czyli zaprzeczaniem istniejącemu niedowładowi połowiczemu oraz anozodiaforią, która przejawia się jako obojętna postawa pacjenta na występujące deficyty neurologiczne, pomimo ich świadomości [52]. Deficyty ruchowe w dużej mierze łączą się z upośledzeniem kontroli motorycznej tułowia, która ma wpływ na prawidłowe położenie środka ciężkości, ruchy selektywne oraz zdolności czuciowo - ruchowe. Brak stabilności, wyzwala kompensacyjne wzorce ruchowe, może przyczyniać się do wzrostu napięcia spastycznego i ryzyka upadków [54].

Około jedna trzecia pacjentów doświadcza deficytów w obszarze komunikacji w postaci afazji [32], która najczęściej występuje z niedowładem prawostronnym. Wyróżnia się afazję ruchową, charakteryzującą się trudnościami w wypowiedaniu słów i zdań oraz afazję czuciową, którą cechują zaburzenia rozumienia mowy [19]. Innym zaburzeniem mowy jest dyzartria, która wiąże się z zaburzeniem wykonywania ruchów związanych z mową w wyniku niedowładu lub porażenia mięśni aparatu mowy, na skutek uszkodzenia okolic ruchowych mózgowia [43]. Lokalizacja ogniska udarowego w płacie potylicznym skutkuje zaburzeniami w polu widzenia o typie niedowidzenia połowiczego jednoimiennego [19].

Poudarowe zaburzenia poznawcze są jednym z głównych powikłań po uszkodzeniu mózgu. Udar mózgu zwiększa ryzyko pojawienia się zaburzeń poznawczych nawet pięciokrotnie [55]. Rodzaj neuropsychologicznych następstw UM zależy od lokalizacji uszkodzenia. Udar tętnicy przedniej mózgu (anterior cerebral artery - ACA), która unaczynia między innymi przednie, górne i przyśrodkowe obszary płatów czołowych, może powodować zaburzenia osobowości, zachowania i funkcji wykonawczych. Udary tętnicy środkowej mózgu (middle cerebral artery - MCA), zaopatrującej w krew największy obszar półkul mózgu, predysponują do występowania uogólnionych deficytów wzrokowo - przestrzennych oraz zaburzeń pamięci epizodycznej, semantycznej jak i proceduralnej. Tętnica tylna mózgu (posterior cerebral artery - PCA) unaczynia płat potyliczny, dolne obszary płatów skroniowych oraz wzgórze, jej udar wywołuje zaburzenia percepcyjne, takie jak aleksja (niezdolność czytania) czy agnozja wzrokowa (niezdolność rozpoznawania widzianych obiektów)

[53]. Ponadto bardzo często po UM pojawiają się zaburzenia lękowe i depresja [32]. Depresja poudarowa (post-stroke depression - PSD) jest najczęstszym problemem psychiatrycznym, predysponuje do większej niepełnosprawności, jak również zwiększonej śmiertelności po przebytych UM. Czynniki ryzyka PSD można podzielić na socjodemograficzne, genetyczne, związane ze stanem zdrowia pacjenta przed epizodem UM oraz związane z samym UM [56]. Robinson i Jorge [57] sugerują istnienie związku między PSD a uszkodzeniami lewego płata czołowego lub jąder podstawy w lewej półkuli mózgu, w ciągu dwóch miesięcy od pierwszego klinicznego UM. Z kolei inni badacze ukazują korelację między zwiększonym stężeniem interleukiny-6 (interleucyn-6 - IL-6) oraz zmniejszonym stężeniem neurotroficznego czynnika pochodzenia mózgowego w surowicy (brain-derived neurotrophic factor - BDNF) po UM a pojawieniem się PSD [56]. BDNF odrywa istotną rolę w regulacji plastyczności synaptycznej, odpowiada między innymi za wzrost aksonów i dendrytów oraz uwalnianie neuroprzekaźników. Masi i Brovedani [58] przypuszczają, że niski poziom BDNF może prowadzić do zmniejszenia objętości hipokampa, a tym samym przyczynić się do powstania deficytu pamięci przestrzennej oraz depresji. Udar niedokrwienny silnie związany jest z produkcją reaktywnych form tlenu (reactive oxygen species - ROS) oraz reaktywnych form azotu (reactive nitrogen species - RNS), które inicjują proces utleniania białek i kwasu deoksyrybonukleinowego (DNA). Do produktów reakcji oksydacyjnych należą między innymi wolny dialdehyd malonowy (malondialdehyde - MDA) oraz 8-hydroxy-2-deoxyguanozyna (8-OhdG), których podwyższony poziom zaobserwowano u pacjentów po UM z objawami depresji [59]. Angelucci i wsp. [60] wykazali podwyższenie poziomu BDNF po aktywności fizycznej, co może korelować z poprawą funkcji poznawczych po UM, i wpływać pozytywnie na efekt fizjoterapii.

1.4.1. Zaburzenia chodu po przebytych udarze mózgu

Ruch jest końcowym wynikiem aktywności układu nerwowego, nawet najprostsza aktywność ruchowa wymaga skoordynowanej aktywacji wielu różnych populacji neuronów w różnych obszarach mózgu [61]. Za planowanie ruchu, jego obserwację oraz za koordynację ruchową odpowiadają między innymi pierwszorzędowa kora ruchowa zlokalizowana w płacie czołowym, kora ciemieniowa tylna, kora przedruchowa oraz dodatkowy obszar motoryczny. Kluczową rolę w kontroli motorycznej odgrywa również mózdzek [62]. Neuronowe obwody wykonawcze

wywołujące ruch znajdują się w rdzeniu kręgowym. Sam rdzeń kręgowy nie jest w stanie wygenerować ruchu, głównym źródłem wejścia synaptycznego do rdzenia kręgowego jest pień mózgu, w którym to obserwuje się różne wzorce aktywności neuronalnej związanej z ruchem [61].

Chód człowieka jest wynikiem złożonych neuromechanicznych systemów sensoryczno-motorycznych, które wykorzystują informację zwrotną w czasie rzeczywistym do kontroli różnych grup mięśniowych [63]. Neptune i wsp. [64] podczas analizy symulacji chodu zauważyli prostą strategię kontroli neuronalnej chodu, w którą zaangażowanych jest pięć modułów aktywacji mięśniowej. Moduł I tworzą mięśnie pośladkowy średni oraz obszerny boczny i prosty uda, które przyczyniają się do podparcia ciała we wczesnej fazie podporu (early stance), stanowiącej około 15% całego cyklu chodu. Kolejne około 45% cyklu chodu tworzy późna faza podporu (late stance), w której biorą udział mięśnie brzuchaty i płaszczkowaty łydki, odpowiedzialne za podparcie masy ciała oraz propulsję tułowia, zaliczane do modułu II. Mięśnie modułu III - prosty uda oraz piszczelowy przedni, spowalniają kończynę dolną we wczesnej i późnej fazie przenoszenia (early swing - około 70% cyklu chodu, late swing - około 85%), jednocześnie wytwarzając energię dla ruchu tułowia w fazie przenoszenia. Z kolei mięśnie kulszowo-goleniowe należące do modułu IV, spowalniają kończynę dolną w późnej fazie przenoszenia oraz zwiększają energię kończyny dolnej we wczesnej fazie podporu. Ostatni - V moduł, do którego zaliczono mięsień biodrowo-łędźwiowy, ma za zadanie przyspieszać wymach w przód kończyny dolnej przed fazą przenoszenia oraz na jej początku. Prawidłowa integracja omówionych modułów odpowiada za skoordynowany chód. Badania ukazują, że pacjenci w fazie przewlekłej UM wykorzystują podczas lokomocji mniejszą liczbę modułów mięśniowych, co skorelowane jest z jakością chodu oraz zmniejszeniem prędkości i modulacji chodu oraz zwiększeniem asymetrii pomiędzy długością kroków [65, 66].

W wyniku utraty koordynacji aktywacji mięśni oraz synergii po jednej stronie ciała dochodzi do wytworzenia patologicznych wzorców chodu [63]. Powszechnymi problemami pacjentów po UM są ograniczenia motoryczne w postaci zaburzeń chodu, które wynikają ze zmienionej kontroli motorycznej, powodując kompensacyjne wzorce ruchowe [67]. Zaburzenia chodu są głównym czynnikiem uniemożliwiającym samodzielne wykonywanie codziennych czynności, mającym negatywny wpływ na jakość życia po UM. U około 2/3 pacjentów w początkowym okresie poudarowym obserwuje się deficyty mobilności, a 30% pacjentów po 6 miesiącach od UM nadal nie

potrafi poruszać się samodzielnie [68]. Występowanie zaburzeń motorycznych związane jest z uszkodzeniem regionów motorycznych kory mózgowej i/lub podkorowych szlaków, zaburzając korową kontrolę ruchu. Poudarowe zaburzenia motoryczne charakteryzują się zmniejszoną aktywacją mięśniową, nieprawidłową koaktywacją mięśni, zaburzeniem czaso-przestrzennej koordynacji ruchów, pojawieniem się synergizmów mięśniowych [47]. Po udarze niedokrwiennym mózgu typowy jest chód koszący, który pojawia się na skutek deficytów zgięcia w stawie biodrowym, nadmiernego przeprostu w stawie kolanowym oraz ustawienia stopy w pozycji końskoszpotawej [54]. Upośledzenie chodu związane jest z brakiem propulsji stopy, asymetrycznym obciążeniem kończyn dolnych, niewydolnością niektórych mięśni, głównie mięśnia pośladkowego średniego, strzałkowego, piszczelowego przedniego oraz mięśni kulszowo-goleniowych [69]. Wzorzec chodu często zaburzony jest przez osłabioną siłę zginaczy podszwowych stopy, wówczas reakcją kompensacyjną podczas lokomocji może być bilateralne zwiększenie momentu siły zginaczy stawu biodrowego, w celu przyspieszenia inicjacji fazy przenoszenia. Z osłabieniem zginaczy podszwowych stopy związany jest wzorzec wyprostny w stawie kolanowym. Przerost w stawie kolanowym w fazie podporowej chodu, pojawia się podczas powolnego chodu, w momencie kontaktu przodostopia z podłożem (initial contact), i związany jest z przedłużonym zgięciem podszwowym w stawie skokowym oraz ograniczonym zgięciem w stawie kolanowym podczas fazy przenoszenia. Z kolei przeprost w stawie kolanowym często współwystępuje z ruchem obwodzenia w stawie biodrowym podczas lokomocji [65].

Zmieniona kontrola równowagi oraz przeniesienie ciężaru ciała na stronę pośrednio zajętą, wpływają na asymetrię parametrów czaso-przestrzennych chodu pomiędzy kończynami dolnymi [65]. U pacjentów po UM obserwuje się zmniejszenie prędkości chodu, długości kroków oraz skrócenie fazy przenoszenia (swing phase) po stronie kończyny niedowładnej, wydłużenie fazy pojedynczego podparcia (single support time) po stronie pośrednio zajętej, a także przedłużenie fazy podwójnego podparcia (double support phase). Prędkość chodu determinuje między innymi siła mięśni zginających staw biodrowy oraz prostujących staw kolanowy niedowładnej kończyny dolnej [45]. Opisane zmiany parametrów chodu skorelowane są z zaburzeniami równowagi podczas lokomocji [68]. Upośledzenie chodu związane jest z wysokim ryzykiem upadku, 70% pacjentów doświadcza przynajmniej jednego upadku w ciągu pierwszego roku po UM [68, 70].

Poprawa jakościowa i ilościowa parametrów chodu jest jednym z głównych celów terapii, co skutkuje poprawą mobilności, sprawności fizycznej, jakości życia i uniknięciem wtórnych powikłań [67].

1.4.2. Zaburzenia równowagi po przebytych udarach mózgu

Układ równowagi tworzą błędnie, nerw przedsionkowy, jądra przedsionkowe oraz zespół ośrodków i połączeń między nimi w mózdzku, pniu mózgu, korze mózgu oraz narząd wzroku i receptory czucia głębokiego znajdujące się w stawach, mięśniach, więzadłach, ścięgnach i torebkach stawowych. Nieprawidłowa czynność części lub całości układu równowagi objawia się zaburzeniem balansu ciała [71]. Optymalna kontrola równowagi polega na integracji bodźców wzrokowych, przedsionkowych i somatosensorycznych, które koordynują wzorce aktywacji odpowiednich mięśni. Propriocepcja pełni kluczową rolę w kontroli równowagi, dzięki zdolności do integracji sygnałów czuciowych z różnych mechanoreceptorów w celu określenia pozycji ciała i ruchu w przestrzeni [72]. Zmniejszenie statycznej i dynamicznej równowagi jest jednym z najpowszechniej występującym zaburzeniem motorycznym po UM [73].

Kontrola równowagi związana jest z kontrolą posturalną, która może być zaburzona w wyniku uszkodzeń centralnego układu nerwowego. System kontroli posturalnej regulowany jest przez dystrybucję tonicznej aktywności mięśniowej oraz kompensację wewnętrznych i zewnętrznych zaburzeń równowagi. Kontrola napięcia posturalnego wymaga zaangażowania wyspecjalizowanych obwodów neuronowych oraz udziału włókien mięśniowych wolnokurczliwych, odpornych na zmęczenie. Odpowiednie napięcie posturalne jest integralną częścią każdego ruchu a zaburzenia napięcia mięśniowego mają wpływ na jego wydajność [74]. Kontrola pozycji stojącej polega na utrzymaniu środka ciężkości (center of gravity - CoG) w granicach stabilności. Do oceny stabilności postawy powszechnie wykorzystuje się pomiar przemieszczenia środka nacisku stóp (center of pressure - CoP) [75]. Oscylacje segmentów ciała zdrowej osoby nie przekraczają 1-2 stopni ruchu stawów, a wahania CoP wynoszą około 1-2 centymetrów [74]. U pacjentów z niedowładem widoczna jest asymetria obciążenia kończyn dolnych, z przesunięciem CoP na stronę pośrednio zajętej oraz zwiększeniem kołysania postawy, szczególnie w płaszczyźnie czołowej [75].

Jednym z głównych czynników wpływających na deficyty równowagi po UM jest zaburzenie kontroli tułowia [76]. U zdrowej osoby mięśnie tułowia zaangażowane są

w kontrolę postawy i aktywowane przed ruchem kończyn górnych i dolnych [77]. Aktywacja tułowia jest niezbędna do kontroli dobrowolnych ruchów kończyn górnych, utrzymania pozycji stojącej czy też chodu. Poudarowe zmiany w mózgu zaburzają automatyczne napięcie mięśni osiowych oraz siłę tułowia, szczególnie po stronie objętej niedowładem [75]. Do mięśni stabilizujących tułów i poprawiających kontrolę posturalną należą mięsień poprzeczny brzucha, mięśnie skośne wewnętrzne, mięsień wielodzielny [78] oraz przepona i mięśnie dna miednicy [79]. Badania dowodzą, że wzrost siły i kontroli motorycznej tułowia wpływa pozytywnie na mobilność w częściach dystalnych, na równowagę i chód [54]. Zwiększenie siły i wytrzymałości mięśni głębokich brzucha oraz przepony, poprzez poprawę koordynacji tułowia i kończyn, wpływa na wydłużenie fazy podparcia po stronie niedowładnej oraz fazy przenoszenia po stronie pośrednio zajętej [80].

U około 83% pacjentów po UM występują zaburzenia równowagi, które charakteryzują się krótkim czasem fazy podparcia podczas chodu, asymetrią obciążenia kończyn dolnych oraz mniejszą prędkością chodu, co z kolei zwiększa ryzyko upadków [81]. Lęk przed upadkiem może przyczynić się do unikania aktywności, zwiększenia niepełnosprawności oraz ryzyka ponownego UM. Zaburzenia równowagi mają również wpływ na wykonywanie czynności dnia codziennego, mobilność i jakość życia. Badania wskazują, że wiek, płeć, czas od UM [82], stopień niepełnosprawności, częstość fizjoterapii, siła mięśni kończyn dolnych oraz występowanie depresji mają znaczący wpływ na poziom zaburzeń równowagi [83, 84].

1.5. Fizjoterapia po przebytych udarze niedokrwiennym mózgu

Pacjenci z rozpoznaniem UM powinni zostać objęci specjalistyczną, kompleksową opieką na oddziale udarowym, z dostępem do fizjoterapii [85]. Rehabilitacja najczęściej prowadzona jest przez multidyscyplinarny zespół, którego celem jest poprawa stanu pacjenta, poprzez maksymalizację funkcjonalnej niezależności i uczestnictwa w społeczeństwie, zgodnie z holistycznym podejściem bio-psycho-społecznym zdefiniowanym przez Międzynarodową Klasyfikację Funkcjonowania, Niepełnosprawności i Zdrowia (ICF - International Classification of Functioning, Disability and Health) [41]. Fizjoterapia jest dobrze udokumentowaną i efektywną formą leczenia pacjentów po UM. Badania dowodzą, że zmniejsza śmiertelność, a niska jej jakość lub ograniczony dostęp dla pacjentów unieruchomionych w łóżku zwiększa

ryzyko wtórnych powikłań. Proces fizjoterapii powinien być poprzedzony oceną funkcjonalną pacjenta oraz wyznaczeniem najważniejszych celów terapii [22].

Już w pierwszych tygodniach po UM u pacjentów mało aktywnych, pojawiają się zmiany morfologiczne w układzie mięśniowo-szkieletowym. Najczęściej dotyczą powstawania przykurczów mięśni, obkurczania torebek stawowych, zmniejszenia siły mięśni i zakresu ruchomości stawów, co przekłada się na zaburzenie rekrutacji motorycznej i ograniczenia w wykonywaniu podstawowych czynności dnia codziennego [4]. Aktualnie nie ma konkretnych wytycznych odnośnie czasu rozpoczęcia rehabilitacji po UM. Rekomenduje się jak najwcześniejszą mobilizację pacjenta, nawet w ciągu 24 godzin po incydencie udarowym, pod obligatoryjnym warunkiem ustabilizowania stanu ogólnego pacjenta [86]. Nie zaleca się jednak stosowania bardzo intensywnej rehabilitacji w pierwszej dobie, gdyż może to zmniejszyć szansę na korzystne rokowania po 3 miesiącach [85]. Nieco inne spostrzeżenia wynikają z japońskiego badania przeprowadzonego przez Otokita i wsp. [87], w którym zanotowano lepsze wyniki w zmodyfikowanej Skali Rankina przy wypisie ze szpitala, u pacjentów którzy rozpoczęli rehabilitację w pierwszej i drugiej dobie hospitalizacji, w porównaniu do pacjentów, u których proces rehabilitacji rozpoczęto w trzecim i kolejnym dniu. Wczesna aktywność pacjenta może zapobiegać negatywnym powikłaniom ze strony układu mięśniowo-szkieletowego, krążeniowo-oddechowego i odpornościowego, które pojawiają się najczęściej w ostrej fazie UM u pacjentów całkowicie nieaktywnych. Jednakże, mobilizacja przed upływem 24 godzin może nieść za sobą potencjalne niebezpieczeństwo uszkodzenia obszaru penumbry, w wyniku zmniejszonego przepływu krwi w pozycji uniesionej głowy oraz zwiększenia ciśnienia krwi związanego z aktywnością ruchową. Istnieją szczególne obawy wczesnej mobilizacji u pacjentów z krwotokiem śródmózgowym oraz po udarze niedokrwiennym mózgu leczonych trombolitycznie [88].

We wczesnej fazie UM, ze względu na charakter wiotki napięcia mięśniowego, kluczowe jest stosowanie prawidłowych pozycji ułożeniowych w łóżku i częsta zmiana pozycji ciała, aby zapobiegać powstawaniu odleżyn i innych patologii [89]. W pozycji leżenia tyłem, barki i biodra pacjenta powinny być wysunięte, kończyna górna bezpośrednio zajęta podparta na poduszce, ramię odwiedzone i zrotowane na zewnątrz, staw łokciowy ugięty a palce rozwarte. W przypadku prowokowania dolegliwości bólowych i ograniczonego zakresu ruchu, kończyna górna może być wyprostowana w stawie łokciowym, ręka skierowana w dół lub w górę, palce rozwarte. Pod stawem biodrowym i kolanowym powinna być umieszczona poduszka, kończynę dolną ustawia

się w rotacji wewnętrznej w stawie biodrowym. Stosuje się również pozycje ułożeniowe na boku, zarówno pośrednio, jak i bezpośrednio zajętych. Podczas zmiany pozycji pacjenta należy zwracać szczególną uwagę na porażony/niedowładny bark, ze względu na ryzyko jego zwinięcia. Niezbędne jest wykonywanie kilka razy dziennie ćwiczeń oddechowych, które w połączeniu z pozycjami drenażowymi, zapobiegają powikłaniom płucnym [90]. Zaleca się stosowanie progresji ćwiczeń obejmujących wszystkie stawy, zaczynając od ruchów biernych, a następnie ćwiczeń wspomaganych, czynnych i czynnych z oporem [91]. Jeśli nie ma przeciwwskazań pionizację pacjenta można rozpocząć już w 2-3 dobie [86].

Skuteczna rehabilitacja poudarowa polega na intensywnym, powtarzalnym i ukierunkowanym na zadaniach treningu [92]. Uzyskanie niezależności funkcjonalnej oraz poprawy chodu możliwe jest poprzez fizjoterapię, która we wczesnym stadium choroby powinna być prowadzona co najmniej dwa razy dziennie, przez godzinę [15]. Fizjoterapeuci powinni korzystać z różnych metod terapeutycznych, z uwzględnieniem potrzeb i możliwości pacjenta [93]. Ewaluację wyników terapii należy przeprowadzać cyklicznie, biorąc po uwagę ocenę struktury, funkcji i aktywności zgodnie z ICF [86]. Zaleca się, aby przed wypisem ze szpitala u wszystkich pacjentów po UM wykonać ocenę zdolności do wykonywania codziennych czynności, zdolności komunikacyjnych oraz mobilności funkcjonalnej [85].

1.5.1. Klasyczne metody fizjoterapii po udarze mózgu

W fizjoterapii poudarowej wykorzystuje się różne specjalistyczne terapie oparte na metodach neurofizjologicznych, których skuteczność została potwierdzona naukowo. Jedną z szeroko stosowanych metod, u pacjentów po udarze niedokrwiennym mózgu, jest metoda propioceptywnego torowania nerwowo-mięśniowego (PNF - Proprioceptive Neuromuscular Facilitation) [94], która promuje motoryczne uczenie się, kontrolę motoryczną, siłę i mobilność [4]. Filozofia PNF opiera się na podejściu zintegrowanym, koncertując się na człowieku jako całości, a nie na pojedynczych segmentach ciała. Proces terapii ma na celu mobilizację niewykorzystanego potencjału możliwości pacjenta, kierując się zasadą pozytywnego nastawienia, propagując posiadane przez pacjenta zdolności fizyczne i psychiczne [95]. Koncepcja ta opiera się na multisensorycznej stymulacji i wielopłaszczyznowych wzorcach ruchowych o charakterze diagonalnym z uwzględnieniem komponenty rotacyjnej. Metoda PNF

bazuje na plastyczności układu nerwowego, którą pobudza się przez aktywizowanie proprioceptorów zlokalizowanych w stawach, mięśniach i więzadłach [15, 96]. Głównym celem jest kształtowanie ruchów funkcjonalnych przez torowanie, hamowanie, wzmacnianie lub relaksacje odpowiednich grup mięśniowych, dzięki wykorzystaniu specjalistycznych technik, wywołujących skurcz mięśni koncentryczny, ekscentryczny, izometryczny lub ich kombinacje. Zaleca się rozpoczynanie procedur PNF od szyi i tułowia, przechodząc do kończyn górnych i dolnych, kierując się od stawów proksymalnych do dystalnych. Stosuje się zasadę równomiernego pobudzania mięśni agonistycznych jak i antagonistycznych oraz naukę ruchów odwracalnych (na przykład przejścia z pozycji siedzącej do stojącej, i odwrotnie) [97]. Kontrola motoryczna kształtowana jest dzięki wykorzystaniu pewnych zasad, takich jak kontakt manualny, pozycja ciała, rozciąganie, opór manualny, irradycja, synchronizacja ruchu, wzorce ruchowe, wskazówki wizualne i informacje werbalne [98]. Charakterystyczna dla koncepcji PNF zasada irradycji jest skuteczną formą wzmacniania mięśni, które z powodu porażenia lub niedowładu nie mogą być bezpośrednio ćwiczone. Mechanizm irradycji polega na stymulowaniu silnych grup mięśniowych, w celu wywołania aktywacji mięśni osłabionych, poprzez zastosowanie odpowiednich wzorców ruchowych i technik [95].

Drugą metodą wykorzystywaną w terapii pacjentów po UM jest NDT-Bobath (NeuroDevelopmental Treatment Bobath), która opiera się na stymulacji sensorycznej, doświadczeniu i uczeniu się, co nieustannie modyfikuje układ nerwowy i występuje naturalnie w całym życiu człowieka [86]. Celem tej koncepcji jest identyfikacja oraz analiza czynników uniemożliwiających wykonywanie czynności funkcjonalnych i utrudniających uczestnictwo w życiu codziennym oraz indywidualny dobór terapii ukierunkowanej na ich przywrócenie, z jak największym czynnym udziałem pacjenta [99, 100]. Metoda Bobath ma na celu odtworzenie utraconych przez pacjenta funkcji, poprzez uzyskanie kontroli posturalnej oraz ruchu selektywnego [89], dzięki technikom facylitacyjnym, które mają za zadanie torowanie ruchu fizjologicznego oraz technikom hamującym - eliminującym ruchy patologiczne [86]. W metodzie tej, nie promuje się mechanizmów kompensacyjnych, aby nie zaburzać reedukacji motorycznej [101]. Metoda ta dysponuje szeregiem narzędzi do pracy z pacjentem ze spastycznością, która związana jest z zespołem uszkodzenia górnego motoneuronu [102]. Terapia ukierunkowana jest na normalizację napięcia mięśniowego oraz wywoływanie reakcji równoważnych w sytuacjach życia codziennego. Kluczowymi punktami kontroli

manualnej, którymi posługuje się terapeuta w pracy z pacjentem są miednica, barki, stawy biodrowe oraz głowa [103]. Poszczególne interwencje wprowadza się stopniowo, z uwzględnieniem poziomu trudności zadania, rozpoczynając od selektywnych ruchów stawu biodrowego i/lub kolanowego, stawu skokowego i ramiennego, następnie przechodząc do rozciągania mięśnia najszerzego grzbietu oraz ćwiczeń mobilizujących tułów, poprzez ruchy przetaczania oraz mostkowania (unoszenie bioder w leżeniu tyłem). W pozycji siedzącej pacjent ćwiczy przenoszenie ciężaru ciała oraz ruchy sięgania na obydwie strony, wykonuje ruchy przetaczania miednicy. W następnej kolejności terapia koncentruje się na zmianie pozycji ciała z siedzenia do stania oraz reedukacji chodu. W NDT-Bobath dużą uwagę przywiązuje się do edukacji pacjenta oraz zaangażowania opiekunów w proces terapii [99].

Szeroko stosowaną metodą w rehabilitacji poudarowej jest terapia wymuszenia ruchu (Constraint-Induced Movement Therapy - CIMT), która poprawia funkcje motoryczne kończyny niedowładnej, wymuszając posługiwanie się nią, poprzez unieruchomienie kończyny pośrednio zajętej [5]. CIMT opiera się na terapii zorientowanej na powtarzalnych zadaniach, które przenoszone są na czynności życia codziennego, co stanowi główny cel tej metody [104]. Podstawowy protokół terapii wymuszenia ruchu składa się z trzech komponentów. Pierwszy element, którego celem jest poprawa sprawności zadaniowej niedowładnej kończyny górnej, uzyskiwany jest poprzez intensywny, progresywny trening do sześciu godzin dziennie przez dwa tygodnie. W następnej kolejności pośrednio zajęta kończynę górną umieszcza się w rękawicy, tak aby promować posługiwanie się kończyną niedowładną przez 90% czasu dziennie. Trzecią składową jest zastosowanie technik behawioralnych w celu przeniesienia wypracowanych w warunkach klinicznych umiejętności do środowiska, w którym żyje pacjent [105].

Do poprawy funkcji motorycznych po UM wykorzystuje się także terapię lustrzaną (Mirror Therapy - MI). Podczas terapii pomiędzy kończyny górne lub dolne umieszcza się lustro, w którym pacjent obserwując ruch kończyny pośrednio zajętej uzyskuje złudzenie prawidłowego ruchu kończyny niedowładnej [106, 107]. W procedurze bilateralnej pacjent stara się poruszać niedowładną kończyną, naśladując ruch drugiej kończyny [108]. W wyniku takiej interwencji pobudzone są różne obszary mózgu odpowiedzialne za planowanie ruchu, czucie i ból [106]. Jednoznaczny mechanizm pobudzania neuroplastyczności w terapii lustrzanej nie został poznany. Jednym z nich jest pobudzanie neuronów lustrzanych, które aktywowane są podczas

obserwacji ruchu i jego odtwarzania. Pomagają one w reorganizacji uszkodzonego obszaru mózgu oraz w przywracaniu kontroli motorycznej [62]. Neurony lustrzane znajdują się w różnych obszarach mózgu, pierwotnie odkryto ich obecność w obszarze brzusznej kory przedruchowej oraz dolnym płacie ciemieniowym, obecnie wiemy, że występują również w grzbietowym obszarze kory przedruchowej, pierwszorzędowej korze ruchowej, mózdzku, dodatkowej korze ruchowej i przyśrodkowym płacie skroniowym [109]. Uważa się, że dzięki aktywacji układu neuronów lustrzanych dochodzi do pobudzenia kory ruchowej. Inne hipotezy mechanizmu terapii lustrzanej zakładają rekrutację ipsilateralnych ścieżek motorycznych oraz aktywację sieci motorycznych poprzez iluzoryczny obraz aktywnej niedowładnej kończyny [108]. Lustrzane sprzężenie zwrotne może indukować neuroplastyczność w pierwotnej korze ruchowej, korze przedruchowej oraz korze somatosensorycznej. Wykazano istotną poprawę w funkcji ręki oraz większą samodzielność w wykonywaniu czynności dnia codziennego u pacjentów po UM, u których połączono terapię konwencjonalną z MI [110].

1.5.2. Nowoczesne technologie stosowane w neurorehabilitacji

Wykorzystywanie obiektywnych metod pomiarowych w fizjoterapii neurologicznej jest niezbędne w monitorowaniu zmian stanu pacjenta, poprawie komunikacji interpersonalnej i zwiększeniu efektywności leczenia [111]. Stosowanie ilościowych i instrumentalnych ocen kontroli motorycznej sprzyja tworzeniu skutecznych interwencji terapeutycznych, dostosowanych indywidualnie, aby zmaksymalizować możliwości powrotu funkcji motorycznych [112]. Rekomenduje się zastosowanie zrobotyzowanej rehabilitacji poudarowej w celu poprawy funkcji motorycznych, w tym chodu i siły mięśniowej. Nadal jednak brakuje dokładnych wytycznych, co do czasu i częstotliwości sesji terapeutycznych. Wprowadzenie rehabilitacji robotycznej do standardowych protokołów leczenia wydaje się być przyszłością rehabilitacji poudarowej [113]. Badacze z dziedziny neurorehabilitacji proponują zastosowanie tych urządzeń nie tylko do wspomagania terapii, ale również do pomiaru efektów rehabilitacji. Roboty stanowią alternatywną metodę obiektywnej, rzetelnej, efektywnej czasowo oceny klinicznej. Za pomocą urządzeń zrobotyzowanych można uzyskać ustandaryzowane protokoły oceny klinicznej, w powtarzalnych warunkach [114].

Wartościową metodą stosowaną do analizy i oceny sprawności motorycznej pacjentów ze schorzeniami neurologicznymi, jest powierzchniowa elektromiografia (surface electromyography - sEMG). EMG jest dobrze znanym narzędziem diagnostycznym wykorzystywanym do identyfikacji zaburzeń neurologicznych i oceny funkcji motorycznych. Sygnały EMG dostarczają informacji o strategiach aktywacji mięśni i synergii mięśniowych. Rozwój nowych technologii umożliwił zastosowanie sEMG w urządzeniach inżynierskich [115]. Sygnały EMG wykorzystywane są do kontroli egzoskieletów stosowanych w rehabilitacji neurologicznej [112].

W celu przywrócenia zdolności motorycznych porażonych i niedowładnych kończyn po UM wykorzystuje się między innymi, funkcjonalną elektryczną stymulację (Functional Electrical Stimulation - FES), która wspomaga ruchy funkcjonalne, niezbędne do wykonywania czynności dnia codziennego. Badania ukazują istotny wpływ FES na poprawę zgięcia grzbietowego stawu skokowo-goleniowego u pacjentów z opadającą stopą, co przekłada się na sprawniejszą lokomocję. Istotnym kierunkiem badań i zastosowań FES jest jej integracja z interfejsem mózg - komputer (Brain-Computer Interface - BCI), dzięki której możliwa jest większa stymulacja neuroplastyczności oraz fizjoterapia pacjentów w ciężkim przebiegu udaru [116]. Stymulacja nerwowo-mięśniowa (Neuromuscular Stimulation - NMES) wyzwalana elektromiogramem jest zabiegiem, który łączy FES, biofeedback i ćwiczenia. Dzięki takiej kombinacji urządzenie jest zdolne do torowania ruchu niedowładnej kończyny przez powtarzalne i inicjowane przez pacjenta ćwiczenia. Stymulacja wyzwalana elektromiogramem wymaga zaangażowania kory motorycznej, dopiero po osiągnięciu przez pacjenta z góry określonego progu skurczu mięśniowego, wyzwalana jest elektryczna stymulacja [117].

Nowoczesną i innowacyjną techniką stosowaną w neurorehabilitacji jest trening robotyczny sterowany EMG. Roboty rehabilitacyjne wykorzystujące reaktywną elektromiografię wychwytyją sygnał EMG z mięśni pacjenta i na tej podstawie wspomagają dany ruch. Czynny udział pacjenta podczas aktywnego sterowania motorycznego, przyczynia się do istotnie większej aktywacji sieci sensomotorycznej, w porównaniu do ruchu wykonywanego biernie [118].

Ogólna definicja robota rehabilitacyjnego mówi, że jest to reprogramowalna, elastyczna platforma, która umożliwia fizyczną interakcję robota z pacjentem oraz manipulację przez robota elementami ciała pacjenta w celach terapeutycznych. Wprowadzenie robotów do klasycznej fizjoterapii ma wiele korzyści, między innymi:

większa powtarzalność parametrów ćwiczeń, możliwość ćwiczeń w dynamicznym odciążeniu oraz wspomaganie przez robota zamiaru ruchu pacjenta, potencjalnie lepsze wykorzystanie zdolności neuroplastycznych mózgu i szybsze motoryczne uczenie się, zwiększenie motywacji pacjenta do ćwiczeń. Ze względu na różnorodność deficytów motorycznych, długi czas trwania terapii pacjentów z zaburzeniami neurologicznymi, urządzenia robotyczne wspomagające fizjoterapię mają szerokie zastosowanie [119]. Paradygmaty treningu wspomaganego robotem mają swoje korzenie w teoriach uczenia motorycznego. Nabywanie umiejętności motorycznych obejmuje integrację informacji czuciowych i ruchowych, która pojawia się podczas ćwiczeń i ostatecznie prowadzi do fizjologicznego wzorca, co skutkuje dokładnymi, spójnymi i zręcznymi ruchami [120]. Badania dowodzą, że systemy robotyczne mogą ułatwiać rekonwalescencję po UM, pobudzając mechanizmy plastyczności mózgu i remodulacji połączeń neuronalnych [121].

Rehabilitacja z wykorzystaniem systemów robotycznych ma istotny wpływ na poprawę chodu pacjentów po UM. Wśród urządzeń robotycznych stosowanych w rehabilitacji chodu u pacjentów ze schorzeniami neurologicznymi można wyróżnić systemy stacjonarne, urządzenia typu overground walking systems oraz aktywne egzoszkielety. Systemy stacjonarne składają się z umocowanych struktur połączonych z ruchomą platformą i korzystają z systemu odciążającego ciało (Body Weight Support - BWS). Innym typem urządzeń stacjonarnych są roboty z programowalną podstawą stóp, tak zwane end-effectors, w których inicjacja chodu następuje od stopy. Systemy overground walking wykorzystują ruchy pacjenta i kontrolują poruszanie się przez sterowaną przez robota bazę. Przystosowane są do chodzenia po płaskich powierzchniach, pod nadzorem fizjoterapeuty. Ostatnim typem urządzeń robotycznych są aktywne egzoszkielety (wearable robotic walking devices) umożliwiające również naukę chodzenia po schodach [12]. Egzoszkielet jest rodzajem konstrukcji mechaniczno-elektrycznej, przypominającej kombinezon, która umieszczana jest na ciele pacjenta, w celu wspomaganie ruchu. Znajduje on zastosowanie zarówno w reedukacji chodu, jak i w usprawnianiu kończyn górnych [122, 123]. Istnieją różne strategie kontroli między robotem a pacjentem, między innymi sterowanie położeniem, sterowanie sygnałem siły oraz sterowanie biologicznym sygnałem medycznym. Metodą kontroli pozycji jest kontrola trajektorii ruchu, która napędza kończyny dolne do chodzenia w ustalonym trybie. Z kolei kontrola sygnału siły bazuje na interakcji generowanych przez kończyny skurczów mięśniowych z mechaniczną strukturą. Jeszcze inną możliwością jest interakcja

robota rehabilitacyjnego z pacjentem za pomocą sygnałów elektromiografii powierzchniowej [124].

Przykładem egzozszkieletu stosowanego w fizjoterapii jest robot stacjonarny Locomat (Hocoma, Switzerland) wspomagający funkcję chodu pacjentów z niedowładem, który łączy zautomatyzowaną ortezę kończyn dolnych z bieżnią i systemem odciążającym ciało [125]. Urządzenie umożliwia torowanie symetrycznego wzorca chodu przez komponenty biodra i kolana, za pomocą egzozszkieletu sterowanego przez programowalne siłowniki [126]. Dysponuje on szeregiem funkcji, dzięki którym wartość parametrów chodu można dostosować indywidualnie do pacjenta, między innymi stopień odciążenia ciała, siłę prowadzenia ruchu, prędkość chodu [127]. Dodatkowe właściwości posiada robot G-EO System (Reha-Technology, Switzerland), który służy do zrobotyzowanego chodu z wykorzystaniem technologii end-effector, umożliwiając również symulację wchodzenia i schodzenia ze schodów [128, 129]. Z kolei egzozszkielet Ekso (Ekso Bionics, USA), zaprojektowany do noszenia kombinezon bioniczny, poza reedukacją chodu po płaskiej, twardej powierzchni, umożliwia również wstawanie z krzesła oraz siadanie [130, 131, 132]. Podobne funkcjonalności posiada egzozszkielet ExoAtlet Medy (ExoAtlet Asia Co., Ltd., Seoul, Korea) wykorzystywany do treningu chodu, dzięki wspomaganiam i kontroli ruchów stawów biodrowych i kolanowych. Jest to egzozszkielet, z możliwością indywidualnej regulacji prędkości chodu oraz długości kroku [133]. Jeszcze nowszą generację wykorzystuje robot Hybrid Assistive Limb (HAL; Cyberdyne, Tsukuba, Japan) opracowany w oparciu o teorię interaktywnego biofeedbacku. Urządzenie, dzięki połączeniu z powierzchniowym EMG, kontroluje chód pacjenta na podstawie sygnałów bioelektrycznych inicjowanych przez aktywność mięśni zginaczy i prostowników stawu biodrowego i kolanowego (każdy staw w kończynie dolnej prawej jak i lewej kontrolowany i wspomagany oddzielnie), a następnie przekazuje informację o wykonanym ruchu do mózgu, w drodze sensorycznej informacji zwrotnej [134, 135, 136, 137]. Egzozszkielet HAL wykorzystuje innowacyjną technologię, w której człowiek i maszyna tworzą jeden system, dzięki połączeniu mechanicznemu i elektronicznemu [138].

W fizjoterapii znajdują zastosowanie również roboty stacjonarne, których celem jest poprawa siły i wytrzymałości mięśni oraz mobilności i koordynacji. Zaburzenia neurologiczne pojawiające się po UM często prowadzą do zmniejszenia lub braku aktywności mięśni, szczególnie w obszarze stawu skokowo-goleniowego i kolanowego, w związku z tym opracowano wiele systemów specjalizujących się w przywracaniu

funkcji wymienionych stawów [139, 140]. Do rehabilitacji stawu skokowo-goleniowego zaprojektowano między innymi robot Anklebot (Interactive Motion Technologies, Watertown, MA) posiadający dwa stopnie swobody ruchu (zgięcie grzbietowe i podeszwowe oraz ruchy inwersji i ewersji stawu). Z jego pomocą istnieje możliwość izolowanego treningu stawu skokowo-goleniowego, jak i połączenia kontroli stawu z treningiem lokomocji na bieżni [141, 142]. Z racji dużej masy oraz rozmiaru bardziej użytecznym urządzeniem, lżejszym i przenośnym jest Elektro-hydrauliczna orteza stawu skokowo-goleniowego (electro-hydraulic ankle-foot orthosis - EHO) [143].

Dużym wyzwaniem w rehabilitacji poudarowej jest także poprawa funkcji motorycznej kończyny górnej, której upośledzenie znacznie ogranicza wykonywanie czynności dnia codziennego. W zależności od części kończyny, na której w danym momencie skoncentrowana jest terapia, wykorzystuje się roboty przeznaczone do ćwiczeń unilateralnych lub bilateralnych stawu ramiennie-łopatkowego, stawu łokciowego, stawów nadgarstka czy też ręki. Dzięki różnym strategiom sterowania, roboty kończyn górnych mogą wspomagać ruch pacjenta w zróżnicowanych trybach. Możliwy jest ruch bierny, w którym robot porusza ramieniem pacjenta, tryb aktywnego wspomaganie ruchu przez robota, w przypadku osłabionej siły mięśniowej w danym zakresie ruchu oraz tryb oporowy, w którym pacjent wykonuje ruch przeciwko sile wyzwalanej przez robota. Kolejną opcją jest trening angażujący obydwie kończyny górne, w którym robot wspomaga ruch niedowładnej kończyny górnej, odwzorowując czynny ruch kończyny pośrednio zajętej [144]. Bilateralny trening kończyn górnych z rytmicznymi wskazówkami słuchowymi (Bilateral Arm Training with Rhythmic Auditory Cueing - BATRAC) jest skuteczną formą terapii ukierunkowanej na poprawę funkcjonalną niedowładnej kończyny. Opiera się na zasadach motorycznego uczenia oraz stymulowania neuroplastyczności na drodze międzykończynowego sprzężenia nerwowego [145]. Kompleksową rehabilitację kończyny górnej można osiągnąć przez zastosowanie ergonomicznego robota ArmeoPower (HocomaAG, Volketswil, Switzerland), który umożliwia intensywny, zorientowany na zadaniach trening kończyny górnej w trójwymiarowej przestrzeni [146]. Przykładem urządzenia, które łączy trening kończyn górnych i dolnych jest Pegaso (Biotech Srl, Bologna, Italy) - zmotoryzowany ergometr rowerowy z funkcjonalną stymulacją elektryczną. Urządzenie to wyposażone jest w elektroniczny system kontroli, który rozpoznaje poziom wysiłku mięśniowego, dzięki czemu może dostosować intensywność stymulacji elektrycznej, a co za tym idzie poziom trudności ćwiczenia indywidualnie do pacjenta [147, 148].

Terapia z wykorzystaniem robotów łączona jest również z innymi formami rehabilitacji, na przykład z wirtualną rzeczywistością (ang. Virtual Reality - VR) [122]. VR wykorzystuje specjalistyczne oprogramowanie komputerowe, które stwarza rzeczywiste otoczenie, w którym pacjent wykonuje różnorodne czynności funkcjonalne. Dzięki biologicznemu sprzężeniu zwrotnemu pacjent jest informowany o poprawności wykonanego ćwiczenia, co zwiększa jego motywację do terapii. W wirtualnej terapii możemy wyróżnić dwie rzeczywistości: immersyjną i nieimmersyjną. W rzeczywistości immersyjnej pacjent ćwiczy z wykorzystaniem specjalnych gogli, które odzwierciedlają otoczenie w trójwymiarze. Czujniki zamontowane na goglach i na kończynach pacjenta wysyłają informacje do komputera o położeniu głowy i kończyn, które automatycznie zamieniane są na ruchy w wirtualnym świecie. Natomiast w rzeczywistości nieimmersyjnej pacjent nie jest odizolowany od otoczenia, znajduje się przed monitorem, na którym wyświetlany jest obraz 3D. Czujniki zamontowane na kończynach rejestrują ruchy pacjenta, które w następnej kolejności są prezentowane na ekranie [2, 149].

Innowacyjnym rozwiązaniem w terapii kończyny górnej jest połączenie immersyjnej VR ze specjalną rękawicą HandTutor© współdziałającą z oprogramowaniem Meditouch©. Rękawica wyposażona jest w system czujników zlokalizowanych z przodu i z tyłu, które rejestrują ruch stawów śródrečznopaliczkowych oraz międzypaliczkowych i stawów nadgarstka, podczas selektywnych ruchów koniecznych do realizacji zadań w VR [150]. Połączenie konwencjonalnej terapii kończyn górnych po UM z terapią w środowisku wirtualnym przynosi lepsze wyniki niż sama konwencjonalna terapia [151]. Uważa się, że VR pobudza system neuronów lustrzanych poprzez stymulację wzrokowo-ruchową [152]. Połączenie terapii zrobotyzowanej z VR może również pozytywnie wpływać na poprawę funkcji poznawczych i samopoczucie psychiczne pacjentów z przewlekłym UM, dzięki złożonej interakcji między ruchem a funkcjami poznawczymi [153].

Kluczowym aspektem w skuteczności terapii z wykorzystaniem robotów rehabilitacyjnych jest interakcja robota z pacjentem, którą można kierować i ulepszać poprzez biologiczne sprzężenie zwrotne, tak zwany biofeedback. W terapii chodu po UM najczęściej wykorzystuje się biofeedback oparty na wskaźnikach EMG [154]. Robot Luna EMG jest urządzeniem medycznym, wykorzystującym w terapii reaktywną elektromiografię, zaprojektowanym głównie do kompleksowej rehabilitacji pacjentów ze schorzeniami neurologicznymi, zmagającymi się z osłabieniem siły mięśniowej, zaburzeniami motorycznymi, problemami z lokomocją [155]. Ćwiczenia oraz ewaluacja

wyników terapii przy użyciu robota Luna EMG opierają się na wykorzystaniu elektromiogramu, zintegrowanego czujnika momentu obrotowego oraz pomiarów pozycji stawów. Dzięki wymienionym mechanizmom, robot Luna EMG pozwala na kliniczną ocenę rekrutacji i aktywacji jednostek motorycznych mięśni, pomiar siły mięśniowej, zakresu ruchomości oraz ocenę spastyczności podczas ruchu biernego [156].

Istnieje niewiele publikacji oceniających skuteczność robota Luna EMG w fizjoterapii pacjentów po UM. Olczak wraz ze wsp. [158] wykorzystali robot Luna EMG, jako narzędzie diagnostyczne, do oceny napięcia mięśnia długiego szyi oraz mostkowo-obojczykowo-sutkowego podczas badania równowagi, u pacjentów po UM oraz osób zdrowych zakwalifikowanych do grupy kontrolnej. Badania wykazały zwiększone napięcie mięśni u pacjentów poudarowych, w porównaniu do osób zdrowych. Z kolei Lewandowska-Sroka i Stabrawa ze wsp. [118] zastosowali w swoich badaniach robot Luna EMG jako narzędzie terapeutyczne, do ćwiczeń kończyny dolnej u pacjentów po udarze niedokrwiennym mózgu, wykazując istotną poprawę w redukcji spastyczności i wzroście obwodu uda, nie zanotowano jednak różnic istotnych statystycznie pomiędzy badanymi grupami w wynikach testu TUG, po zastosowanej terapii.

Szeroki wachlarz możliwości diagnostyki i terapii z wykorzystaniem robota Luna EMG, a zarazem brak wystarczających danych na temat jego skuteczności w terapii pacjentów po udarze niedokrwiennym mózgu, szczególnie w zakresie prędkości chodu, równowagi i aktywności mięśniowej, stało się motywacją do podjęcia badań w tym obszarze.

2. CEL PRACY

Celem badań była ocena wpływu treningu bezpośrednio zajętej kończyny dolnej z wykorzystaniem robota Luna EMG na aktywność mięśniową, równowagę i prędkość chodu pacjentów po udarze niedokrwiennym mózgu.

2.1. Pytania badawcze

Na podstawie sformułowanego celu postawiono następujące pytania badawcze:

1. Czy i w jaki sposób program usprawniania, połączony z treningiem z wykorzystaniem robota Luna EMG, wpływa na aktywność mięśnia dwugłowego uda i mięśnia prostego uda bezpośrednio zajętej kończyny dolnej u pacjentów po udarze niedokrwiennym mózgu?
2. Czy i w jaki sposób program usprawniania, połączony z treningiem z wykorzystaniem robota Luna EMG, wpływa na równowagę u pacjentów po udarze niedokrwiennym mózgu?
3. Czy i w jaki sposób program usprawniania, połączony z treningiem z wykorzystaniem robota Luna EMG, wpływa na prędkość chodu u pacjentów po udarze niedokrwiennym mózgu?
4. Czy i w jaki sposób wprowadzenie treningu z wykorzystaniem robota Luna EMG do programu usprawniania, wpływa na siłę mięśni zginaczy i prostowników stawu kolanowego kończyny dolnej bezpośrednio zajętej u pacjentów po udarze niedokrwiennym mózgu?
5. Czy i w jaki sposób program usprawniania, połączony z treningiem z wykorzystaniem robota Luna EMG, wpływa na zakres ruchu w stawie kolanowym kończyny dolnej bezpośrednio zajętej u pacjentów po udarze niedokrwiennym mózgu?

2.2. Hipotezy badawcze

W oparciu o pytania badawcze postawiono następujące hipotezy:

1. Program usprawniania, połączony z treningiem z wykorzystaniem robota Luna EMG, wpływa na zwiększenie aktywności mięśnia dwugłowego uda i mięśnia prostego uda bezpośrednio zajętej kończyny dolnej u pacjentów po udarze niedokrwiennym mózgu w porównaniu z terapią według powszechnie stosowanego programu usprawniania.
2. Program usprawniania, połączony z treningiem z wykorzystaniem robota Luna EMG, wpływa na poprawę równowagi ocenianej według skal BBS, PASS i TIS u pacjentów po udarze niedokrwiennym mózgu w porównaniu z terapią według powszechnie stosowanego programu usprawniania.
3. Program usprawniania, połączony z treningiem z wykorzystaniem robota Luna EMG, wpływa na poprawę prędkości chodu ocenianego testami TUG i 10 MWT u pacjentów po udarze niedokrwiennym mózgu w porównaniu z terapią według powszechnie stosowanego programu usprawniania.
4. Program usprawniania, połączony z treningiem z wykorzystaniem robota Luna EMG, wpływa na poprawę siły mięśni zginaczy i prostowników stawu kolanowego kończyny dolnej bezpośrednio zajętej u pacjentów po udarze niedokrwiennym mózgu w porównaniu z terapią według powszechnie stosowanego programu usprawniania.
5. Program usprawniania, połączony z treningiem z wykorzystaniem robota Luna EMG, wpływa na poprawę zakresu ruchomości w stawie kolanowym kończyny dolnej bezpośrednio zajętej u pacjentów po udarze niedokrwiennym mózgu w porównaniu z terapią według powszechnie stosowanego programu usprawniania.

3. MATERIAŁ I METODY BADAŃ

3.1. Materiał badań

W procesie rekrutacji prowadzonym od maja do grudnia 2022 roku, do badań przystąpiło 150 pacjentów po przebytych UM przebywających w Oddziale Rehabilitacji Neurologicznej Niepublicznego Zakładu Opieki Zdrowotnej "Rehstab" w Limanowej. Z powodu niespełnienia kryteriów włączenia, wykluczono 88 pacjentów. Do badań zakwalifikowano 62 pacjentów, w tym 34 kobiety (55%) i 28 mężczyzn (45%), w przedziale wiekowym 65-86 lat, po przebytych udarze niedokrwiennym mózgu. Charakterystykę grupy badanej przedstawia tabela 1. Do udziału w projekcie, badani kierowani byli przez lekarzy prowadzących, specjalistów rehabilitacji oraz neurologii po wstępnej kwalifikacji, wykluczającej chorych z przeciwwskazaniami do planowanej formy usprawniania. Do badań włączono pacjentów z napięciem mięśniowym bez cech spastyczności lub z maksymalnym wynikiem w skali Ashworth'a 1+.

Pacjenci zostali losowo przydzieleni do jednej z dwóch grup:

- Grupy eksperymentalnej, która została poddana 4 tygodniowej terapii bezpośrednio zajętej kończyny dolnej z wykorzystaniem robota Luna EMG, która odbywała się 3 razy w tygodniu po 20 minut oraz rehabilitacji zgodnie z powszechnie stosowanym programem usprawniania po UM. Całkowity czas terapii wynosił 2 godziny dziennie, 6 razy w tygodniu przez okres 4 tygodni.
- Grupy kontrolnej, która została poddana rehabilitacji według powszechnie stosowanego programu usprawniania po UM. Całkowity czas terapii wynosił 2 godziny dziennie, 6 razy w tygodniu, przez okres 4 tygodni.

Tabela 1. Charakterystyka badanych grup

	Grupa eksperymentalna	Grupa kontrolna
n	31	31
Płeć kobiety/mężczyźni	19/12	15/16
Wiek (średnia \pm SD) [lata]	73,0 \pm 5,8	73,4 \pm 5,9
Masa ciała (średnia \pm SD) [kilogramy]	76,3 \pm 16,8	76,9 \pm 16,1
Wysokość ciała (średnia \pm SD) [centymetry]	162,7 \pm 10,4	166,9 \pm 8,1
Czas od wystąpienia UM (średnia \pm SD) [tygodnie]	5,5 \pm 2,8	6,0 \pm 2,9
Niedowładna strona (lewa/prawa)	13/18	17/14

Każdy pacjent włączony do badania podpisał formularz świadomej zgody na udział w projekcie badawczym. Wszyscy badani zostali poinformowani o przebiegu badań, o ich celu oraz o możliwości rezygnacji w każdym momencie ich trwania. Na realizację badań uzyskano zgodę Komisji Bioetycznej o nr 156/KBL/OIL/2022 z dnia 27.05.2022 roku. Protokół badań przedstawiono na rycinie 1.

3.1.1. Kryteria włączenia

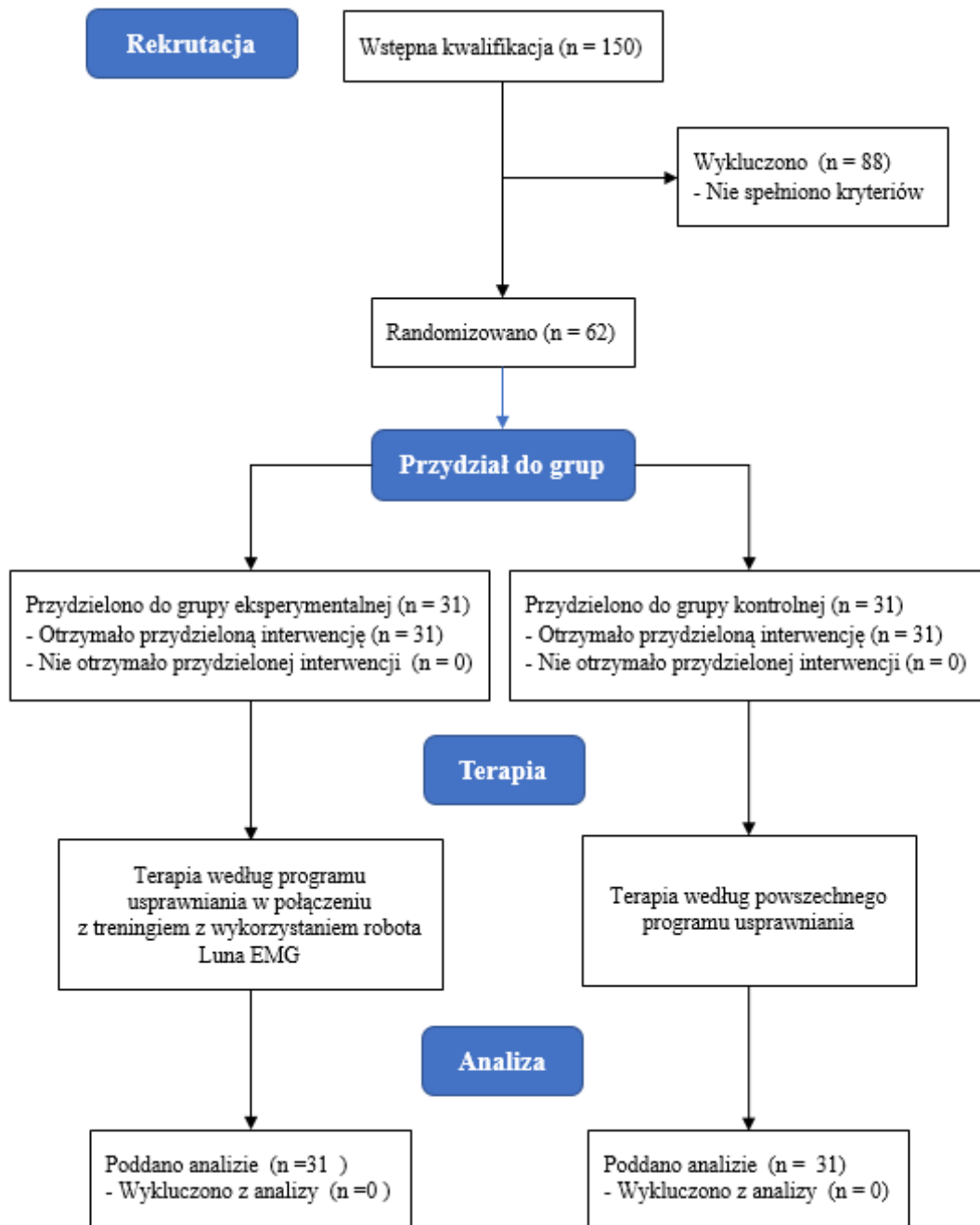
Do badań zakwalifikowano pacjentów spełniających następujące kryteria:

- a) okres od 4 do 15 tygodnia po pierwotnym udarze niedokrwiennym mózgu
- b) wiek między 65 a 86 lat
- c) ograniczona lub upośledzona funkcja kończyn dolnych
- d) stan sprawności funkcjonalnej, pozwalający na przejście samodzielne lub z pomocą ortopedyczną dystansu 10 metrów oraz ukończenie planowanych testów
- e) siła mięśniowa na poziomie min. -3 w zmodyfikowanej skali MRC
- f) stan sprawności psychicznej, pozwalający na udział w badaniu
- g) stabilny stan kliniczny
- h) pisemna zgoda pacjenta na udział w badaniu

3.1.2. Kryteria wyłączenia

Do badań nie zakwalifikowano pacjentów w przypadku wystąpienia co najmniej jednego z poniższych kryteriów:

- a) udar krwotoczny, udar tylnego kręgu unaczynienia
- b) spastyczność kończyny dolnej powyżej 1+ w zmodyfikowanej skali Ashwortha
- c) brak możliwości funkcjonalnych, potrzebnych do ukończenia wybranych testów i skal
- d) świeże urazy ortopedyczne kończyny dolnej zaburzające równowagę ciała
- e) przebyte zabiegi operacyjne w obrębie kończyn dolnych
- f) afazja czuciowa
- g) inne schorzenia neurologiczne, takie jak choroba Parkinsona, Huntingtona
- h) brak zgody pacjenta na udział w badaniu
- i) brak współpracy ze strony pacjenta



Rycina 1. Protokół badań

3.2. Metody badań

3.2.1. Zastosowane metody badawcze

Do oceny aktywności mięśniowej, równowagi oraz wybranych parametrów chodu wykorzystano następujące narzędzia badawcze:

Robot rehabilitacyjny Luna EMG - powierzchniowa elektromiografia

Aktywność mięśni niedowładnej kończyny dolnej, mięśnia prostego uda i mięśnia dwugłowego uda, została oceniona za pomocą powierzchniowego emg (sEMG) z wykorzystaniem robota Luna (rycina 2).



Rycina 2. Robot Luna EMG [źródło: materiały własne]

Luna EMG to robot rehabilitacyjno - diagnostyczny firmy EgzoTech zaprojektowany w Gliwicach, w Polsce, służący między innymi do pomiaru aktywności mięśniowej [158]. W treningu rehabilitacyjnym wykorzystuje on reaktywną elektromiografię do treningu kory czuciowo-ruchowej. Ruch pacjenta jest aktywny,

w oparciu o sygnały bioelektryczne, uzyskane z monitorowanych mięśni. Pacjent może aktywnie ćwiczyć, nawet jeśli aktywacja mięśni wykrywana jest tylko przez EMG, a niewyczuwalna manualnie [155, 159].

Podczas badania bezpośrednio zajęłą kończynę dolną pacjenta, w okolicy dalszej części podudzia podpinano za pomocą rzep, do specjalnej szyny robota Luna. Pacjent znajdował się w pozycji siedzącej, ze zgiętymi stawami biodrowymi do 90 stopni względem tułowia, z podpartymi plecami. Głowica szyny znajdowała się na wysokości stawu kolanowego, ćwiczonej kończyny. Stopa kończyny dolnej pośrednio zajętej podparta była na stopniu. Pozycję pacjenta podczas ćwiczeń i pomiarów przedstawia rycina 3. Elektrody powierzchniowe jednorazowego użytku firmy SORIMEX, którymi łączył się robot, były umieszczane zgodnie z zaleceniami SENIAM (Surface ElectroMyoGraphy for the Non- Invasive Assessment of Muscles) na środku brzośca mięśnia dwugłowego uda i mięśnia prostego uda, elektrodę referencyjną przyklejano w okolicy kłykcia bocznego kości udowej. Przed naklejeniem elektrod, skórę oczyszczano. Elektrody umożliwiały odczyt sygnału elektromiograficznego z wybranych mięśni, zapis wyników przedstawiano w mikrowoltach (μV). Analizowano takie parametry amplitudy EMG jak: minimum, maksimum, średni i tonus.

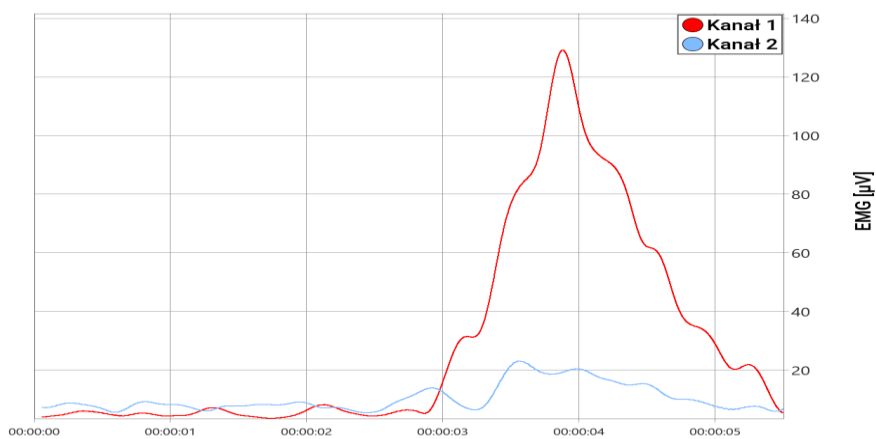
U wszystkich pacjentów przed rozpoczęciem badań oraz po ich zakończeniu (po 4 tygodniach) zostało wykonane diagnostyczne EMG:

- mięśnia prostego uda podczas czynnego ruchu wyprost w stawie kolanowym bez obciążenia oraz podczas 5-sekundowego skurczu izometrycznego
- mięśnia dwugłowego uda podczas czynnego ruchu zgięcia w stawie kolanowym bez obciążenia oraz podczas 5-sekundowego skurczu izometrycznego

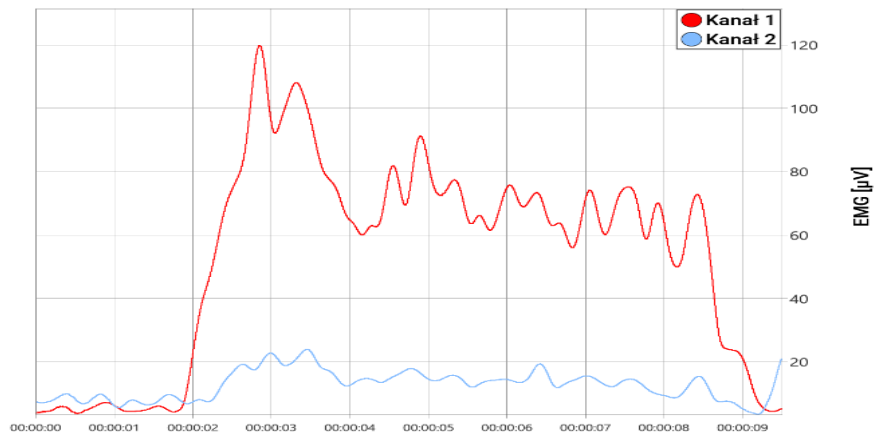
Przykładowe raporty sEMG badanych mięśni przedstawiają ryciny numer 4,5,6,7.



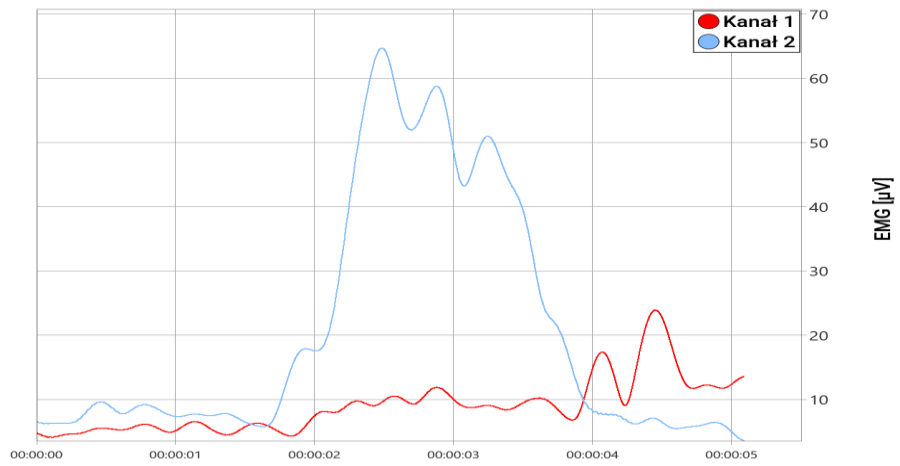
Rycina 3. Terapia kończyny dolnej z wykorzystaniem robota Luna EMG [źródło: materiały własne]



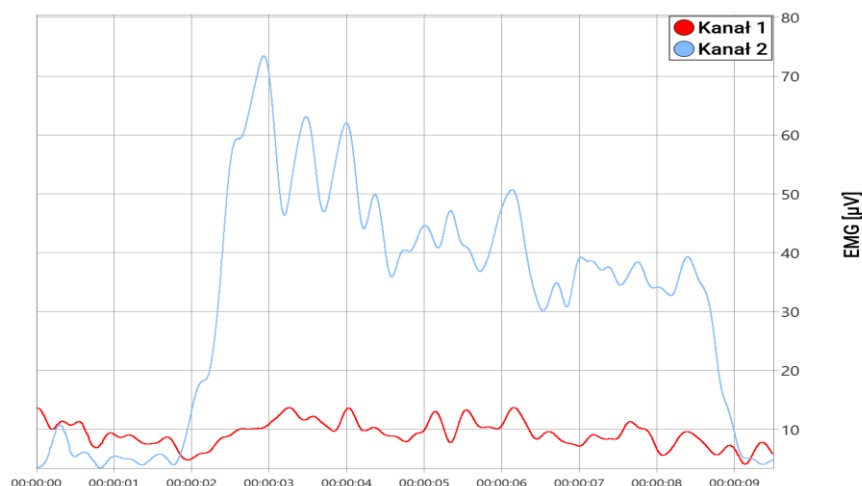
Rycina 4. Przykładowy raport z diagnostycznego EMG mięśnia prostego uda podczas czynnego ruchu wyprostowania w stawie kolanowym [źródło: materiały własne]



Rycina 5. Przykładowy raport z diagnostycznego EMG mięśnia prostego uda podczas skurczu izometrycznego [źródło: materiały własne]



Rycina 6. Przykładowy raport z diagnostycznego EMG mięśnia dwugłowego uda podczas czynnego ruchu zgięcia w stawie kolanowym [źródło: materiały własne]



Rycina 7. Przykładowy raport z diagnostycznego EMG mięśnia dwugłowego uda podczas skurczu izometrycznego [źródło: materiały własne]

Berg Balance Skale (BBS)

Do oceny równowagi została wykorzystana skala równowagi Berga, która posiada silne rekomendacje do oceny statycznej i dynamicznej równowagi u pacjentów neurologicznych [160]. BBS jest trafnym i wiarygodnym narzędziem do oceny równowagi w populacji osób po UM [161], cechuje się wysoką rzetelnością (ICC = 0,98) [162]. Składa się z zestawu 14 prostych zadań, związanych z utrzymaniem równowagi w pozycji siedzącej, stojącej oraz podczas zmiany pozycji. Każde zadanie oceniane było w skali od 0 (pacjent niezdolny do wykonania zadania) do 4 (pacjent niezależny) punktów, maksymalny łączny wynik wynosił 56 punktów [163].

Postural Assessment Scale for Stroke (PASS)

Do oceny statycznej i dynamicznej równowagi zastosowano skalę oceny posturalnej po udarze mózgu. Jest to jedna z najbardziej wiarygodnych ocen klinicznych do kontroli postawy u pacjentów po UM w ciągu pierwszych 3 miesięcy od jego wystąpienia [164]. Składa się z 12 zadań o różnym stopniu trudności, służących do oceny zdolności do utrzymania pozycji lub zmiany pozycji leżącej, siedzącej lub stojącej. Wykorzystuje czterostopniową punktację, od 0 do 3.

Skala Niedowładu Tułowia (Trunk Impairment Scale - TIS)

Skala TIS jest precyzyjnym narzędziem do oceny deficytu ruchowego tułowia u pacjentów po UM, dzieli się na 3 podskale. Za jej pomocą oceniono statyczną i dynamiczną równowagę oraz koordynację tułowia w pozycji siedzącej. Równowaga statyczna oceniana była na podstawie utrzymania pozycji siedzącej z podpartymi stopami, z pasywnie skrzyżowanymi kończynami dolnymi oraz podczas aktywnego krzyżowania kończyn dolnych przez pacjenta. Równowagę dynamiczną oceniano w pozycjach zgięcia bocznego tułowia i jednostronnego uniesienia biodra. Do oceny koordynacji tułowia badany proszony był o wykonanie 6 rotacji górnej i dolnej części tułowia, inicjując ruch poprzez obręcz barkową lub miedniczną. Łącznie z całej skali TIS badany mógł otrzymać maksymalnie 23 punkty, im wyższy wynik tym lepsza zdolność kontroli posturalnej. Skala ta cechuje się wysoką rzetelnością i trafnością [165].

Timed Up and Go Test (TUG)

Test „Wstań i idź” jest ilościowym testem oceniającym równowagę, ryzyko upadku oraz chód. Posiada doskonałą rzetelność u pacjentów po UM [45]. Wykonanie testu polegało na wstaniu z krzesła o wysokości 50 centymetrów z pozycji siedzącej z opartymi plecami, pokonaniu odcinka 3 metrów, wyznaczonego na podłodze, przekroczeniu linii kończącej wyznaczony odcinek, wykonaniu obrotu o 180 stopni, powrocie do krzesła i zajęciu pozycji siedzącej. Czas wykonania testu mierzony był się w sekundach [163].

10 meter walk test (10 MWT)

Dziesięcio-metrowy test chodu jest zalecanym testem do oceny zmian prędkości chodu u pacjentów ze schorzeniami neurologicznymi [160]. Test ten polegał na pokonaniu odcinka 10 metrów w swobodnym tempie. Wynik testu mierzony był w sekundach.

Skala Medical Research Council (MRC)

Do oceny siły mięśniowej prostowników i zginaczy stawu kolanowego bezpośrednio zajętej kończyny dolnej pacjenta wykorzystano rozszerzoną skalę MRC, zgodnie z poniższą punktacją:

- 5 siła prawidłowa (5 pkt.)
- 5- siła prawidłowa, jednak wzbudzająca wątpliwości (4,75 pkt.)
- 4+ zdolny do pokonania maksymalnego oporu w zachowanym zakresie ruchu (4,5 pkt.)
- 4 zdolny do pokonania umiarkowanego oporu w zachowanym zakresie ruchu (4 pkt.)
- 4- zdolny do pokonania minimalnego oporu w zachowanym zakresie ruchu (3,75 pkt.)
- 3+ zdolny do wykonania ruchu w zachowanym zakresie oraz do pokonania minimalnego oporu w części zakresu ruchu po czym skurcz mięśniowy nagle zanika (3,25 pkt.)
- 3 zdolny do wykonania ruchu w zachowanym zakresie ruchu, przeciwko sile grawitacji (3 pkt.)
- 3- zdolny do wykonania ruchu przeciwko sile grawitacji w zachowanym zakresie ruchu większym niż połowa (2,75 pkt.)
- 2+ zdolny do wykonania ruchu przeciwko sile grawitacji w zakresie większym niż połowa biernego zakresu ruchu (2,5 pkt.)
- 2 zdolny do wykonania ruchu w zachowanym zakresie, w warunkach zniesienia siły grawitacji (2 pkt.)
- 2- zdolny do wykonania niewielkiego ruchu w warunkach zniesienia siły grawitacji (1,75 pkt.)
- 1 przy próbie ruchu wyczuwalny skurcz mięśni (1 pkt.)
- 0 brak skurczu mięśni (0 pkt.) [166]

Pomiar goniometryczny

Do oceny zmian czynnego zakresu ruchomości wyprostu i zgięcia w stawie kolanowym został wykonany pomiar za pomocą goniometru, a wyniki zapisano według metody SFTR. Pozycją wyjściową pacjenta podczas pomiarów było leżenie przodem

z wyprostowanym stawem kolanowym, ze stopami poza leżanką. Oś obrotu goniometru umieszczano w okolicy kłykcia bocznego kości udowej, ramię nieruchome celowano na krętarz większy kości udowej, natomiast ramię ruchome przechodziło przez głowę kości strzałkowej, skierowane na kostkę boczną.

Zmodyfikowana Skala Ashworth'a (The Modified Ashworth Scale – MAS)

Zmodyfikowana skala Ashworth'a jest najbardziej znanym narzędziem do oceny napięcia mięśniowego [167]. Przed rozpoczęciem interwencji badawczej dokonano oceny spastyczności kończyny dolnej niedowładnej podczas ruchu zgięcia i wyprostu w stawie kolanowym u wszystkich zakwalifikowanych do badań pacjentów. Spastyczność oceniano w sześciostopniowej skali numerycznej, od 0 do 4, podczas biernego ruchu prowadzonego przez terapeutę. Interpretację wyników skali przedstawiono poniżej:

- 0 - napięcie prawidłowe
- 1 - niewielki wzrost napięcia mięśniowego z przytrzymaniem i zwalnianiem lub minimalnym oporem na końcu zakresu ruchu podczas ruchu zgięcia lub wyprostu
- 1+ - niewielki wzrost napięcia mięśniowego objawiający się przytrzymaniem i minimalnym oporem przez mniej niż połowę zakresu ruchu
- 2 - wyraźny wzrost napięcia mięśniowego przez większość zakresu ruchu, jednak ruch jest łatwy do wykonania
- 3 - znaczny wzrost napięcia mięśniowego, ruch bierny utrudniony
- 4 - usztywnienie kończyny w zgięciu lub wyproście [167]

3.2.2. Procedura interwencji

Program usprawniania

Dla grupy eksperymentalnej i kontrolnej został zastosowany powszechny program usprawniania, który odbywał się 6 razy w tygodniu (od poniedziałku do soboty), przez okres 4 tygodni. Jeden dzień wolny (niedziela) spędzany był na odpoczynku, regeneracji organizmu. Pacjenci zachęceni byli do spontanicznej aktywności. Program usprawniania składał się z dwóch godzinnych sesji fizjoterapeutycznych dziennie, jednej rano, drugiej w godzinach popołudniowych.

W grupie eksperymentalnej 3 razy w tygodniu przez 20 minut (w poniedziałek, środę, piątek) odbywał się trening niedowładnej kończyny dolnej z wykorzystaniem robota Luna EMG. W grupie kontrolnej również 3 razy w tygodniu przez 20 minut (w poniedziałek, środę, piątek) pacjenci jeździli na rowerze stacjonarnym. Łączny czas terapii w obydwu grupach wynosił 2 godziny dziennie. Ogólny plan terapii przedstawia tabela 2.

Proces rehabilitacji był monitorowany oraz wspierany przez multidyscyplinarny zespół, do którego należeli lekarz specjalista rehabilitacji i neurologii, fizjoterapeuta, terapeuta zajęciowy, neurologopeda oraz psycholog.

Intensywność ćwiczeń w programie fizjoterapii utrzymywano na poziomie 3 - 4 według zmodyfikowanej 10 - stopniowej skali Borga. We wszystkich ćwiczeniach stosowano zasadę progresji stopnia trudności zadań, poprzez zmianę pozycji wyjściowych od niskich do wysokich, a także zastosowanie odpowiedniego oporu. Terapia dostosowana była do indywidualnych potrzeb pacjenta, kierując się zasadami ICF, które obejmują ocenę kliniczną pacjenta w zakresie funkcji i struktury ciała ludzkiego oraz aktywności i uczestnictwa. Szczegółowy plan programu usprawniania przedstawiono poniżej.

Tabela 2. Ogólny opis programu usprawniania

	Rodzaj terapii	Czas trwania
Fizjoterapia poranna	Ćwiczenia stabilizacji tułowia	15 minut
	Ćwiczenia czynne wspomagane lub czynne, ćwiczenia czynne z oporem kończyn dolnych *3 razy w tygodniu ćwiczenia czynne i z oporem kończyn dolnych w grupie eksperymentalnej zastąpione były treningiem z wykorzystaniem robota Luna EMG, a grupie kontrolnej jazdą na rowerze stacjonarnym	20 minut*
	Ćwiczenia reedukacji chodu metodą PNF	20 minut
	Ćwiczenia oddechowe	5 minut
Fizjoterapia popołudniowa	Ćwiczenia bierne lub czynno-bierne, ćwiczenia czynne wspomagane, ćwiczenia czynne oraz czynne z oporem kończyn górnych. Ćwiczenia poprawiające stabilizację kompleksu barkowego. Ćwiczenia funkcjonalne kończyn górnych	20 minut
	Ćwiczenia poprawiające sprawność manualną	15 minut
	Ćwiczenia poprawiające równowagę i koordynację	20 minut
	Ćwiczenia oddechowe	5 minut

Pierwsza sesja fizjoterapii:

Pierwsze 15 minut programu usprawniania stanowiły ćwiczenia mobilizacji tułowia i stabilizacji kompleksu lędźwiowo-miedniczno-biodrowego. Terapia rozpoczynała się od ćwiczeń oddechowych, ze szczególnym uwzględnieniem przeponowego toru oddychania. Ćwiczenia oddechowe rozpoczynano od leżenia tyłem, z ugiętymi kończynami dolnymi, z uwagi, iż jest to najkorzystniejsza pozycja dla ruchu przepony. Dodatkową stymulację stanowiły dłonie fizjoterapeuty, umieszczone po obydwu stronach dolnej części klatki piersiowej. Pacjent miał za zadanie podczas wdechu kierować powietrze do dolnych żeber, tak by poczuć lekki opór dłoni terapeuty, a następnie zrobić swobodny wydech.

U pacjentów po UM kontrolę motoryczną kształtuje się od części proksymalnych do dystalnych, w związku tym, dużą uwagę podczas terapii zwracano na ćwiczenia mobilności i stabilizacji tułowia, obręczy barkowej oraz obręczy biodrowej. Dopiero po uzyskaniu odpowiedniej stabilizacji tułowia przechodzono do ćwiczeń odcinków dystalnych. Stabilizację tułowia kształtowano poprzez naukę aktywacji mięśnia poprzecznego brzucha, stosując manewr lekkiego „wciskania pępka” w kierunku kręgosłupa oraz stosowania go podczas poszczególnych ćwiczeń. W ćwiczeniach łączono

oddech przeponowy z aktywacją mięśni głębokich brzucha. Do poprawy stabilizacji tułowia wykorzystywano również niestabilne podłoża, takie jak poduszcзки sensomotoryczne, dużą piłkę gimnastyczną. W celu dalszej progresji ćwiczeń stosowano także opór zewnętrzny w postaci dłoni terapeuty oraz taśm thera-band.

Kolejne 20 minut stanowiły ćwiczenia kończyn dolnych. W terapii angażowano obydwie kończyny, rozpoczynając od aktywności kończyny dolnej pośrednio zajętej a następnie bezpośrednio zajętej. Stosowano zasadę progresji, zaczynając od ćwiczeń czynnych wspomaganych, przechodząc do czynnych a następnie czynnych z oporem, dostosowanym do możliwości pacjenta (opór terapeuty, taśmy thera-band). W terapii wykorzystywano wzorce miednicy i kończyny dolnej z metody PNF, stosując różne techniki, w tym iradiację, aby zwiększyć aktywność mięśni kończyny dolnej niedowładnej. Dużą uwagę podczas fizjoterapii zwracano na doskonalenie ruchów funkcjonalnych. W celu poprawy mobilności stosowano techniki terapii manualnej, masażu oraz ćwiczenia rozciągające. Siłę mięśniową zwiększano dzięki ćwiczeniom z progresywnym oporem, dostosowanym indywidualnie do pacjenta.

Następne 20 minut terapii przeznaczano na ćwiczenia reedukacji chodu. W pierwszej fazie uczono pacjenta przenoszenia ciężaru ciała. Do reedukacji chodu wykorzystywano techniki metody PNF, stosując odpowiedni opór i aproksymację miednicy, w celu stymulacji mięśni. Doskonalono chód w różnych kierunkach i na różnych powierzchniach, z omijaniem przeszkód. W dalszej części przechodzono do treningu wchodzenia i schodzenia ze schodów. Podczas terapii chodu w razie potrzeby pacjent mógł korzystać z pomocy ortopedycznych w postaci balkonika czy też kuli. Ostatnie 5 minut sesji fizjoterapeutycznej stanowiły ćwiczenia relaksacyjne, oddechowe.

Druga sesja fizjoterapii:

Pierwsze 20 minut programu usprawniania przeznaczano na ćwiczenia kończyn górnych. Zgodnie z powszechnymi zaleceniami angażowano obydwie kończyny, rozpoczynając od kończyny górnej pośrednio zajętej, przechodząc do ćwiczeń kończyny bezpośrednio zajętej. Stosowano zasadę progresji, zaczynając od ćwiczeń biernych, następnie czynnych, czynnych wspomaganych, a następnie czynnych z oporem, dostosowanym do możliwości pacjenta (opór terapeuty, taśmy thera-band). Koncentrowano się na ćwiczeniach poprawiających stabilizację kompleksu barkowego, w tym łopatki. W tym celu wykorzystano wzorce łopatki i kończyny górnej z metody

PNF, stosując odpowiednie techniki. Po osiągnięciu odpowiedniej stabilizacji barku i łopatki, wprowadzano ćwiczenia dystalnych segmentów kończyny górnej, przechodząc od ruchów globalnych do ruchów precyzyjnych i motoryki małej. W terapii stosowano ćwiczenia funkcjonalne, przygotowujące pacjenta do samodzielnego wykonywania codziennych czynności życiowych w domu. Wprowadzano ćwiczenia rozciągające, poprawiające mobilność stawów oraz zwiększające siłę mięśniową. W celu poprawy mobilności wykorzystywano techniki terapii manualnej i masażu. Wzrost siły mięśniowej był efektem ćwiczeń z progresywnym oporem.

Kontynuując terapię, kolejne 15 minut przeznaczano na ćwiczenia sprawności manualnej. Doskonalono ruchy precyzyjne dłoni, stosowano ćwiczenia manipulacyjne, ruchy funkcjonalne, takie jak sięganie, chwytanie i podnoszenie przedmiotów, otwieranie butelki, nalewanie wody do kubka, czesanie włosów, zapinanie guzików itp.

Następne 20 minut stanowiły ćwiczenia poprawiające równowagę i koordynację. Stosując progresję trudności zadań, rozpoczynano od aktywności na stabilnym podłożu, przechodząc do ćwiczeń na podłożach niestabilnych. Stosowano ćwiczenia z otwartymi, a następnie zamkniętymi oczami. Początkowo wykonywano ćwiczenia na stabilnym podłożu przy drabince, stanie na jednej kończynie dolnej (najpierw pośrednio zajętej, a następnie bezpośrednio zajętej), z oczami otwartymi a później z oczami zamkniętymi. W późniejszych etapach pacjent stał na poduszczkach sensorycznych przy drabince, mając za zadanie przenieść raz jedną raz drugą stopę na szczebelek drabinki z otwartymi oczami, a następnie z zamkniętymi oczami. Pacjent ćwiczył również stanie tandemowe, najpierw na podłodze a później na poduszczkach sensomotorycznych. W terapii korzystano również z dużej piłki gimnastycznej, stosując różne warianty ćwiczeń. W celu poprawy koordynacji kończyn górnych i dolnych stosowano jazdę na orbitreku przy asyście fizjoterapeuty. Końcowe 5 minut terapii przeznaczano na ćwiczenia relaksacyjne, oddechowe. Przykładowe ćwiczenia realizowane w ramach programu usprawniania przedstawia rycina 8.



Rycina 8. Przykładowe ćwiczenia realizowane podczas programu usprawniania [źródło: materiały własne]

Trening z wykorzystaniem robota Luna-EMG

Grupa eksperymentalna, poza fizjoterapią według powszechnego programu usprawniania, została poddana treningowi kończyny dolnej bezpośrednio zajętej z wykorzystaniem robota Luna-EMG, 3 razy w tygodniu po 20 minut, przez okres 4 tygodni.

Plan sesji pojedynczego treningu przedstawiał się następująco:

1. Reaktywne EMG Trigger & Hold - czas trwania 5 minut. Aktywne ćwiczenia prostowania w stawie kolanowym z oporem dostosowanym indywidualnie do pacjenta przez fizjoterapeutę. Asysta robota zależna była od aktywacji i utrzymania napięcia mięśniowego przez pacjenta. Pacjent miał za zadanie rozpocząć ruch poprzez przekroczenie progu napięcia mięśniowego ustalonego przez fizjoterapeutę i utrzymać napięcie podczas ruchu, a robot wspomagał pracę do końca zakresu ruchomości, w przypadku spadku napięcia mięśnia prostego uda, do którego przyczepiona była elektroda.
2. Ćwiczenie CPM - 1 minuta ćwiczeń biernych zginania i prostowania w stawie kolanowym prowadzonych przez robota, w celu rozluźnienia kończyny.
3. Reaktywne EMG Trigger & Hold - czas trwania 5 minut. Aktywne ćwiczenia zginania w stawie kolanowym z oporem dostosowanym indywidualnie do pacjenta przez fizjoterapeutę. Asysta robota zależna była od aktywacji i utrzymania napięcia mięśniowego przez pacjenta. Pacjent miał za zadanie rozpocząć ruch poprzez przekroczenie progu napięcia mięśniowego ustalonego przez fizjoterapeutę i utrzymać napięcie podczas ruchu, a robot wspomagał pracę do końca zakresu ruchomości, w przypadku spadku napięcia mięśnia dwugłowego uda, do którego przyczepiona była elektroda.
4. Ćwiczenie CPM - 1 minuta ćwiczeń biernych zginania i prostowania w stawie kolanowym prowadzonych przez robota, w celu rozluźnienia ćwiczonej kończyny.
5. EMG biofeedback - 8 minut. Cztery minuty ćwiczeń izometrycznych prostowników stawu kolanowego oraz cztery minuty ćwiczeń izometrycznych zginaczy stawu kolanowego. Pacjent miał za zadanie utrzymać napięcie izometryczne przez 3 sekundy, przekraczając ustalony przez fizjoterapeutę próg napięcia mięśniowego, a następnie rozluźnić kończynę. Na ekranie robota widoczny był prostokąt, w którym pojawiała się

liczba prawidłowo wykonanych skurczów izometrycznych. Dodatkowo, pojawiał się sygnał dźwiękowy, odliczający czas skurczu i informujący o zaliczonym powtórzeniu.

4. ANALIZA STATYSTYCZNA

Obliczenia analizy statystycznej wykonano w programie IBM SPSS. W celu oceny zgodności rozkładów z rozkładem normalnym zastosowano test Kołmogorowa-Smirnowa. Wykazano, że rozkłady odbiegają od rozkładu normalnego. Na tej podstawie do dalszych analiz zastosowano testy nieparametryczne. W celu oceny istotności statystycznej różnic między dwiema grupami w zakresie zmiennych ilościowych zastosowano testy Manna-Whitneya. W celu oceny istotności statystycznej różnic w zakresie zmiennych ilościowych pomiędzy dwoma pomiarami, w obrębie jednej grupy zastosowano test znaków rangowanych Wilcoxona. Związek między zmiennymi badano za pomocą współczynnika korelacji Spearmana. Jako granicę poziomu istotności poniżej którego wyniki uznawano za istotne statystycznie przyjęto $p = 0,05$.

5. WYNIKI

5.1. Aktywność i napięcie mięśnia prostego uda (sEMG)

Aktywność i napięcie mięśnia prostego uda zbadano poprzez analizę amplitudy EMG z wykorzystaniem sEMG, wykonanego za pomocą robota Luna, podczas czynnego ruchu wyprostu w stawie kolanowym oraz podczas 5-sekundowego skurczu izometrycznego.

5.1.1. Czynny ruch wyprostu w stawie kolanowym

Zaobserwowano zmiany w amplitudzie EMG podczas czynnego ruchu wyprostu w stawie kolanowym bezpośrednio zajętej kończyny dolnej, pomiędzy badaniem I a badaniem II, w obydwu grupach (tabela 3). Jednak różnice istotne statystycznie między badaniem I a II występowały tylko w grupie eksperymentalnej, w zmiennej tonus ($p = 0.027$). Zanotowano zmniejszenie średniej napięcia mięśniowego w tej grupie po zastosowanej terapii o 43%, w porównaniu do grupy kontrolnej, w której średnia tonusu mięśniowego zwiększyła się po interwencji badawczej o 35%. W grupie eksperymentalnej minimalne napięcie, w badaniu I wynoszące $1,37\mu\text{V}$ zanotowano u 1 badanego, natomiast maksymalne napięcie wynosiło $63,77\mu\text{V}$, również taki wynik uzyskał 1 badany. W grupie eksperymentalnej, w badaniu II minimalną wartość napięcia wynoszącą $1,25\mu\text{V}$ zanotowano u 1 badanego, maksymalne napięcie zanotowane u 1 badanego stanowiło $25,07\mu\text{V}$. W grupie kontrolnej minimalne napięcie, w badaniu I wynoszące $1,64\mu\text{V}$ zanotowano u 1 badanego, natomiast maksymalne napięcie wynosiło $42,4\mu\text{V}$ i zanotowano je u 1 badanego. W grupie kontrolnej, w badaniu II, minimalne napięcie wynosiło $1,17\mu\text{V}$, taki wynik zanotowano u 1 badanego, maksymalne napięcie o wartości $92,91\mu\text{V}$ posiadał 1 badany.

W badaniu I w grupie eksperymentalnej minimalna wartość amplitudy EMG mięśnia prostego uda podczas czynnego ruchu wyprostu w stawie kolanowym, wynosiła $1,04\mu\text{V}$, taki wynik uzyskał 1 badany, u którego w badaniu II minimalna amplituda zmniejszyła się do $0,92\mu\text{V}$. Maksymalną wartość amplitudy w badaniu I wynoszącą $432,54\mu\text{V}$ zanotowano u 1 badanego, w badaniu II maksymalna amplituda u tego samego badanego zwiększyła się do wartości $476,63\mu\text{V}$.

W grupie kontrolnej, w badaniu I minimalna amplituda EMG u 1 badanego wynosiła $1,19\mu\text{V}$, w badaniu II minimum zanotowane u 1 badanego wyniosło $0\mu\text{V}$. Maksymalną wartość amplitudy w badaniu I wynoszącą $234,2\mu\text{V}$ zanotowano u 1

badanego, w badaniu II maksymalną amplitudę o wartości 266,22 μ V zanotowano również u 1 badanego.

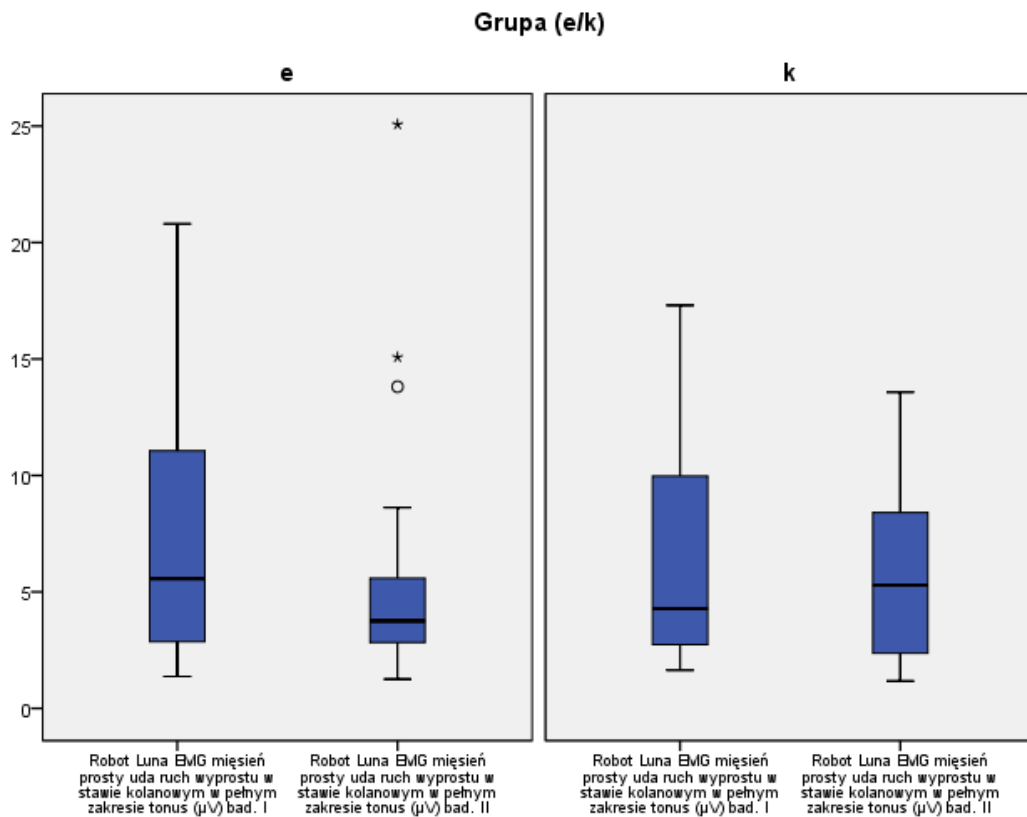
W grupie eksperymentalnej, w badaniu II w porównaniu do badania I, średnia średniej amplitudy EMG, wzrosła o 1,2%, natomiast w grupie kontrolnej wartość ta wzrosła o 3,5%.

Nie zaobserwowano różnic istotnych statystycznie pomiędzy grupą eksperymentalną a kontrolną w aktywności i napięciu mięśnia prostego uda bezpośrednio zajętej kończyny dolnej, podczas czynnego ruchu wyprostu w stawie kolanowym, zarówno na początku badań, jak i po ich zakończeniu.

Tabela 3. Analiza porównawcza amplitudy EMG (μ V) mięśnia prostego uda podczas czynnego ruchu wyprostu w stawie kolanowym w obu grupach

Grupa (e/k)	min.	min.	max.	max.	śr.	śr.	tonus	tonus
	bad. I	bad. II	bad. I	bad. II	bad. I	bad. II	bad. I	bad. II
Średnia	4.11	3.44	134.02	133.40	37.44	37.89	9.23	5.28
Me	3.23	2.51	98.06	89.72	26.15	23.44	5.57	3.75
e Sd	3.25	3.41	99.00	121.83	25.62	30.73	11.77	4.89
	Z = 1.63 p = .102		Z = -.66 p = .505		Z = -.020 p = .984		Z = -2.21 p = .027*	
Średnia	3.79	3.41	106.36	103.04	32.34	33.50	8.04	10.82
Me	3,00	2.48	89.56	87.45	26.66	29.70	4.28	5.29
k Sd	2.47	2.61	53.92	54.95	15.91	18.70	8.95	19.03
	Z = -.813 p = .416		Z = -.549 p = .583		Z = -.078 p = .938		Z = -.451 p = .652	

Graficzne porównanie tonusu mięśnia prostego uda podczas czynnego ruchu wyprostowania w stawie kolanowym w obu grupach przedstawia rycina 9.



Rycina 9. Porównanie tonusu mięśnia prostego uda podczas czynnego ruchu wyprostowania w stawie kolanowym pomiędzy grupami

5.1.2. Skurcz izometryczny prostowników stawu kolanowego

W analizie amplitudy EMG mięśnia prostego uda podczas 5-sekundowego skurczu izometrycznego zaobserwowano zmiany w wynikach pomiędzy badaniem I a badaniem II, w obydwu grupach, nie wykazano jednak różnic istotnych statystycznie, w żadnej ze zmiennych w żadnej z grup (tabela 4).

W grupie eksperymentalnej minimalna wartość amplitudy EMG w badaniu I wynosiła $1,28\mu V$ co zanotowano u 1 badanego, natomiast w badaniu II minimum stanowiło $1,1\mu V$, taki wynik uzyskał 1 badany. Maksymalną wartość amplitudy EMG w badaniu I stanowiącą $434,32\mu V$ zaobserwowano u 1 badanego, w badaniu II maksimum zanotowane u 1 badanego wynosiło $620,05\mu V$. W badaniu I najmniejszą wartość tonusu mięśnia prostego uda wynoszącą $1,55\mu V$ zanotowano u 1 badanego,

największe napięcie wynosiło $78,53\mu\text{V}$, taki wyniki posiadał 1 badany. W badaniu II najmniejszą wartość tonusu mięśnia prostego uda wynoszącą $1,36\mu\text{V}$ zaobserwowano u 1 badanego, zaś największe napięcie wynosiło $34,73\mu\text{V}$ u 1 badanego.

W grupie kontrolnej minimalna wartość amplitudy EMG mięśnia prostego uda podczas skurczu izometrycznego w badaniu I jak i w badaniu II, zanotowana u 1 badanego, wynosiła $0\mu\text{V}$. W badaniu I, maksymalną wartość amplitudy EMG stanowiącą $258,01\mu\text{V}$ zanotowano u 1 badanego, maksimum w badaniu II wynosiło $1320,74\mu\text{V}$ u 1 badanego. Najmniejsza wartość tonusu mięśniowego, w badaniu I zanotowana u 1 badanego wynosiła $0,4\mu\text{V}$, zaś największa zaobserwowana u 1 badanego wynosiła $62,54\mu\text{V}$. W badaniu II najmniejsze napięcie mięśniowe o wartości $1,38\mu\text{V}$ zanotowano u 1 badanego, natomiast największe napięcie zaobserwowane u 1 badanego wynosiło $71,58\mu\text{V}$.

W grupie eksperymentalnej, w badaniu II w porównaniu do badania I, średnia średniej amplitudy EMG, wzrosła o $5,1\%$, natomiast w grupie kontrolnej wartość ta wzrosła o $6,1\%$.

Nie zaobserwowano różnic istotnych statystycznie w aktywności mięśnia prostego uda bezpośrednio zajętej kończyny dolnej podczas skurczu izometrycznego, pomiędzy grupą eksperymentalną a kontrolną, zarówno na początku badań, jak i po ich zakończeniu.

Tabela 4. Analiza porównawcza amplitudy EMG (μV) mięśnia prostego uda w czasie skurczu izometrycznego w obu grupach

Grupa (e/k)		min. bad. I	min. bad. II	max. bad. I	max. bad. II	śr. bad. I	śr. bad. II	tonus bad. I	tonus bad. II
e	Średnia	4.68	4.41	138.47	152.77	51.95	54.58	10.25	10.17
	Me	3.26	2.69	112.31	94.06	41.30	35.52	6.93	5.16
	Sd	6.74	4.02	94.03	141.18	34.35	46.67	14.59	9.48
		Z = -.627 p = .531		Z = 0 p = 1		Z = -.363 p = .717		Z = -.225 p = .822	
k	Średnia	4.53	4.43	112.81	156.32	44.64	47.37	8.65	10.27
	Me	2.92	2.71	107.63	92.66	38.35	36.76	4.11	3.91
	Sd	6.08	6.67	57.99	239.61	20.40	41.94	12.16	15.04
		Z = -.314 p = .754		Z = -.235 p = .814		Z = -.882 p = .378		Z = -.196 p = .845	

5.2. Aktywność i napięcie mięśnia dwugłowego uda (sEMG)

Aktywność i napięcie mięśnia dwugłowego uda zbadano poprzez analizę amplitudy EMG z wykorzystaniem sEMG, wykonanego za pomocą robota Luna, podczas czynnego ruchu zgięcia w stawie kolanowym oraz podczas 5-sekundowego skurczu izometrycznego.

5.2.1. Czynny ruch zgięcia w stawie kolanowym

Zaobserwowano zmiany w amplitudzie EMG podczas czynnego ruchu zgięcia w stawie kolanowym bezpośrednio zajętej kończyny dolnej pomiędzy badaniem I a badaniem II, w obydwu grupach (tabela 5). Różnicę istotną statystycznie wykazano tylko w grupie eksperymentalnej, w zakresie minimalnej amplitudy EMG ($p = 0.044$). W grupie eksperymentalnej średnia minimalnej amplitudy EMG w czasie ruchu zgięcia zmniejszyła się o 36%, natomiast wynik badanego w tej grupie średnio zmniejszył się o 12%. W grupie kontrolnej średnia minimalnej amplitudy EMG podczas zgięcia w stawie kolanowym zmniejszyła się o 37%, natomiast wynik badanego w tej grupie średnio zmniejszył się o 2%. W grupie eksperymentalnej, w badaniu I, minimalna wartość amplitudy EMG wynosiła $1,15\mu\text{V}$, co zanotowano u 1 badanego, w badaniu II minimum o wartości $1,04\mu\text{V}$ zaobserwowano również u 1 badanego. W grupie kontrolnej

minimalna wartość amplitudy EMG, w badaniu I jak i w badaniu II, u 1 badanego w każdej z grup wynosiła $0\mu\text{V}$.

W grupie eksperymentalnej, w badaniu I, maksymalna amplituda EMG podczas czynnego ruchu zgięcia w stawie kolanowym, zanotowana u 1 badanego wynosiła $340,99\mu\text{V}$, natomiast w badaniu II maksimum zaobserwowane u 1 badanego stanowiło $510,37\mu\text{V}$. W badaniu I minimalną wartość tonusu mięśniowego o wartości $1,45\mu\text{V}$ zanotowano u 1 badanego, natomiast maksymalna wartość tonusu wynosiła $33,86\mu\text{V}$, taki wynik uzyskał 1 badany. W badaniu II minimalne napięcie mięśnia dwugłowego uda o wartości $1,66\mu\text{V}$ zaobserwowano u 1 badanego, maksymalne napięcie mięśniowe o wartości $22,69\mu\text{V}$ zanotowano u 1 badanego.

W grupie kontrolnej, w badaniu I, maksymalna amplituda EMG mięśnia dwugłowego uda, podczas czynnego ruchu zgięcia w stawie kolanowym, wynosiła $456,41\mu\text{V}$ u 1 badanego, natomiast w badaniu II maksimum wynosiło $303,93\mu\text{V}$, taki wynik uzyskał również 1 badany. W badaniu I minimalną wartość tonusu mięśniowego o wartości $0,25\mu\text{V}$ zanotowano u 1 badanego, natomiast maksymalna wartość tonusu wynosiła $86,77\mu\text{V}$, taki wynik uzyskał 1 badany. W badaniu II minimalne napięcie mięśnia dwugłowego uda o wartości $1,29\mu\text{V}$ zanotowano u 1 badanego, maksymalne napięcie mięśniowe o wartości $42,86\mu\text{V}$ zaobserwowano u 1 badanego.

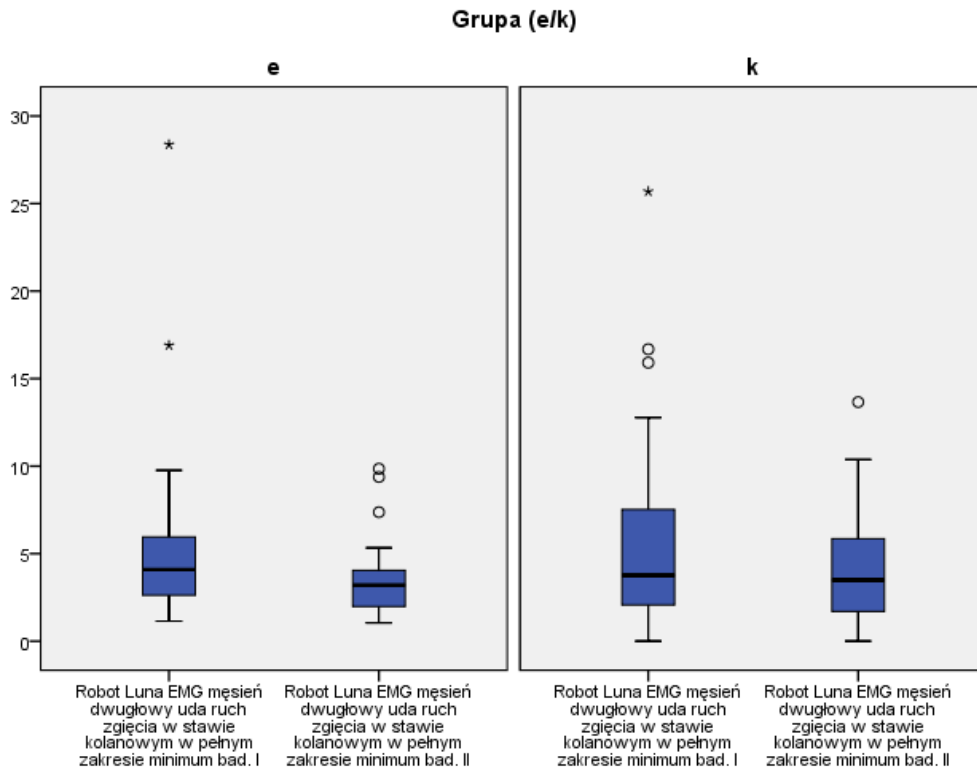
W grupie eksperymentalnej, w badaniu II w porównaniu do badania I, średnia średniej amplitudy EMG, wzrosła o 1,9%, natomiast w grupie kontrolnej wartość ta zmniejszyła się o 18%.

Nie zaobserwowano różnic istotnych statystycznie pomiędzy grupą eksperymentalną a kontrolną w aktywności i napięciu mięśnia dwugłowego uda, podczas czynnego ruchu zgięcia w stawie kolanowym bezpośrednio zajętej kończyny dolnej, zarówno na początku badań, jak i po ich zakończeniu.

Tabela 5. Analiza porównawcza amplitudy EMG (μV) mięśnia dwugłowego uda podczas czynnego ruchu zgięcia w stawie kolanowym w obu grupach

Grupa (e/k)		min.	min.	max.	max.	śr.	śr.	tonus	tonus
		bad. I	bad. II	bad.I	bad.II	bad. I	bad. II	bad. I	bad. II
e	Średnia	5.42	3.49	111.90	118.63	33.93	34.55	9.50	6.47
	Me	4.09	3.20	90.08	87,00	27.34	29.01	5.73	5.15
	Sd	5.28	2.14	71.84	96.24	20.72	20.59	8.39	5.39
			Z = -2.018 p = 0.044*	Z = -.154 p = 0.877	Z = -.803 p = 0.422	Z = -1.568 p = 0.117			
k	Średnia	8.04	5.05	133.37	105.67	40.29	33.03	15.46	10.73
	Me	3.77	3.49	101.42	95.38	35.12	27.15	6.91	6.74
	Sd	10.98	6.14	99.78	76.27	30.86	21.93	19.49	10.41
			Z = -1.293 p = 0.196	Z = -1.039 p = 0.299	Z = -.960 p = 0.337	Z = -.823 p = 0.410			

Graficzne porównanie analizowanych wyników w minimalnym napięciu mięśnia dwugłowego uda po zastosowanej terapii w obu grupach przedstawia rycina 10.



Rycina 10. Porównanie minimalnej amplitudy EMG mięśnia dwugłowego uda podczas czynnego ruchu zgięcia w stawie kolanowym pomiędzy grupami

5.2.2. Skurcz izometryczny zginaczy stawu kolanowego

W analizie amplitudy EMG mięśnia dwugłowego uda podczas 5-sekundowego skurczu izometrycznego zaobserwowano zmiany w wynikach pomiędzy badaniem I a badaniem II, w obydwu grupach, nie wykazano jednak różnic istotnych statystycznie, w żadnej ze zmiennych w żadnej z grup (tabela 6).

W grupie eksperymentalnej, w badaniu I, minimalną amplitudę EMG o wartości $1,16\mu\text{V}$ zanotowano u 1 badanego, w badaniu II minimum o wartości $1,04\mu\text{V}$ zaobserwowano również u 1 badanego. W badaniu I maksymalna amplituda EMG wynosiła $1218,64\mu\text{V}$ u 1 badanego, zaś w badaniu II maksimum stanowiące $465,33\mu\text{V}$ zanotowano również u 1 badanego. Minimalna wartość tonusu mięśnia dwugłowego uda, w badaniu I, wynosiła $1,55\mu\text{V}$, taki wynik uzyskał 1 badany, maksymalna wartość tonusu zaobserwowana u 1 badanego wynosiła $99,46\mu\text{V}$. W badaniu II, zanotowano minimalne

napięcie mięśniowe o wartości $1,35\mu\text{V}$ u 1 badanego, natomiast maksymalne napięcie mięśniowe o wartości $46,16\mu\text{V}$ zaobserwowano u 1 badanego.

W grupie eksperymentalnej, w badaniu II w porównaniu do badania I, średnia średniej amplitudy EMG, zmniejszyła się o 1,8%, natomiast w grupie kontrolnej wartość ta zmniejszyła się o 9,5%.

Nie zaobserwowano różnic istotnych statystycznie pomiędzy grupą eksperymentalną a kontrolną w aktywności i napięciu mięśnia dwugłowego uda bezpośrednio zajętej kończyny dolnej, podczas skurczu izometrycznego, zarówno na początku badań, jak i po ich zakończeniu.

Tabela 6. Analiza porównawcza amplitudy EMG (μV) mięśnia dwugłowego uda w czasie skurczu izometrycznego w obu grupach

Grupa (e/k)		min.	min.	max.	max.	śr.	śr.	tonus	tonus
		bad. I	bad. II	bad. I	bad. II	bad. I	bad. II	bad.I	bad.II
e	Średnia	4.90	3.31	157.98	134.92	41.55	40.79	13.03	8.55
	Me	2.90	2.96	93.33	88.30	32.23	36.24	6.62	5.30
	Sd	6.92	1.66	217.15	112.25	30.12	21.52	19.10	9.70
			Z = -.882 p = 0.378	Z = -.176 p = 0.860	Z = -.176 p = 0.860	Z = -1.705 p = 0.088			
k	Średnia	7.55	4.82	126.46	99.48	42.01	38.04	15.34	12.31
	Me	3.64	2.49	87.92	69.23	34.78	24.69	8.05	6.03
	Sd	11.02	6.55	135.09	78.70	28.31	27.63	18.29	13.71
			Z = 0.088 p = 0.082	Z = -.882 p = 0.378	Z = -.941 p = 0.347	Z = -.216 p = 0.829			

5.3. Wyniki skali równowagi Berga (BBS)

W analizie wyników testu BBS w ocenie równowagi zanotowano istotną poprawę w badaniu II w odniesieniu do badania I, w obu grupach, co przedstawia tabela 7. W grupie eksperymentalnej średni wynik zwiększył się o 33%, różnica ta była istotna statystycznie ($p < 0,001$). W badaniu II w grupie eksperymentalnej najmniejszy uzyskany wynik wynosił 9 punktów, zaś największy 56 punktów. Maksymalną liczbę punktów otrzymało 3 badanych. Również w grupie kontrolnej wystąpiła zmiana istotna statystycznie po zastosowanej terapii ($p < 0,001$), średni wynik zwiększył się o 44%. W badaniu II w grupie kontrolnej najmniejszy wynik wynosił 14 punktów, zaś największy 56 punktów. Maksymalną liczbę punktów uzyskało 3 badanych.

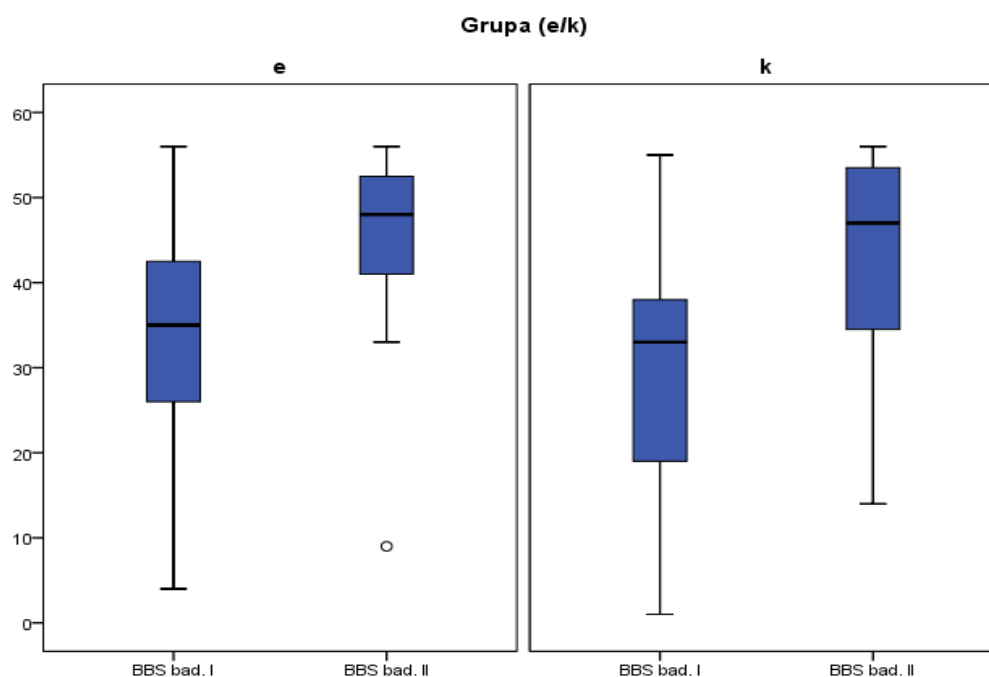
Nie wykazano różnic istotnych statystycznie między grupą eksperymentalną a kontrolną w teście Manna-Whitneya, zarówno na początku badań, jak i po ich zakończeniu (tabela 7).

Tabela 7. Analiza porównawcza wyników testu BBS w obu grupach

BBS [punkty]				
		Grupa eksperymentalna	Grupa kontrolna	
Badanie I	Średnia \pm SD	34.35 \pm 11.85	29.26 \pm 14.20	Z = 1.459
	Mediana	35.00	33.00	p = 0.145
Badanie II	Średnia \pm SD	45.65 \pm 9.80	42.13 \pm 13.57	Z = -.592
	Mediana	48.00	47.00	p = 0.554
Test znaków rangowanych Wilcoxon	Z	-4.785	-4.784	
	p	<0,001*	<0,001*	

*zależność istotna statystycznie

Porównanie wyników równowagi według BBS w formie graficznej przedstawiono poniżej na wykresie skrzynkowym (rycina 11).



Rycina 91. Porównanie wyników testu BBS pomiędzy grupami

5.4. Wyniki Oceny Posturalnej Po Udarze Mózgu (PASS)

W analizie testu PASS zaobserwowano istotną statystycznie poprawę wyników w obu grupach ($p < 0,001$), w badaniu II w odniesieniu do badania I. W grupie eksperymentalnej średnia wyników w teście utrzymania pozycji poprawiła się o 17%, maksymalną liczbę punktów uzyskało 8 badanych. Średnia wyników w teście zmiany pozycji wzrosła o 12%, maksymalną liczbę punktów otrzymało 16 badanych. Średnia w wyniku łącznym poprawiła się o 13%, maksymalną liczbę punktów w całym teście uzyskało 8 badanych. W grupie kontrolnej średnia wyników w teście utrzymania pozycji poprawiła się o 20%, maksymalną liczbę punktów uzyskało 7 badanych. Średnia wyników w teście zmiany pozycji wzrosła o 18%, maksymalną liczbę punktów otrzymało 15 badanych. Średnia w wyniku łącznym poprawiła się o 19%, maksymalną liczbę punktów w całym teście uzyskało 7 badanych.

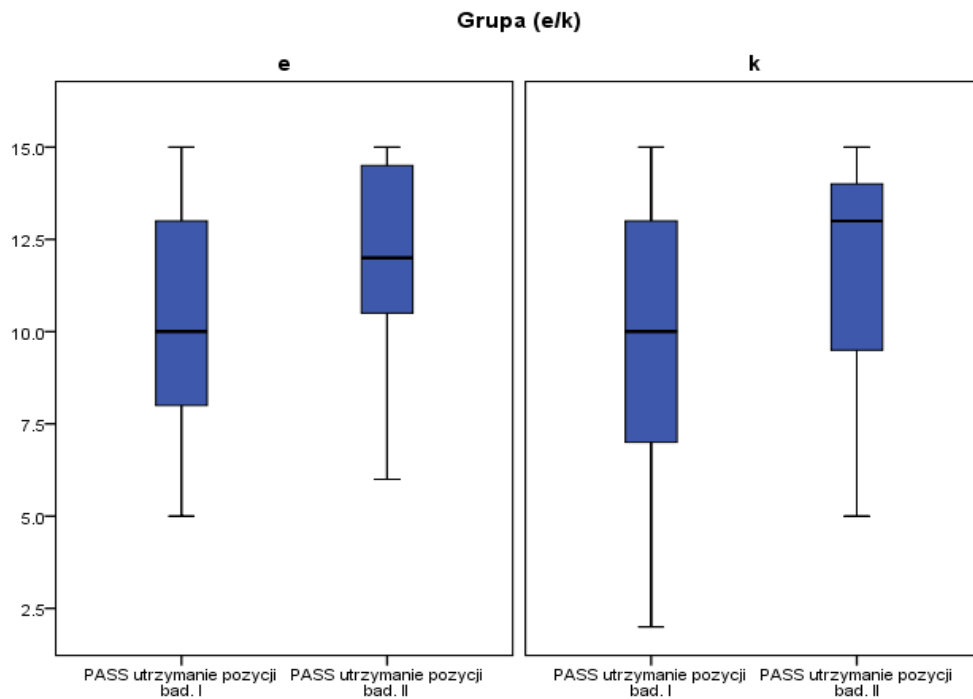
Nie zanotowano istotnej statystycznie różnicy w łącznym wyniku testu PASS pomiędzy grupą eksperymentalną a kontrolną, zarówno na początku, jak i po zakończeniu badań (tabela 8).

Tabela 8. Analiza porównawcza wyników testu PASS w obu grupach

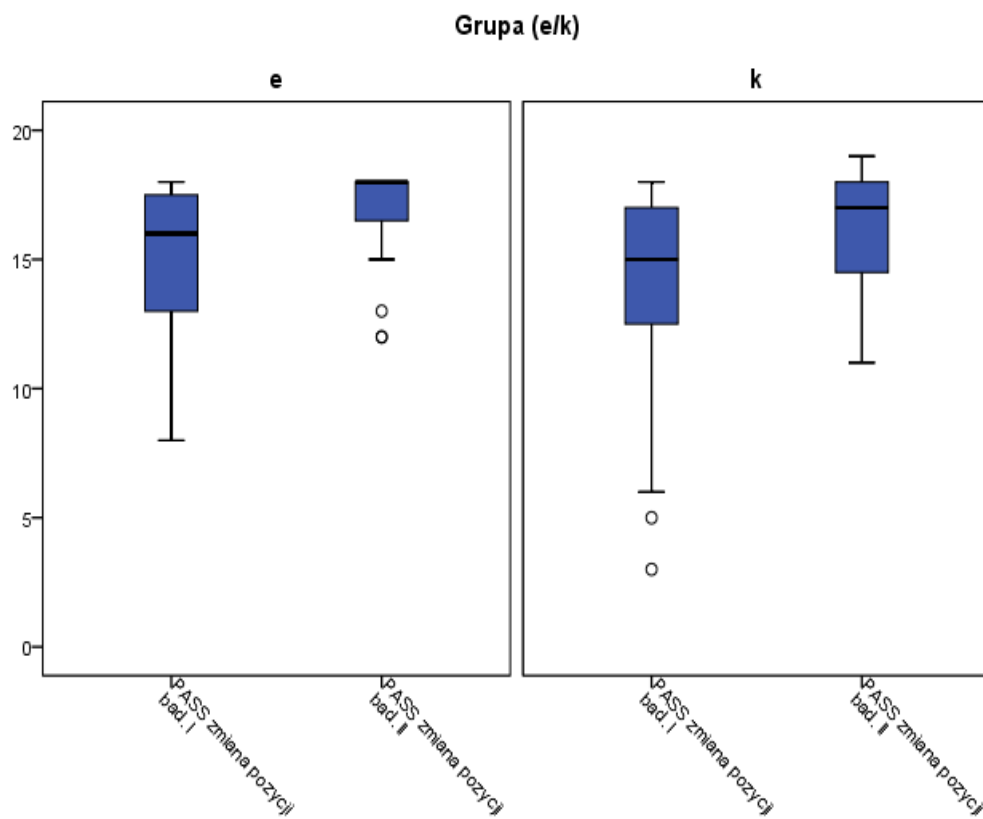
PASS [punkty]					
		Grupa eksperymentalna	Grupa kontrolna		
Badanie I	Średnia ± SD	25.58 ± 4.99	23.61 ± 7.21	Z = -.762	
	Mediana	26.00	25.00	p = 0.446	
Badanie II	Średnia ± SD	28.81 ± 3.79	28.06 ± 4.95	Z = -.320	
	Mediana	29.00	29.00	p = 0.749	
Test znaków	Z	-4.477	-4.470		
rangowanych	p	<0,001*	<0,001*		
Wilcoxon					

*zależność istotna statystycznie

W teście PASS w obu grupach wykazano istotne zmiany w uzyskanych wynikach między badaniem I a badaniem II, zarówno w sekcji utrzymanie pozycji, oceniającej równowagę statyczną, jak i w sekcji zmiana pozycji, oceniającej równowagę dynamiczną, co przedstawiają poniższe wykresy skrzynkowe (rycina 12, 13).



Rycina 102. Porównanie wyników równowagi statycznej w teście PASS pomiędzy grupami



Rycina 113. Porównanie wyników równowagi dynamicznej w teście PASS pomiędzy grupami

5.5. Wyniki Skali Niedowładu Tułowia (TIS)

W teście TIS oceniano równowagę statyczną, równowagę dynamiczną oraz koordynację. W grupie eksperymentalnej największą poprawę zaobserwowano w ocenie koordynacji, średnia różnica między badaniem I a badaniem II wynosiła 52%. Maksymalną liczbę punktów w badaniu I otrzymało 4 badanych, zaś w badaniu II taki wynik uzyskało 14 badanych. W teście równowagi statycznej maksymalną liczbę punktów w badaniu I zanotowano u 6 badanych, zaś w badaniu II taki wynik uzyskało 12 badanych. W teście równowagi dynamicznej maksymalną liczbę punktów w badaniu I uzyskało 7 badanych, zaś w badaniu II - 15 badanych. Średnia łącznego wyniku testu TIS w tej grupie wzrosła o 25%, w badaniu I maksymalną liczbę punktów otrzymało 2 badanych, natomiast w badaniu II maksymalny wynik zanotowano u 6 badanych.

W grupie kontrolnej największą poprawę zaobserwowano również w ocenie koordynacji, średnia wyników poprawiła się o 41%, żaden z badanych nie uzyskał maksymalnej liczby punktów w badaniu I ani w badaniu II. W teście równowagi statycznej maksymalną liczbę punktów uzyskało 5 badanych, zaś w badaniu II taki wynik zanotowano u 9 badanych. W teście równowagi dynamicznej maksymalną liczbę punktów w badaniu I uzyskało 8 badanych, zaś w badaniu II - 15 badanych. Średnia łącznego wyniku testu TIS w tej grupie wzrosła o 25%, w badaniu I maksymalną liczbę punktów uzyskało 2 badanych, natomiast w badaniu II maksymalny wynik uzyskało 5 badanych.

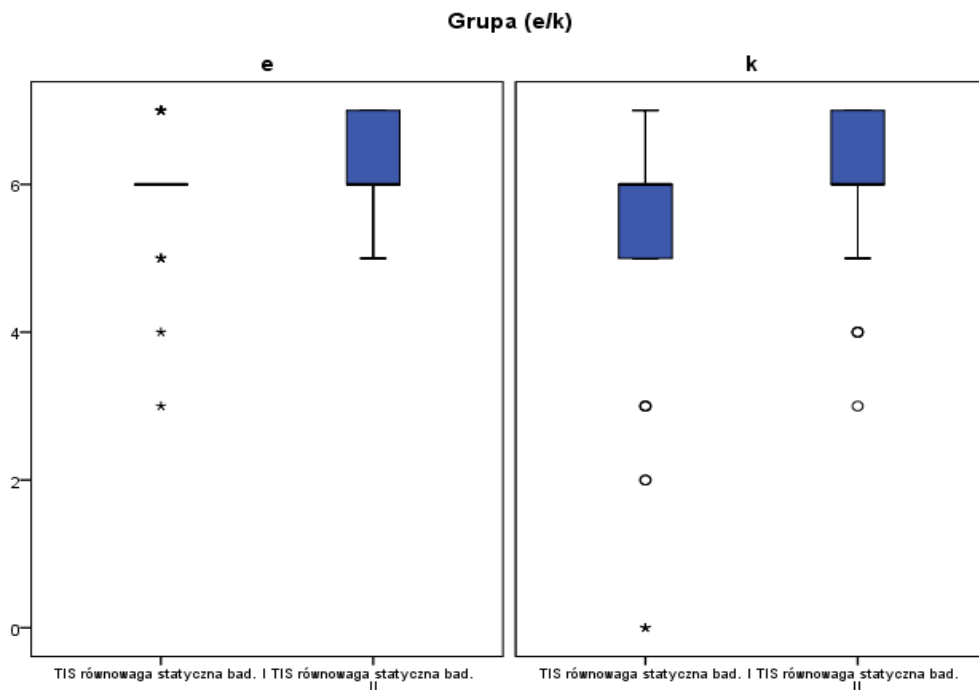
W obu grupach wykazano istotne statystycznie zmiany między badaniem I a badaniem II w łącznym wyniku testu TIS ($p < 0,001$). Nie zanotowano natomiast istotnych statystycznie różnic pomiędzy grupą eksperymentalną a kontrolną, zarówno na początku, jak i po zakończeniu badań (tabela 9).

Tabela 9. Analiza porównawcza wyników testu TIS w obu grupach

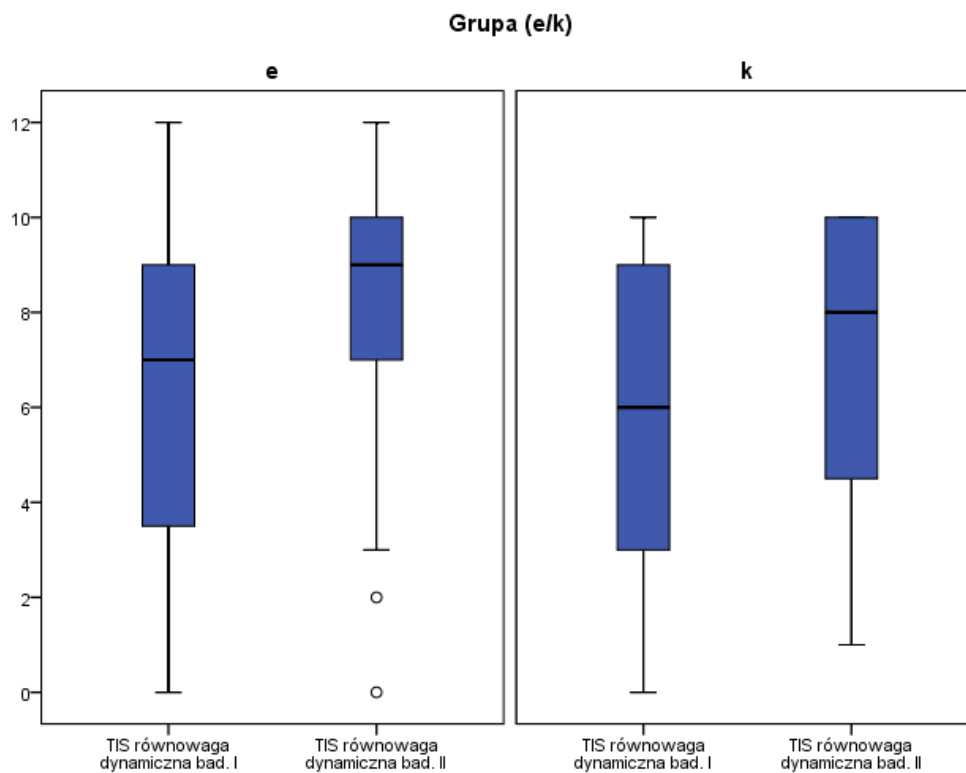
		TIS [punkty]		
		Grupa eksperymentalna	Grupa kontrolna	
Badanie I	Średnia ± SD	15.16 ± 5.84	13.84 ± 5.98	Z = -0.726
	Mediana	15.00	15.00	p = 0.468
Badanie II	Średnia ± SD	19.00 ± 4.89	17.32 ± 5.11	Z = -1.253
	Mediana	20.00	19.00	p = 0.210
Test znaków	Z	-3.934	-4.298	
rangowanych	p	<0,001*	<0,001*	
Wilcoxon				

*zależność istotna statystycznie

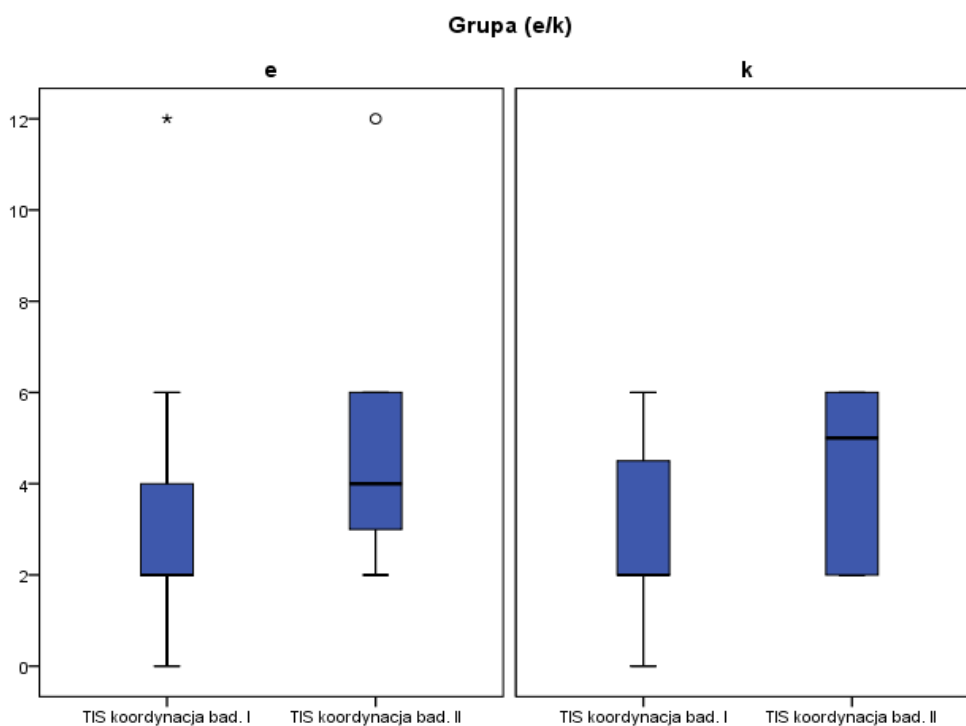
Porównania uzyskanych wyników testu TIS w sekcji równowaga statyczna, równowaga dynamiczna, koordynacja jak i w łącznym wyniku przedstawiono poniżej na wykresach skrzynkowych (rycina 14, 15,16,17).



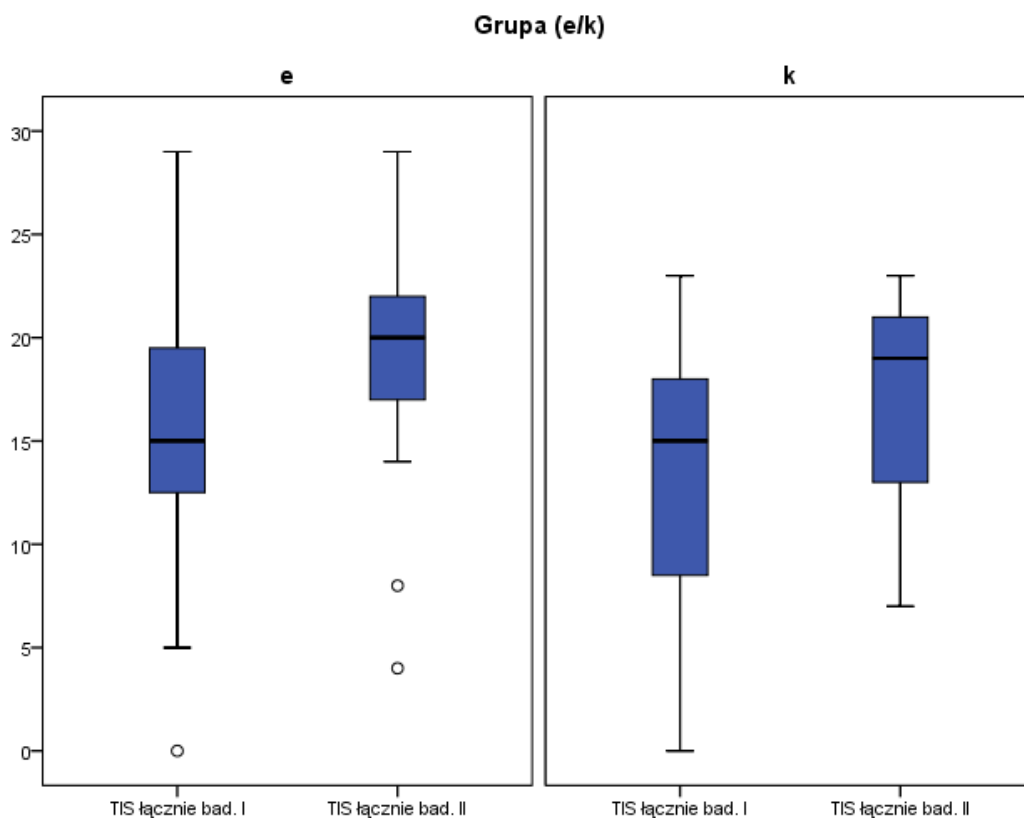
Rycina 124. Porównanie wyników równowagi statycznej w teście TIS pomiędzy grupami



Rycina 135. Porównanie wyników równowagi dynamicznej w teście TIS pomiędzy grupami



Rycina 146. Porównanie wyników koordynacji w teście TIS pomiędzy grupami



Rycina 157. Porównanie wyników łącznych testu TIS pomiędzy grupami

5.6. Czas wykonania testu „Wstań i idź” (TUG)

W analizie wyników testu TUG wykazano istotną poprawę czasu potrzebnego do wykonania zadania w badaniu II w odniesieniu do badania I, w obu grupach, co przedstawia tabela 10. W grupie eksperymentalnej średni czas potrzebny na wykonanie testu zmniejszył się o 37% w badaniu II, zmiana ta była istotna statystycznie ($p < 0,001$). W badaniu II w grupie eksperymentalnej najkrótszy czas wynosił 7 sekund, taki wynik uzyskało 2 badanych, zaś najdłuższy czas wynosił 93 sekundy, taki wynik uzyskał 1 badany. Również w grupie kontrolnej nastąpiła poprawa istotna statystycznie ($p < 0,001$), średni czas potrzebny na wykonanie testu zmniejszył się o 32%. W badaniu II w grupie kontrolnej najkrótszy czas wynosił 8 sekund, taki wynik uzyskało 4 badanych, zaś najdłuższy czas wynosił 130 sekund, taki wynik uzyskał 1 badany.

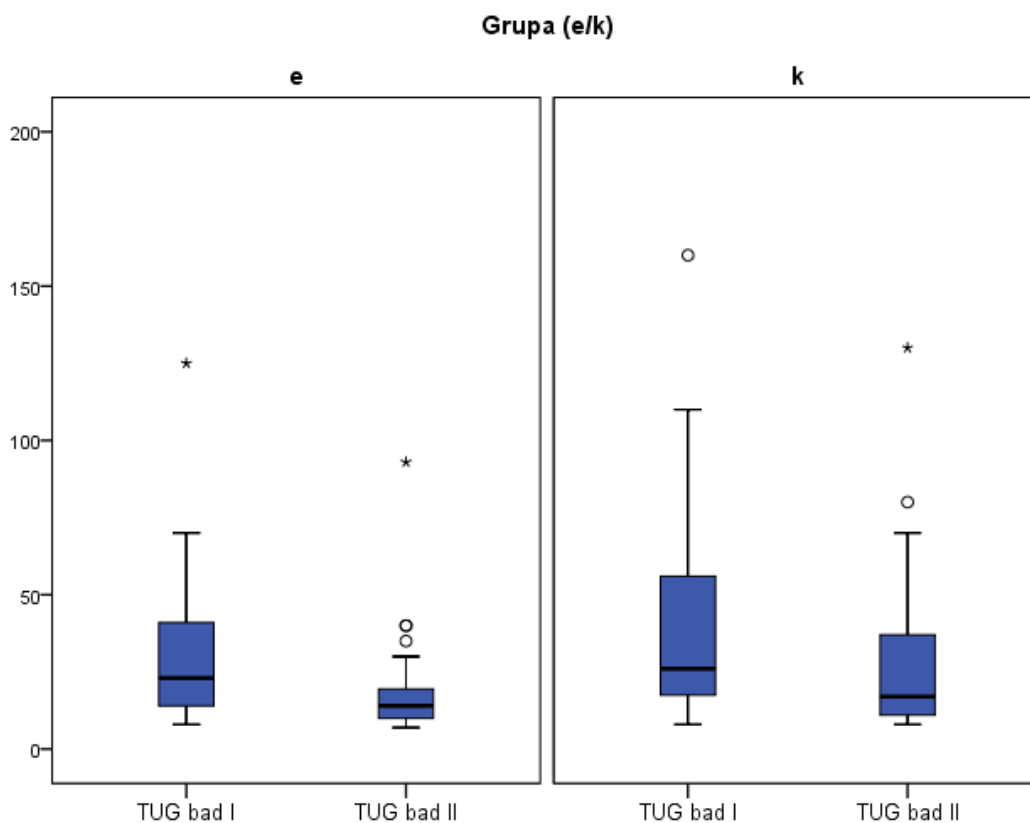
Nie wykazano różnic istotnych statystycznie między grupą eksperymentalną a kontrolną w teście Manna-Whitneya, zarówno na początku badań, jak i po ich zakończeniu (tabela 10).

Tabela 10. Analiza porównawcza wyników testu TUG w obu grupach

TUG [sekundy]				
		Grupa eksperymentalna		Grupa kontrolna
Badanie I	Średnia ± SD	30.87 ± 24.34	42.26 ± 36.77	Z = -1.141
	Mediana	23.00	26.00	p = 0.254
Badanie II	Średnia ± SD	19.29 ± 16.46	28.68 ± 27.61	Z = -1.101
	Mediana	14.00	17.00	p = 0.271
Test znaków	Z	-4.198	-4.692	
rangowanych Wilcoxona	p	<0,001*	<0,001*	

*zależność istotna statystycznie

Graficzne porównania zaobserwowanych wyników w teście TUG przedstawiono poniżej na wykresie skrzynkowym (rycina 18).



Rycina 18. Porównanie wyników testu TUG pomiędzy grupami

5.7. Czas wykonania 10-metrowego testu chodu (10 MWT)

W analizie wyników 10 MWT wykazano istotną poprawę czasu wykonania zadania, w badaniu II w odniesieniu do badania I, w obu grupach, co przedstawia tabela 11. W grupie eksperymentalnej średni czas potrzebny na wykonanie testu zmniejszył się o 35% w badaniu II, zmiana ta była istotna statystycznie ($p < 0,001$). W badaniu II w grupie eksperymentalnej najkrótszy czas wynosił 7 sekund, taki wynik uzyskał 1 badany, zaś najdłuższy czas wynosił 100 sekund, taki wynik otrzymał 1 badany. Również w grupie kontrolnej nastąpiła poprawa istotna statystycznie ($p < 0,001$), średni czas potrzebny na wykonanie testu zmniejszył się o 33% w badaniu II. W grupie kontrolnej w badaniu II najkrótszy czas wynosił 6 sekund, taki wynik uzyskał 1 badany, zaś najdłuższy czas wynosił 125 sekund, taki wynik otrzymał 1 badany.

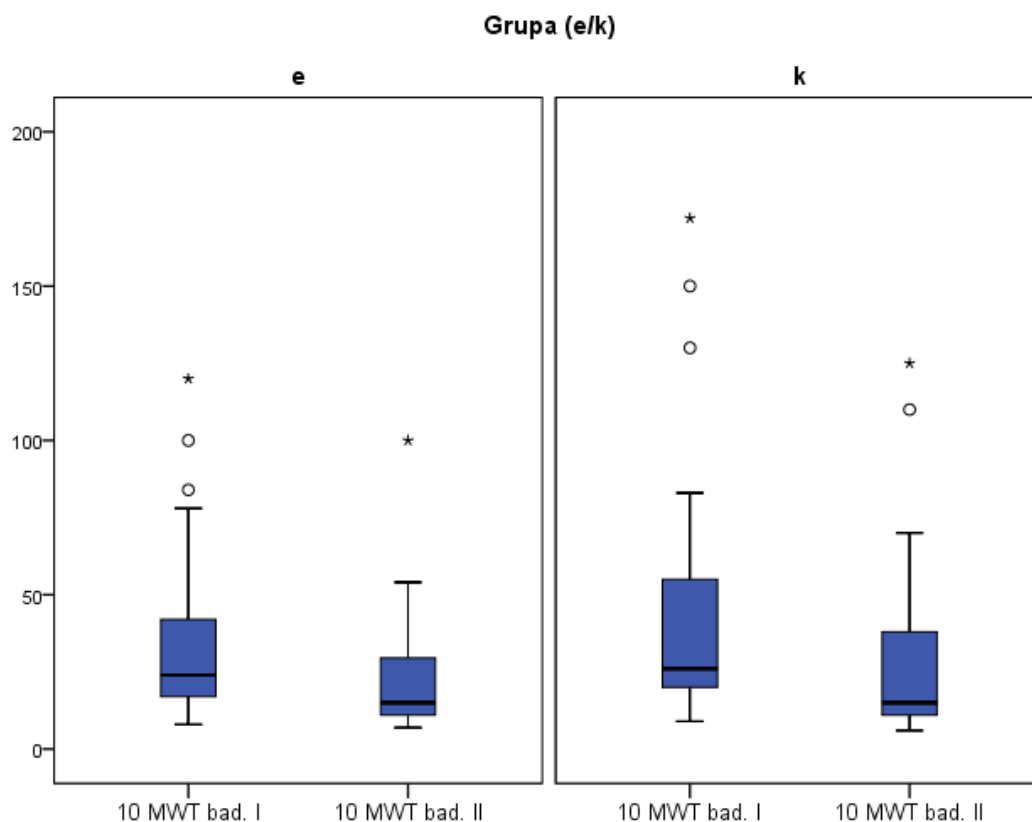
Nie wykazano różnic istotnych statystycznie między grupą eksperymentalną a kontrolną w teście Manna-Whitneya, zarówno na początku badań, jak i po ich zakończeniu (tabela 11).

Tabela 11. Analiza porównawcza wyników 10 MWT w obu grupach

10 MWT [sekundy]				
		Grupa eksperymentalna	Grupa kontrolna	
Badanie I	Średnia \pm SD	34.32 \pm 27.95	43.61 \pm 41.39	Z = -.923
	Mediana	24.00	26.00	p = 0.356
Badanie II	Średnia \pm SD	22.16 \pm 18.72	29.35 \pm 29.50	Z = -.543
	Mediana	15.00	15.00	p = 0.587
Test znaków rangowanych	Z	-4.313	-4.624	
Wilcoxon	p	<0,001*	<0,001*	

*zależność istotna statystycznie

Porównania zaobserwowanych wyników w 10 MWT przedstawiono poniżej na wykresie skrzynkowym (rycina 19).



Rycina 19. Porównanie wyników 10 MWT pomiędzy grupami

5.8. Siła mięśniowa prostowników stawu kolanowego (MRC)

Siłę mięśniową prostowników stawu kolanowego bezpośrednio zajętej kończyny dolnej oceniono zmodyfikowaną skalą MRC. W obu grupach zaobserwowano poprawę wyników siły mięśniowej prostowników stawu kolanowego bezpośrednio zajętej kończyny dolnej po zastosowanej terapii (tabela 12). W grupie eksperymentalnej w pierwszym pomiarze siłę mięśniową prostowników stawu kolanowego na poziomie między 3- a 3+ zanotowano u 15 badanych (48,5%), natomiast w drugim pomiarze u 5 badanych (16,1%). W grupie kontrolnej nastąpiła podobna poprawa, w pierwszym pomiarze siłę mięśniową prostowników stawu kolanowego na poziomie między 3- a 3+ zanotowano u 17 badanych (54,8%), zaś w drugim pomiarze u 7 badanych (22,6%).

W obu grupach poprawa siły mięśniowej była istotna statystycznie ($p < 0,001$). Nie zaobserwowano natomiast istotnej statystycznie różnicy w wynikach siły mięśniowej

prostowników stawu kolanowego pomiędzy grupą eksperymentalną a kontrolną, zarówno na początku ($p = 0.296$), jak i po zakończeniu badań ($p = 0.174$).

Tabela 12. Analiza porównawcza siły mięśniowej prostowników stawu kolanowego według skali MRC

Grupa (e/k)	Ocena siły					
	mięśniowej	n bad. I	% bad. I	n bad. II	% bad. II	
e	3-	3	9.7	0	0	Z = -4.604 p = <0,001*
	3	6	19.4	4	12.9	
	3+	6	19.4	1	3.2	
	4-	2	6.5	11	35.5	
	4	9	29.0	4	12.9	
	4+	4	12.9	5	16.1	
	5	1	3.2	6	19.4	
	Ogółem	31	100.0	31	100.0	
k	3-	5	16.1	1	3.2	Z = -4.241 p = <0,001*
	3	8	25.8	3	9.7	
	3+	4	12.9	3	9.7	
	4-	5	16.1	5	16.1	
	4	5	16.1	5	16.1	
	4+	2	6.5	6	19.4	
	5-	1	3.2	5	16.1	
	5	1	3.2	3	9.7	
	Ogółem	31	100.0	31	100.0	
		Z = -1.044		Z = -1.359		
		p = 0.296		p = 0.174		

*zależność istotna statystycznie

5.9. Siła mięśniowa zginaczy stawu kolanowego (MRC)

W obu grupach zaobserwowano poprawę wyników siły mięśniowej zginaczy stawu kolanowego bezpośrednio zajętej kończyny dolnej po zastosowanej terapii (tabela 13). W grupie eksperymentalnej w pierwszym pomiarze siłę mięśniową zginaczy stawu kolanowego na poziomie między 3- a 3+ zanotowano u 15 badanych (48,4%), natomiast w drugim pomiarze u 6 badanych (19,3%). W grupie kontrolnej nastąpiła podobna poprawa, w pierwszym pomiarze siłę mięśniową zginaczy stawu kolanowego na poziomie między 3- a 3+ zanotowano u 17 badanych (54,8%), zaś w drugim pomiarze u 6 badanych (19,5%).

W obu grupach poprawa siły mięśniowej była istotna statystycznie ($p < 0,001$). Nie zaobserwowano natomiast istotnej statystycznie różnicy w wynikach siły mięśniowej zginaczy stawu kolanowego pomiędzy grupą eksperymentalną a kontrolną, zarówno na początku ($p = 0.364$), jak i po zakończeniu badań ($p = 0.376$).

Tabela 13. Analiza porównawcza siły mięśniowej zginaczy stawu kolanowego według skali MRC

Grupa (e/k)	Ocena siły mięśniowej	n bad. I		n bad. II		
			% bad. I		% bad. II	
e	3-	3	9.7	1	3.2	Z = -4.428 p = <0,001*
	3	7	22.6	1	3.2	
	3+	5	16.1	4	12.9	
	4-	2	6.5	1	3.2	
	4	9	29.0	9	29.0	
	4+	4	12.9	4	12.9	
	5-	0	0	6	19.4	
	5	1	3.2	5	16.1	
	Ogółem	31	100.0	31	100.0	
k	3-	5	16.1	2	6.5	Z = -4.246 p = <0,001*
	3	7	22.6	2	6.5	
	3+	5	16.1	2	6.5	
	4-	5	16.1	5	16.1	
	4	5	16.1	5	16.1	
	4+	3	9.7	9	29.0	
	5-	1	3.2	3	9.7	
	5	0	0	3	9.7	
	Ogółem	31	100.0	31	100.0	
		Z = -.909		Z = -.885		
		p = 0.364		p = 0.376		

*zależność istotna statystycznie

5.10. Zakres ruchomości czynnej w stawie kolanowym (pomiar goniometryczny)

Zakres ruchomości w stawie kolanowym bezpośrednio zajętej kończyny dolnej oceniono pomiarem goniometrycznym. W zakresie wyprostu nie zanotowano istotnych statystycznie różnic w obrębie grupy eksperymentalnej i kontrolnej, ani pomiędzy grupami, zarówno na początku, jak i po zakończeniu badań (tabela 14). W grupie eksperymentalnej w żadnym pomiarze, u żadnego z badanych nie zanotowano przeprostu w stawie kolanowym. W badaniu I w grupie kontrolnej u 2 badanych zanotowano przeprost w stawie kolanowym (10 i 15 stopni), który w badaniu II zmniejszył się z 10 stopni na 5 stopni, i z 15 stopni na 0 stopni.

Tabela 14. Analiza porównawcza zakresu wyprostu w stawie kolanowym w obu grupach

Grupa (e/k)		Badanie I	Badanie II	
e	Średnia	.00	.00	Z = 0 p = 0
	Me	.00	.00	
	Sd	.00	.00	
k	Średnia	.81	.16	Z = -1.342 p = .180
	Me	.00	.00	
	Sd	3.188	.898	
		Z = -1.426	Z = -1<0,001	
		p = 0.154	p = 0.317	

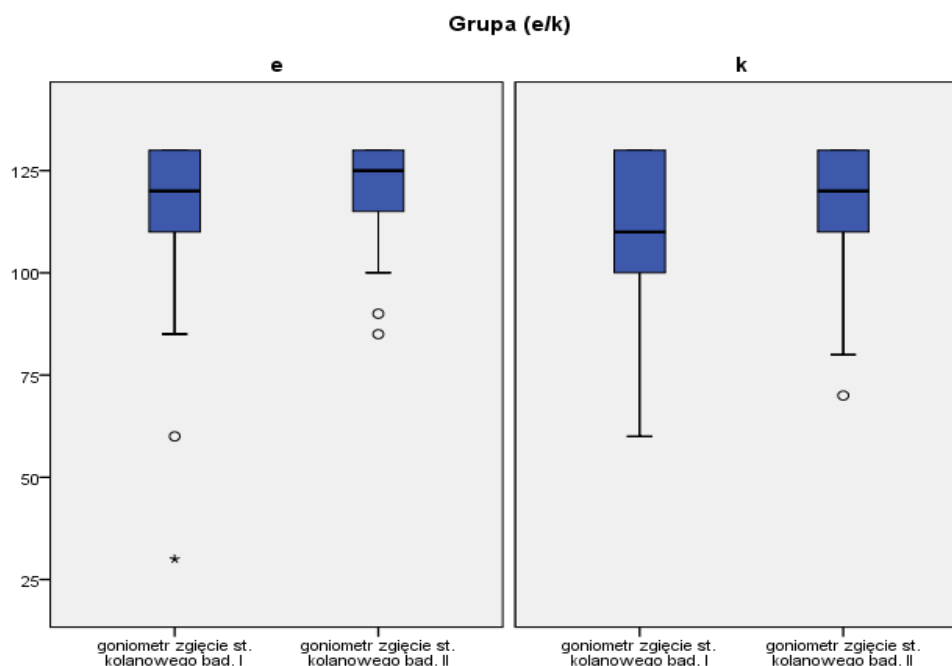
W grupie eksperymentalnej średnia zakresu ruchu zgięcia w stawie kolanowym poprawiła się o 6%, zaś w grupie kontrolnej średnia zakresu ruchu zgięcia zwiększyła się o 7%. W grupie eksperymentalnej w badaniu I jak i w badaniu II, prawidłowy zakres ruchu wynoszący 130 stopni zanotowano u 13 badanych. Ograniczenie zakresu ruchomości zgięcia w zakresie poniżej 100 stopni w badaniu I posiadało 3 badanych, natomiast w badaniu II taki zakres zanotowano u 2 badanych. W grupie kontrolnej w badaniu I zakres zgięcia wynoszący 130 stopni zanotowano u 9 badanych, zaś w badaniu II u 11 badanych. Ograniczenie zakresu ruchomości zgięcia w zakresie poniżej 100 stopni, w badaniu I odnotowano u 6 badanych, natomiast w badaniu II u 3 badanych.

W obu grupach nastąpiła istotna statystycznie poprawa zakresu ruchu zgięcia w stawie kolanowym między badaniem I a badaniem II, nie zaobserwowano natomiast istotnych statystycznie różnic w wynikach pomiędzy grupami, zarówno na początku, jak i po zakończeniu badań (tabela 15).

Tabela 15. Analiza porównawcza zakresu zgięcia w stawie kolanowym w obu grupach

Grupa (e/k)		Badanie I	Badanie II	
e	Średnia	113.87	120.48	Z = -3.455 p = .001*
	Me	120.00	125.00	
	Sd	22.461	12.135	
k	Średnia	108.06	116.13	Z = -4.052 p = <0,001*
	Me	110.00	120.00	
	Sd	19.394	15.743	
		Z = -1.645	Z = -1.027	
		p = 0.100	p = 0.304	

Graficzne porównanie zakresu zgięcia w stawie kolanowym przedstawiono poniżej na wykresie skrzynkowym (rycina 20).



Rycina 20. Porównanie zakresu zgięcia w stawie kolanowym pomiędzy grupami

5.11. Ocena wpływu strony niedowładu na wyniki terapii w obydwu grupach

Wyniki testów TUG, 10 MWT, BBS, PASS, TIS, skali MRC oraz pomiaru ruchomości w stawie kolanowym, w badaniu II w obrębie badanych grup, różniły się w zależności od strony niedowładu kończyny dolnej, co przedstawia tabela 16. Wśród badanych z niedowładem lewostronnym, w grupie eksperymentalnej zanotowano znacznie lepsze średnie wyników w testach chodu (TUG - 13,54 sekund, 10 MWT - 15,31 sekund), w porównaniu do badanych z grupy kontrolnej (TUG - 32,88 sekund, 10 MWT - 34,18 sekund). Różnica ta nie była jednak istotna statystycznie. Wśród badanych z niedowładem prawostronnym nie zaobserwowano natomiast znacznych różnic w średniej wyników testów chodu pomiędzy grupą eksperymentalną a kontrolną.

Tabela 16. Analiza porównawcza wyników testów TUG, 10 MWT, BBS, PASS, TIS, MRC oraz pomiaru goniometrycznego w badanych grupach, uzyskanych w badaniu II

Niedowładna strona																
	Lewa								Prawa							
	Grupa (e/k)								Grupa (e/k)							
	e				k				e				k			
	M	Me	Sd	N	M	Me	Sd	N	M	Me	Sd	N	M	Me	Sd	N
TUG	13.54	12.00	4.58	13	32.88	17.00	33.26	17	23.44	16.00	20.49	18	23.57	16.00	18.62	14
10 MWT	15.31	12.00	8.39	13	34.18	15.00	36.44	17	27.11	20.50	22.51	18	23.50	17.00	17.55	14
BBS	48.23	51.00	8.35	13	41.06	47.00	14.38	17	43.78	44.00	10.56	18	43.43	47.00	12.93	14
PASS utrzymanie pozycji	12.31	13.00	2.59	13	11.82	13.00	2.81	17	11.72	11.50	2.49	18	11.79	12.50	3.19	14
PASS zmiana pozycji	17.31	18.00	1.70	13	16.18	17.00	2.40	17	16.50	17.00	1.76	18	16.43	17.50	2.24	14
PASS łącznie	29.62	31.00	3.64	13	28.00	28.00	4.70	17	28.22	28.00	3.90	18	28.14	30.00	5.43	14
TIS równowaga statyczna	6.46	6.00	0.52	13	5.65	6.00	1.22	17	6.28	6.00	0.58	18	6.21	6.00	0.70	14
TIS równowaga dynamiczna	8.46	10.00	2.37	13	6.71	8.00	3.44	17	8.00	9.00	3.01	18	7.79	10.00	2.97	14
TIS koordynacja	5.38	6.00	2.33	13	4.00	5.00	1.80	17	4.11	4.00	1.78	18	4.50	5.50	1.79	14
TIS łącznie	20.31	22.00	4.29	13	16.35	19.00	5.40	17	18.06	20.00	5.20	18	18.50	20.00	4.67	14
Siła mięśniowa prostowników st.kolanowego	6.00	6.00	1.53	13	5.24	5.00	1.35	17	5.56	5.00	1.69	18	4.79	5.50	2.52	14
Siła mięśniowa zginaczy st.kolanowego	5.69	6.00	2.06	13	5.41	5.00	1.23	17	5.33	5.00	1.81	18	4.57	5.50	2.50	14
Zakres wyprostu st.kolanowego	.00	.00	<0,00	13	.00	.00	<0,00	17	.00	.00	<0,00	18	.36	.00	1.34	14
Zakres zgięcia st.kolanowego	120.77	125.00	11.52	13	116.1	120.0	11.80	17	120.2	125.0	12.89	18	116.0	127.5	20.02	14

Wśród badanych z niedowładem lewostronnym wykazano różnice istotne statystycznie między grupą eksperymentalną a kontrolną w ocenie równowagi testem TIS w badaniu II ($p = 0.034$). W łącznym wyniku testu TIS, w grupie eksperymentalnej zanotowano istotnie wyższe wartości (20,31 punktu) w porównaniu do grupy kontrolnej (16,35 punktu). U badanych z niedowładem prawostronnym nie wykazano istotnych różnic w średniej wyników testu TIS pomiędzy grupami (tabela 17).

W testach BBS, PASS, sile mięśniowej oraz w zakresie ruchomości nie zaobserwowano istotnych różnic pomiędzy grupami w zależności od strony niedowładów.

Tabela 17. Analiza porównawcza wyników testów TUG, 10 MWT, BBS, PASS, TIS, MRC oraz pomiaru goniometrycznego pomiędzy grupą eksperymentalną a kontrolną, uzyskanych w badaniu II, z uwzględnieniem strony niedowładnej kończyny dolnej

Niedowładna strona								
	Lewa				Prawa			
	U Manna-Whitneya	W Wilcoxon	Z	p	U Manna-Whitneya	W Wilcoxon	Z	p
TUG	67.500	158.500	-1.806	0.071	121.500	226.500	-.172	0.863
10 MWT	74.500	165.500	-1.512	0.131	112.500	217.500	-.513	0.608
BBS	77.500	230.500	-1.385	0.166	120.500	291.500	-.210	0.834
PASS utrzymanie pozycji	98	251	-.530	0.596	122	293	-.154	0.878
PASS zmiana pozycji	80	233	-1.414	0.157	114	285	-.478	0.633
PASS łącznie	89	242	-.909	0.363	118	289	-.307	0.758
TIS równowaga statyczna	68<	221	-1.943	0.052	121.500	226.500	-.193	0.847
TIS równowaga dynamiczna	78.500	231.500	-1.435	0.151	121.500	292.500	-.179	0.858
TIS koordynacja	73	226	-1.626	0.104	111	282	-.607	0.544
TIS łącznie	60	213	-2.124	0.034*	116	287	-.383	0.702
Siła mięśniowa prostowników st.kolanowego	77	230	-1.434	0.152	105.500	210.500	-.789	0.430
Siła mięśniowa zginaczy st. kolanowego	90.500	243.500	-.854	0.393	105.500	210.500	-.788	0.431
Zakres wyprostu st.kolanowego	110.500	263.500	0	1	117	288	-1.134	0.257
Zakres zgięcia st.kolanowego	84	237	-1.134	0.257	122	227	-.161	0.872

*zależność istotna statystycznie

W grupie z niedowładem lewostronnym wykazano różnice istotne statystycznie między grupą eksperymentalną a kontrolną, w średniej amplitudzie EMG podczas skurczu izometrycznego mięśnia prostego uda ($p = 0.028$), większą wartość zanotowano

w grupie eksperymentalnej ($70,2\mu\text{V}$) w porównaniu do grupy kontrolnej ($34,3\mu\text{V}$). U badanych z niedowładem lewostronnym zaobserwowano także istotną statystycznie różnicę pomiędzy grupami, w wartości maksymalnej skurczu izometrycznego mięśnia dwugłowego uda ($p = 0.038$), większą wartość zanotowano w grupie eksperymentalnej ($164,7\mu\text{V}$), w porównaniu do grupy kontrolnej ($103,9\mu\text{V}$).

W grupie z niedowładem prawostronnym wykazano różnicę istotną statystycznie w tonusie mięśnia dwugłowego uda między grupą eksperymentalną a kontrolną, podczas czynnego ruchu zgięcia w stawie kolanowym ($p = 0.028$) (tabela 18), w grupie eksperymentalnej zanotowano mniejszą średnią wartość tonusu ($3,3\mu\text{V}$), w porównaniu do grupy kontrolnej ($7,4\mu\text{V}$).

W pozostałych zmiennych EMG mięśnia prostego uda oraz dwugłowego uda, nie zaobserwowano istotnych różnic pomiędzy grupami, w zależności od niedowładnej strony.

Tabela 18. Analiza porównawcza aktywności mięśnia prostego uda oraz dwugłowego uda podczas ruchu czynnego oraz skurczu izometrycznego, pomiędzy grupą eksperymentalną a kontrolną, w badaniu II, z uwzględnieniem strony niedowładnej kończyny dolnej

	Niedowładna strona							
	Lewa				Prawa			
	U Manna-Whitneya	W Wilcoxon	Z	p	U Manna-Whitneya	W Wilcoxon	Z	p
Mięsień prosty uda - czynny ruch wyprostu w st. kolanowym - minimum	98<0,001	251	-.523	0.601	93.500	264.500	-1.235	0.217
Mięsień prosty uda – czynny ruch wyprostu w st. kolanowym - maksimum	73<0,001	226	-1.569	0.117	88	259	-1.444	0.149
Mięsień prosty uda czynny ruch wyprostu w st. kolanowym - średni	78<0,001	231	-1.360	0.174	77	248	-1.861	0.063
Mięsień prosty uda czynny ruch wyprostu w st. kolanowym - tonus	103<0,001	194	-.314	0.754	86	257	-1.519	0.129
Mięsień prosty uda - skurcz izometryczny - minimum	72<0,001	225	-1.611	0.107	110.500	281.50	-.589	0.556
Mięsień prosty uda - skurcz izometryczny - maksimum	64<0,001	217	-1.946	0.052	91	262	-1.330	0.184
Mięsień prosty uda - skurcz izometryczny - średni	58<0,001	211	-2.197	0.028*	90	261	-1.368	0.171
Mięsień prosty uda – skurcz izometryczny – tonus	82.500	235.50	-1.172	0.241	123	294	-.114	0.909
Mięsień dwugłowy uda czynny ruch zgięcia w st. kolanowym – minimum	76<0,001	229	-1.444	0.149	75.500	246.5	-1.919	0.055

Mięsień dwugłowy uda czynny ruch zgięcia w st. kolanowym – maksimum	96<0,001	249	-.607	0.544	122	227	-.152	0.879
Mięsień dwugłowy uda czynny ruch zgięcia w st. kolanowym – średni	81<0,001	234	-1.235	0.217	118	289	-.304	0.761
Mięsień dwugłowy uda czynny ruch zgięcia w st. kolanowym – tonus	93<0,001	246	-.733	0.464	68	239	-2.203	0.028*
Mięsień dwugłowy uda - skurcz izometryczny - minimum	79<0,001	232	-1.318	0.187	102	273	-.912	0.362
Mięsień dwugłowy uda - skurcz izometryczny - maksimum	61<0,001	214	-2.072	0.038*	121	226	-.190	0.849
Mięsień dwugłowy uda - skurcz izometryczny - średni	67<0,001	220	-1.821	0.069	111	282	-.570	0.569
Mięsień dwugłowy uda - skurcz izometryczny - tonus	109<0,001	200	-.063	0.950	78	249	-1.824	0.068

*zależność istotna statystycznie

5.12. Ocena wpływu wieku na wyniki terapii w obydwu grupach

W celu zbadania zależności pomiędzy wiekiem a wynikami zastosowanych testów w przeprowadzonych badaniach, wykorzystano korelację rho Spearmana. W żadnej z grup nie wykazano związku istotnego statystycznie między wiekiem a wielkością zmiany parametrów w testach TUG, 10 MWT, BBS, PASS, TIS, w skali MRC oraz w pomiarze goniometrycznym.

Zanotowano korelacje pomiędzy wiekiem a amplitudą EMG mięśnia prostego uda oraz dwugłowego uda, w obrębie badanych grup (tabela 19). W grupie eksperymentalnej występował ujemny istotny związek między wiekiem a zmianą wartości minimalnej amplitudy EMG mięśnia prostego uda, podczas czynnego ruchu wyprost w stawie

kolanowym ($\rho = -0.378$, $p = 0.036$). Zauważono, że im starsze osoby, tym mniejsza zmiana między badaniem I a badaniem II, w minimalnej amplitudzie EMG. W grupie eksperymentalnej wykazano również słabą korelację pomiędzy wiekiem a zmianą średniej amplitudy EMG mięśnia dwugłowego uda, podczas skurczu izometrycznego ($\rho = -0.351$, $p = 0.053$). Zaobserwowano, że im starsze osoby, tym mniejsza zmiana między badaniem I a badaniem II, w średniej amplitudzie EMG.

Tabela 19. Analiza stopnia korelacji między wiekiem a zmianą wartości amplitudy EMG, pomiędzy badaniem I a badaniem II, w obu grupach

		Grupa (e/k)		
		e	k	
		Wiek	Wiek	
rho Spearmana	Mięsień prosty uda - czynny ruch wyprostu w st. kolanowym - minimum	rho	-.378	-.055
		p	.036*	.770
	Mięsień prosty uda – czynny ruch wyprostu w st. kolanowym - maksimum	rho	-.086	.129
		p	.646	.489
	Mięsień prosty uda – czynny ruch wyprostu w st. kolanowym - średni	rho	-.329	-.063
		p	.071	.735
	Mięsień prosty uda – czynny ruch wyprostu w st. kolanowym - tonus	rho	-.319	-.039
		p	.080	.836
	Mięsień prosty uda - skurcz izometryczny - minimum	rho	-.140	.086
		p	.452	.644
	Mięsień prosty uda - skurcz izometryczny - maksimum	rho	-.169	.275
		p	.363	.134
	Mięsień prosty uda - skurcz izometryczny - średni	rho	-.149	.228
		p	.425	.217
	Mięsień prosty uda - skurcz izometryczny - tonus	rho	-.044	.164
		p	.813	.378
	Mięsień dwugłowy uda czynny ruch zgięcia w st. kolanowym – minimum	rho	-.036	-.151
		p	.846	.418

Mięsień dwugłowy uda czynny	rho	.032	-.063
ruch zgięcia w st. kolanowym – maksimum	p	.865	.738
Mięsień dwugłowy uda czynny	rho	-.216	-.027
ruch zgięcia w st. kolanowym – średni	p	.243	.883
Mięsień dwugłowy uda czynny	rho	-.116	-.002
ruch zgięcia w st. kolanowym – tonus	p	.533	.992
Mięsień dwugłowy uda - skurcz izometryczny - minimum	rho	-.101	-.082
	p	.587	.659
Mięsień dwugłowy uda - skurcz izometryczny - maksimum	rho	-.232	-.017
	p	.208	.929
Mięsień dwugłowy uda - skurcz izometryczny - średni	rho	-.351	.002
	p	.053	.991
Mięsień dwugłowy uda - skurcz izometryczny - tonus	rho	-.147	.173
	p	.431	.351

* zależność istotna statystycznie

5.13. Ocena wpływu płci na wyniki terapii w obydwu grupach

Dokonując podziału grupy eksperymentalnej i kontrolnej ze względu na płeć, zanotowano różnicę w wynikach testów TUG, 10 MWT, PASS, TIS, skali MRC oraz pomiarze goniometrycznym pomiędzy badaniem I a badaniem II, w obydwu grupach (tabela 20).

Tabela 20. Analiza porównawcza wyników testów TUG, 10 MWT, PASS, TIS, skali MRC oraz pomiaru goniometrycznego pomiędzy badaniem I a badaniem II, w grupie eksperymentalnej i kontrolnej, z podziałem na płeć

	Grupa (e/k)															
	e								k							
	Płeć								Płeć							
	Kobieta				Mężczyzna				Kobieta				Mężczyzna			
	Średnia	Me	Sd	N	Średnia	Me	Sd	N	Średnia	Me	Sd	N	Średnia	Me	Sd	N
TUG	-11.84	-5.00	24.01	19	-11.17	-10.00	10.22	12	-19.20	-14.00	14.79	15	-8.31	-5.50	10.02	16
10MWT	-12.11	-5.00	22.50	19	-12.25	-9.00	13.13	12	-20.67	-12.00	20.12	15	-8.25	-8.50	7.47	16
BBS	11.21	10.00	8.03	19	11.42	12.50	7.50	12	13.87	12.00	7.79	15	11.94	10.50	8.60	16
PASS utrzymanie pozycji	1.53	1.00	1.86	19	2.17	2.00	1.94	12	2.47	2.00	2.06	15	1.56	1.00	1.86	16
PASS zmiana pozycji	1.79	1.00	2.46	19	1.75	1.00	2.00	12	3.40	3.00	2.47	15	1.63	1.00	2.72	16
PASS łącznie	2.79	2.00	3.91	19	3.92	3.00	3.26	12	5.87	6.00	3.98	15	3.13	2.00	3.55	16
TIS równowaga statyczna	.53	.00	1.02	19	.25	.00	.45	12	.93	1.00	1.33	15	.63	.00	1.31	16
TIS równowaga dynamiczna	2.00	1.00	2.80	19	1.67	.50	2.42	12	2.07	2.00	2.18	15	.94	.00	1.28	16
TIS koordynacja	1.53	2.00	1.50	19	1.67	2.00	1.72	12	1.27	1.00	1.33	15	1.19	.50	1.42	16
TIS łącznie	4.00	2.00	4.64	19	3.58	3.00	4.12	12	4.27	5.00	3.80	15	2.75	2.00	3.02	16
Siła mięśniowa prostowników st. kolanowego	1.89	2.00	1.10	19	2.00	2.00	1.34	12	1.33	1.00	1.17	15	1.94	2.00	1.38	16
Siła mięśniowa zginaczy st. kolanowego	1.47	1.00	1.07	19	2.08	2.00	1.37	12	1.27	1.00	1.16	15	2.06	2.50	1.38	16
Zakres wyprostu st. kolanowego	.00	.00	<0,00	19	.00	.00	<0,00	12	-.33	.00	1.29	15	-.94	.00	3.75	16
Zakres zgięcia st. kolanowego	3.95	.00	5.15	19	10.83	2.50	20.54	12	7.67	10.00	6.23	15	8.44	10.00	8.31	16

Różnice istotne statystycznie między kobietami a mężczyznami zaobserwowano tylko w grupie kontrolnej (tabela 21). W teście TUG zanotowano różnicę istotną statystycznie ($p = 0.012$) pomiędzy kobietami a mężczyznami. U kobiet zanotowano znaczną poprawę wyniku (średnia -19,20 sekund) w porównaniu do mężczyzn (średnia -8,31 sekund). W teście 10 MWT znacznie wyższe wyniki również uzyskały kobiety (średnia -20,67 sekund vs -8,25 sekund), istotność statystyczna wynosiła 0.052. W grupie kontrolnej wykazano różnice istotne statystycznie pomiędzy kobietami i mężczyznami w teście PASS, w sekcji zmiana pozycji ($p = 0.013$) oraz w łącznym wyniku testu ($p = 0.033$). W teście oceniającym zmianę pozycji większą poprawę średniej wyników zanotowano u kobiet (3,4 punktu), w porównaniu do mężczyzn (1,63 punktu). W łącznym wyniku testu PASS również lepszy wynik zmiany średniej uzyskały kobiety (5,87 punktu), w porównaniu do mężczyzn (3,13 punktu).

Tabela 21. Analiza zależności pomiędzy płcią a zmianą wyników testów TUG, 10 MWT, PASS, TIS, skali MRC oraz pomiaru goniometrycznego, między badaniem I a badaniem II, w obu grupach

	Grupa (e/k)							
	e				k			
	U Manna-Whitneya	W Wilcoxon	Z	p	U Manna-Whitneya	W Wilcoxon	Z	p
TUG	103<0,001	181<0,001	-.447	.655	56.500	176.500	-2.515	.012*
10MWT	95.500	173.500	-.753	.451	71<0,001	191<0,001	-1.940	.052
BBS	106<0,001	296<0,001	-.325	.745	100<0,001	236<0,001	-.792	.428
PASS utrzymanie pozycji	87.500	277.500	-1.105	.269	87<0,001	223<0,001	-1.333	.182
PASS zmiana pozycji	111.500	189.500	-.105	.916	58.500	194.500	-2.497	.013*
PASS łącznie	89<0,001	279<0,001	-1.027	.304	66.500	202.500	-2.134	.033*
TIS równowaga statyczna	103.500	181.500	-.536	.592	96.500	232.500	-1.052	.293
TIS równowaga dynamiczna	108.500	186.500	-.237	.812	85.500	221.500	-1.455	.146
TIS koordynacja	112<0,001	302<0,001	-.085	.932	113.500	249.500	-.271	.786
TIS łącznie	108.500	186.500	-.229	.819	92<0,001	228<0,001	-1.120	.263
Siła mięśniowa prostowników st. kolanowego	111.500	301.500	-.106	.916	89<0,001	209<0,001	-1.259	.208
Siła mięśniowa zginaczy st. kolanowego	84.500	274.500	-1.236	.217	79.500	199.500	-1.648	.099
Zakres wyprostu st. kolanowego	114<0,001	192<0,001	<0,001	1	120<0,001	256<0,001	<0,001	1
Zakres zgięcia st. kolanowego	103<0,001	293<0,001	-.484	.628	117.500	237.500	-.105	.916

*istotność statystyczna

W analizie zmian EMG mięśnia prostego uda oraz mięśnia dwugłowego uda nie wykazano różnic istotnych statystycznie między kobietami a mężczyznami, w żadnej z grup.

5.14. Ocena wpływu czasu pomiędzy wystąpieniem udaru mózgu a udziałem w badaniach na wyniki terapii w obydwu grupach

W celu zbadania zależności pomiędzy czasem od wystąpienia UM a udziałem w badaniach na wyniki zastosowanych testów, wykorzystano korelację rho Spearmana. Wśród kobiet w grupie kontrolnej wykazano istotny ujemny związek między czasem od UM a zmianą w wynikach równowagi w teście BBS ($\rho = -0.380$, $p = 0.035$). Im dłuższy czas od udaru, tym mniejsza zmiana między badaniem I a II. W grupie eksperymentalnej nie odnotowano korelacji między czasem od UM a wynikiem testu BBS ($\rho = 0.073$, $p = 0.696$). W pozostałych testach nie wykazano korelacji zależnej od czasu od UM.

6. DYSKUSJA

Rozwój technologii medycznej oraz wzrost poziomu świadomości dotyczącej UM wśród społeczeństwa, przyczyniają się do spadku wskaźnika śmiertelności związanego ze zdarzeniami mózgowo-naczyniowymi [168]. Mimo to UM jest jedną z głównych przyczyn śmierci oraz największym czynnikiem niepełnosprawności na świecie. Dotyczy on przede wszystkim osób po 65 roku życia [39]. Potwierdza ten fakt udział w badaniach własnych, pacjentów w przedziale wiekowym 65-86 lat. Wśród najczęstszych objawów klinicznych UM wymienia się zaburzenia funkcji motorycznych i poznawczych. Upośledzenie motoryki w postaci osłabienia połowiczego i zaburzeń równowagi, przekładają się na trudności w poruszaniu się oraz na znaczne obniżenie jakości życia [169]. Cinnera i wsp. [170] zaobserwowali większy wpływ powrotu funkcji kończyn dolnych, a co za tym idzie poprawy równowagi, w porównaniu do powrotu funkcji kończyn górnych, na jakość życia związaną ze zdrowiem, po 60 dniach od UM. Wychodząc naprzeciw potrzebom pacjentów po UM, w badaniach własnych skupiono się na ocenie aktywności mięśniowej kończyny dolnej, równowagi i prędkości chodu oraz wpływie zastosowanej terapii z wykorzystaniem robota Luna EMG na wymienione zdolności motoryczne.

Neurorehabilitacja jest dynamicznie rozwijającą się dziedziną fizjoterapii. Obserwowanych jest wiele nowych koncepcji rehabilitacji poudarowej, w tym terapia wspomagana robotem, VR czy też wykorzystująca interfejsy mózg-komputer [171]. Ze względu na złożoność działania układu nerwowego oraz indywidualny charakter dysfunkcji organizmu po UM, niemożliwe jest ustalenie jednego, konkretnego modelu rehabilitacji. W związku z tym, nieustannie poszukuje się coraz to lepszych metod diagnostyczno - terapeutycznych, szczególnie w fizjoterapii neurologicznej. Powrót do sprawności po UM ma charakter nieliniowy. Największą poprawę odnotowuje się w pierwszych trzech miesiącach [172], kiedy dominuje mechanizm spontanicznego powrotu do zdrowia [50]. Poprawa wyników funkcjonalnych po trzech miesiącach wydaje się być zależna od strategii adaptacji do uczenia się. Do badań własnych zakwalifikowano pacjentów po trzecim tygodniu od incydentu udarowego, by sprawdzić skuteczność terapii łączącej konwencjonalną fizjoterapię z treningiem za pomocą robota Luna EMG. Średni czas trwania stacjonarnej rehabilitacji neurologicznej wynosi od 4 do 6 tygodni [169], dlatego też w badaniach własnych interwencję badawczą prowadzono w optymalnym czasie przez okres 4 tygodni.

Powierzchniowa elektromiografia jest powszechnie stosowaną metodą do oceny zdolności funkcjonalnych mięśni [158]. Wykorzystywana jest w badaniu stanu czynnościowego jednostek ruchowych, poprzez analizę sygnału mioelektrycznego. Jest metodą nieinwazyjną i bezbolesną, która pozwala na obiektywną, jakościową ocenę aktywności mięśni. W praktyce klinicznej korzystają z niej nie tylko lekarze, ale również fizjoterapeuci [173]. Sygnały EMG powstają w odpowiedzi na aktywność nerwowo-mięśniową, która generowana jest podczas skurczu bądź relaksacji mięśnia [174]. Ze względu na coraz częstsze zastosowanie sEMG w sterowaniu robotami w rehabilitacji medycznej, badanie aktywności mięśni kończyn dolnych w oparciu o sygnały elektromiograficzne cieszą się coraz większym zainteresowaniem [175]. Mimo to sEMG u pacjentów po UM nadal budzi wiele kontrowersji i zastrzeżeń, odnośnie wiarygodności związanej z zaburzeniami ośrodkowego układu nerwowego. Upośledzenie aktywacji mięśni związane jest bowiem, zarówno z zaburzeniem kontroli motorycznej, jak i strategiami kompensacyjnymi [176]. Pacjenci po UM wykazują osłabienie skurczów mięśniowych, zmniejszoną aktywację jednostek motorycznych podczas skurczów oraz utratę zdolności do kontroli aktywności mięśniowej w odpowiednim czasie [177]. W badaniach pilotażowych Szymankiewicz-Szukała i wsp. [178] oceniających czynność jednostek ruchowych mięśni kończyny dolnej po stronie bardziej niedowładnej u chorych po udarze niedokrwiennym mózgu, za pomocą sEMG, wykazano znaczące deficyty w aktywności mięśnia piszczelowego przedniego oraz brzuchatego łydki, podczas maksymalnego 5-sekundowego skurczu. Zaobserwowano wyraźny spadek amplitudy w mięśniu piszczelowym przednim wynoszącym średnio $434\mu\text{V}$ i nieco mniejszy spadek w mięśniu brzuchatym łydki - $378\mu\text{V}$. Chcąc wykorzystać pełne możliwości robota Luna, w badaniach własnych urządzenie posłużyło zarówno jako narzędzie diagnostyczne, jak i terapeutyczne. Analizie poddano aktywność mięśniową oraz napięcie mięśnia prostego uda oraz dwugłowego uda bezpośrednio zajętej kończyny dolnej, na początku badań oraz po 4 tygodniowej terapii. Aktywność mięśni badano podczas czynnego ruchu wyprostu i zgięcia w stawie kolanowym oraz podczas skurczu izometrycznego mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego, za pomocą sEMG. Analiza wyników badań własnych wykazała różnicę istotną statystycznie w zakresie tonusu mięśnia prostego uda podczas ruchu wyprostu w stawie kolanowym ($p = 0.027$) oraz minimalnej amplitudy EMG mięśnia dwugłowego uda podczas ruchu zgięcia w stawie kolanowym ($p = 0.044$), w grupie eksperymentalnej, po zastosowanej terapii.

W pozostałych zmiennych amplitudy EMG ocenianych mięśni nie odnotowano istotnej statystycznie różnicy w obrębie badanych grup, po zakończonej interwencji.

Charakterystyczną cechą chodu poudarowego jest zmniejszenie jego prędkości w porównaniu do osób zdrowych, która średnio waha się w granicach od 0,23 m/s do 0,73 m/s. Sugeruje się, że do sprawnego przemieszczania się w przestrzeni publicznej, na przykład do przejścia przez ulicę w określonym czasie, konieczna jest prędkość chodu powyżej 0,80 m/s [65]. Istnieje wiele badań oceniających skuteczność treningu chodu po UM, z wykorzystaniem rehabilitacyjnych robotów stacjonarnych połączonych z bieżnią i z systemem BWS [179, 180, 181, 154]. W badaniach własnych poddano ocenie terapię z wykorzystaniem robota Luna EMG, zakładanego na jedną kończynę dolną pacjenta oraz przeanalizowano wpływ zastosowanej terapii na prędkość chodu badanych po UM. Do oceny chodu wykorzystano testy TUG oraz 10 MWT, których uzyskane wyniki istotnie poprawiły się w obydwu grupach, po zrealizowanej terapii.

Interpretując wyniki testu TUG można wyróżnić cztery poziomy mobilności, zależne od czasu wykonania testu: 1- prawidłowa mobilność (< 10sekund), 2 - dobra mobilność (< 20 sekund, samodzielne wychodzenie z domu, poruszanie się w domu bez pomocy), 3 - ograniczona mobilność (< 30 sekund, uniemożliwione samodzielne wychodzenie z domu, konieczna pomoc podczas poruszania się), 4 - mobilność zależna (> 30 sekund, zależność od innych w większości czynności dnia codziennego i umiejętności poruszania się) [168]. W badaniach własnych w pierwszym pomiarze testu TUG średnie wyniki obu grup stanowiły powyżej 30 sekund (gr. eksperymentalna - 30,87 sekund, gr. Kontrolna - 42,26 sekund), co wskazywało na mobilność zależną badanych pacjentów. Natomiast po zastosowanej terapii średnie wyniki w obu grupach istotnie się poprawiły (gr. eksperymentalna - 19,29 sekund, gr. kontrolna - 28,68 sekund), różnicując badanych w grupie eksperymentalnej na poziom dobrej mobilności, a badanych w grupie kontrolnej na poziom ograniczonej mobilności.

Na prędkość chodu po UM ma wpływ wiele czynników. Taylor-Piliae i wsp. [182] zaobserwowali, że głównymi czynnikami wpływającymi na prędkość chodu pacjentów w późnej fazie udaru są wytrzymałość tlenowa oraz siła kończyn dolnych. Drużbicki ze wsp. [183] wykazali bardzo słabą ujemną korelację między wiekiem a prędkością chodu ocenianą na dystansie 10 metrów ($r = - 0.25$) u pacjentów po UM, podobne wyniki uzyskano w badaniach własnych. W teście 10 MWT w grupie eksperymentalnej zanotowano bardzo słabą, ujemną korelację Spearmana na poziomie $\rho = - 0.22$, a w grupie kontrolnej $\rho = - 0.10$. Na prędkość chodu po UM może mieć również wpływ

niedowładna strona. Kim ze wsp. [44] zanotowali znacznie większą prędkość chodu u badanych z niedowładem lewostronnym. W badaniach własnych uzyskano rozbieżne wyniki, zależne od przeprowadzonej interwencji badawczej. U badanych z niedowładem lewostronnym w grupie eksperymentalnej, w teście TUG oraz 10 MWT w badaniu II, średni czas wykonania testu był krótszy w porównaniu do badanych z niedowładem prawostronnym, natomiast w grupie kontrolnej średni czas wykonania zastosowanych testów oceniających prędkość chodu, był dłuższy u pacjentów z niedowładem lewostronnym. Można zasugerować, że program usprawniania połączony z treningiem kończyny dolnej za pomocą robota Luna EMG u pacjentów z niedowładem lewostronnym przynosi większą poprawę wyników w testach chodu, w porównaniu do pacjentów z niedowładem lewostronnym korzystających z terapii bez wsparcia robota.

Rozanski i wsp. [184] w badaniach porównujących parametry czasoprzestrzenne chodu u osób zdrowych i po UM, zaobserwowali wydłużenie czasu fazy przenoszenia po stronie bezpośrednio zajętej oraz znaczne zwiększenie czasu fazy podporu po stronie pośrednio zajętej, u osób po UM wykazujących chód asymetryczny. Ponadto pacjenci po UM, u których obserwowano chód asymetryczny przemieszczali się wolniej, częściej asymetria parametrów czasoprzestrzennych chodu dotyczyła pacjentów z upośledzeniem lewej strony ciała. U pacjentów z chodem asymetrycznym aktywacja mięśnia prostego uda w fazie przenoszenia była znacznie wcześniejsza, w porównaniu do badanych prezentujących chód symetryczny. Wang ze wsp. [185] wykonali analizę porównawczą zakresu zgięcia w stawie kolanowym, aktywności mięśni prostego uda, dwugłowego uda oraz mięśnia brzuchatego łydki oraz ich koordynacji podczas cyklu chodu od fazy podporowej do fazy wymachu, pomiędzy osobami po UM a osobami zdrowymi. Badania wykazały znacznie mniejszy zakres ruchu zgięcia w stawie kolanowym zarówno kończyny bezpośrednio jak i pośrednio zajętej w grupie pacjentów po UM, w porównaniu do osób zdrowych. Średnia częstotliwość amplitudy mięśnia prostego uda po stronie pośrednio zajętej kończyny dolnej była istotnie wyższa w grupie po UM, w porównaniu do osób zdrowych, nie zanotowano jednak istotnych różnic w grupie po UM pomiędzy kończynami. Zaobserwowano również, że UM nie wpływa znacząco na aktywność mięśnia dwugłowego uda podczas chodu, natomiast zmniejsza aktywność mięśnia brzuchatego łydki. Badacze potwierdzili również hipotezę, że za ograniczone zgięcie stawu kolanowego podczas chodu po UM odpowiada koordynacja wielu mięśni, a nie skurcz pojedynczego mięśnia. W badaniach własnych, w grupie kontrolnej, zanotowano dodatnią korelację ($\rho = 0.377$, $p = 0.036$) pomiędzy zmianą

w minimalnej amplitudzie EMG mięśnia dwugłowego uda a zmianą czynnego zakresu zgięcia w stawie kolanowym bezpośrednio zajętej kończyny dolnej. W grupie eksperymentalnej nie zauważono istotnych korelacji pomiędzy zmianą w czynnym zakresie ruchu w stawie kolanowym a aktywnością ocenianych mięśni w badaniu sEMG.

Wśród głównych zaburzeń po UM obserwuje się upośledzenia czuciowe i ruchowe oraz dysfunkcje kończyn dolnych. W związku z powyższym pacjenci doświadczają zaburzeń równowagi, mają trudności w utrzymaniu kontroli postawy oraz stabilizacji ciała przeciwko grawitacji. U pacjentów po UM dochodzi do zaburzeń integracji bodźców przedsionkowych, wzrokowych i/lub somatosensorycznych w ośrodkowym układzie nerwowym [186]. Tułów jest centralnym obszarem kontroli motorycznej kończyn górnych i dolnych. Osłabienie mięśni tułowia i brak stabilizacji uniemożliwia generowanie odpowiedniej siły dla kończyn [95]. W wyniku UM obserwuje się upośledzenie siły mięśni tułowia [187]. W celu zwiększenia siły i stabilizacji mięśni tułowia, w fizjoterapii stosuje się ćwiczenia w różnych pozycjach wyjściowych, z wykorzystaniem niestabilnego podłoża czy też urządzeń elektromechanicznych [188]. Istnieje silna korelacja pomiędzy kontrolą tułowia a zdolnością do wykonywania aktywności dnia codziennego po UM. Testy oceniające kontrolę tułowia mają wartość prognostyczną długotrwałej poprawy funkcjonalnej, dlatego też ocena kontroli tułowia i równowagi we wczesnej fazie po UM powinna być ważną częścią badania klinicznego [189]. Aprile i wsp. [190] w badaniu oceniającym wpływ rehabilitacji chodu i równowagi za pomocą robotów w porównaniu z samym treningiem chodu wspomaganego robotem, na równowagę, zaobserwowali podobne wyniki w obydwu grupach w teście równowagi BBS. Uzyskano zbieżne wyniki w badaniach własnych zarówno w grupie eksperymentalnej, jak i kontrolnej, zanotowano istotną statystycznie poprawę w wynikach testów BBS, PASS i TIS pomiędzy badaniem I a badaniem II, jednak nie zaobserwowano istotnych różnic w wynikach testów pomiędzy grupami. Wen wraz ze wsp. [191] oceniali wpływ aktywności mięśni uda u pacjentów po UM, na zaburzenia równowagi. Zanotowano wyższą średnią wartość EMG mięśnia obszernego przyśrodkowego, prostego uda oraz dwugłowego uda po stronie kończyny bezpośrednio zajętej podczas testów równowagi statycznej oraz wyższą aktywność EMG mięśnia prostego uda po stronie bezpośrednio zajętej podczas testów równowagi dynamicznej, w porównaniu do osób zdrowych. W badaniach własnych, w grupie eksperymentalnej, zanotowano istotną dodatnią korelację ($\rho = 0.477$, $p = 0.007$) pomiędzy zmianą średniej amplitudy EMG mięśnia prostego uda podczas

ruchu wyprostu w stawie kolanowym a zmianą średniej wyników równowagi dynamicznej ocenianej w teście TIS. Powyższej korelacji nie wykazano w grupie kontrolnej.

W dostępnej literaturze naukowej wiele miejsca zajmują badania nad efektywnością terapii z wykorzystaniem robotów, u pacjentów po UM. W przeglądzie systematycznym Merholz i wsp. [192] porównywano skuteczność terapii z wykorzystaniem zautomatyzowanych elektromechanicznych i robotycznych urządzeń do wspomagania treningu chodu z konwencjonalną fizjoterapią pacjentów po UM, wnioskując, że terapia łącząca fizjoterapię z treningiem wspomagany elektromechanicznie, stwarza większe szanse na osiągnięcie samodzielnego chodu w tej grupie badanych. Zdaniem badaczy największe korzyści z takiej formy rehabilitacji odnoszą pacjenci w pierwszych trzech miesiącach po UM, z dużymi ograniczeniami lokomocji. Podobną zależność zaobserwował Lo ze wsp. [193], którzy w przeglądzie systematycznym porównującym skuteczność terapii wspomaganej robotami i konwencjonalnej rehabilitacji u pacjentów po UM, zaobserwowali lepszą skuteczność terapii z wykorzystaniem robotów ale tylko u pacjentów ze znacznym upośledzeniem kończyn dolnych. Analiza przeglądu świadczy, iż trening z użyciem robota jest tak samo skuteczny w zakresie funkcji kończyn górnych i kończyn dolnych oraz czynności życia codziennego, co konwencjonalna rehabilitacja. Zdaniem Pignolo i wsp. [147] zastosowanie zintegrowanego systemu rehabilitacji u pacjentów w fazie podostrej UM, na który składają się trzy wybrane przez badaczy roboty rehabilitacyjne, przynosi znacznie większą poprawę funkcjonalną, mierzoną w skali Barthel oraz w Pomiarze Niezależności Funkcjonalnej (FIM - Functional Independence Measures), w porównaniu do konwencjonalnej rehabilitacji. Z kolei Bruni i wsp. [194] w wykonanym przeglądzie systematycznym zanotowali większą poprawę w ocenie prędkości chodu pacjentów po UM, którzy stosowali trening chodu wspomagany robotem z programowalną podstawą stóp w porównaniu do konwencjonalnej fizjoterapii. Większe korzyści w zakresie prędkości chodu odnosili pacjenci w fazie podostrej UM, w porównaniu do pacjentów w fazie przewlekłej choroby. Natomiast w badaniach własnych, nie zauważono znacznej przewagi terapii łączącej program rehabilitacji z treningiem z wykorzystaniem robota Luna EMG, w zakresie prędkości chodu, siły mięśni kończyny dolnej ani zakresu ruchu w stawie kolanowym, w porównaniu do powszechnie stosowanego programu usprawniania.

Niezwykle interesujące i nadal do końca nie poznane są mechanizmy powrotu do zdrowia osób po UM, zależnie od zastosowanej terapii. Saleh ze wsp. [195] próbowali określić mechanizm reorganizacji korowej podczas terapii ręki pacjentów w fazie przewlekłej UM, podzielonych na dwie grupy: stosujących program rehabilitacji wspomagany robotem w VR oraz program zadaniowy. W obu grupach wystąpiła poprawa kliniczna, jednakże wzorce reorganizacji w mózgu różniły się między grupami. Zasugerowano, że poprawa kliniczna w grupie z treningiem zadaniowym spowodowana była adaptacyjnym procesem kompensacyjnym w półkuli kontralateralnej, zaś w drugiej grupie poprawa kliniczna związana była z przywracaniem aktywności sieci sensomotorycznych w półkuli ipsilateralnej. Plastyczność tkanek nerwowych, czyli zdolność do tworzenia trwałych zmian strukturalnych i funkcjonalnych pod wpływem bodźców zewnętrznych, stanowi biologiczne podłoże uczenia się i pamięci, i jest jednym z głównych czynników wpływających na powrót do zdrowia po UM. Neuroplastyczność wynika ze spontanicznej reorganizacji obszarów motorycznych, jednak wiele badań wskazuje, że do zwiększenia poprawy funkcji motorycznych niezbędna jest intensywne stymulacja w ramach terapii fizjoterapeutycznej [196]. Istnieje wysoki potencjał w zastosowaniu systemów robotycznych w fizjoterapii poudarowej. Roboty rehabilitacyjne usprawniają tradycyjną terapię, dzięki temu, że mogą pracować przez dłuższy czas, w spójny i precyzyjny sposób, w różnych zaprogramowanych trybach funkcjonalnych, dostarczając multisensorycznej stymulacji [144]. Zdaniem Kipera i wsp. [197] w kształtowaniu kontroli motorycznej po UM zasadne wydaje się, łączenie konwencjonalnej fizjoterapii z innowacyjnymi technologiami komputerowymi, takimi jak robotyka czy VR. Innowacyjne technologie są wciąż testowane w neurorehabilitacji, szczególnie w leczeniu niedowładów po UM. W celu maksymalizacji zdolności adaptacyjnych układu nerwowego, ćwiczenia powinny angażować różne zmysły i promować aktywny udział pacjenta w terapii. Dzięki treningowi z wykorzystaniem robota Luna możliwe było osiągnięcie powyższych założeń. W procesie terapeutycznym w celu wykonania zadania ruchowego angażowano zmysł dotyku, słuchu oraz wzroku, niezbędna również była aktywna postawa pacjenta oraz motywacja do udziału w terapii.

W krytycznej ocenie projektu naukowego należy przyznać, że istnieją pewne słabe strony przeprowadzonych badań. Podkreśla się między innymi małą liczebność grup oraz brak odległych wyników funkcjonalnych przeprowadzonej fizjoterapii. Korzystne dla oceny zmian aktywności mięśniowej byłoby porównanie napięcia mięśni w spoczynku oraz porównanie EMG mięśni kończyny bezpośrednio zajętej po UM

z EMG mięśni kończyny pośrednio zajętej. W przyszłości warto byłoby rozważyć zwiększenie czasu trwania terapii z wykorzystaniem robota Luna, zarówno pojedynczej sesji jak i liczby sesji w tygodniu.

7. WNIOSKI

W oparciu o analizę przeprowadzonych badań sformułowano następujące wnioski:

1. Program usprawniania połączony z treningiem kończyny dolnej bezpośrednio zajętej za pomocą robota Luna EMG, ma istotny wpływ na zmniejszenie napięcia mięśnia prostego uda podczas czynnego ruchu wyprostu w stawie kolanowym oraz zmniejszenie minimalnej amplitudy EMG mięśnia dwugłowego uda podczas czynnego ruchu zgięcia w stawie kolanowym kończyny dolnej bezpośrednio zajętej, u pacjentów po udarze niedokrwiennym mózgu.
2. Program usprawniania połączony z treningiem kończyny dolnej bezpośrednio zajętej za pomocą robota Luna EMG, ma istotnie pozytywny wpływ na poprawę równowagi pacjentów po udarze niedokrwiennym mózgu.
3. Program usprawniania połączony z treningiem kończyny dolnej bezpośrednio zajętej za pomocą robota Luna EMG, ma istotnie pozytywny wpływ na poprawę prędkości chodu pacjentów po udarze niedokrwiennym mózgu.
4. Program usprawniania połączony z treningiem kończyny dolnej bezpośrednio zajętej za pomocą robota Luna EMG, ma istotnie pozytywny wpływ na poprawę siły mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego.
5. Program usprawniania połączony z treningiem kończyny dolnej bezpośrednio zajętej za pomocą robota Luna EMG, ma istotnie pozytywny wpływ na poprawę czynnego zakresu zgięcia w stawie kolanowym bezpośrednio zajętej kończyny dolnej u pacjentów po udarze niedokrwiennym mózgu. Nie zaobserwowano istotnego wpływu na zakres wyprostu w stawie kolanowym.

Zdefiniowano również wnioski aplikacyjne:

1. Wprowadzenie treningu kończyny dolnej bezpośrednio zajętej wykorzystującego reaktywną elektromiografię, za pomocą robota Luna EMG, do powszechnie stosowanego programu usprawniania, pozwala uzyskać istotną poprawę funkcjonalną pacjentów po udarze niedokrwiennym mózgu.
2. Wykorzystanie nowoczesnej technologii w powszechnie stosowanym programie usprawniania pacjentów po udarze niedokrwiennym mózgu umożliwia osiągnięcie efektywnej terapii, z mniejszym fizycznym obciążeniem fizjoterapeuty.

8. PIŚMIENNICTWO

- [1] Kowalczyk B, Zawadzka B. Poziom sprawności ruchowej a jakość życia po udarze mózgu osób w wieku produkcyjnym. *Problemy Higieny i Epidemiologii* 2019; 100(1): 42-29.
- [2] Drop B, Kos M, Furtak-Niczyporuk M. Stroke epidemiology based on experience from Krasnik county in Eastern Poland. *Annals of Agricultural and Environmental Medicine* 2020; 27(3): 448-455.
- [3] Burgar CG, Lum PS, Shor PC, Van der Loos M. Development of robots for rehabilitation therapy: The Palo AltoVA/Stanford experience. *Journal of Rehabilitation Research and Development* 2000; 37(6): 663-673.
- [4] Smedes F, Giacometti da Silva L. Motor learning with the PNF-concept, an alternative to CIMT in a patient after stroke; a case report. *JBMT* 2019; 23: 622-627.
- [5] Wang D, Xiang J, He Y, Yuan M, Dong L, Ye Z, Mao W. The Mechanism and Clinical Application of Constraint-Induced Movement Therapy in Stroke Rehabilitation. *Front Behav Neurosci* 2022; 16: 1-7.
- [6] Perin C, Bolis M, Limonta M, Meroni R, Ostasiewicz K. i wsp. Differences in rehabilitation needs after stroke: A similarity analysis on the icf core set for stroke. *International Journal of Environmental Research and Public Health* 2020; 17(12): 1-14.
- [7] Bejer A, Probachta M, Trojan G, Szeliga E, Pikuła D. Wpływ kompleksowej rehabilitacji szpitalnej na jakość życia po udarze mózgu. *Young Sport Science of Ukraine* 2013;3: 6-12.
- [8] Szczęsny A, Zawiślak R, Krawczyk A, Stańdo J, Wyszyńska E, Mróz J, Politowski K. Wspomagana rehabilitacja kończyny górnej u osób po udarze. *Przegląd elektrotechniczny* 2021: 109-112.

- [9] Mikołajewski D, Mikołajewska E, Nowak J, Nedashkovskyy N. Interdyscyplinarność i nowoczesne technologie w fizjoterapii. *Studia i Materiały Informatyki Stosowanej* 2018; 10(1): 9-12.
- [10] Pruszyńska M, Tadeja S, Świąteczak M, Kostka J. Zastosowanie interfejsów wirtualnych i innych cyfrowych technologii w rehabilitacji, Łódź : Wydawnictwo Uniwersytetu Medycznego 2022: 4-45.
- [11] Kornet M, Głowacka-Mrotek I, Nowacka K, Hagner W. Sposoby usprawniania kończyny górnej u osób po przebytych udarze mózgu. *Journal of Education, Health and Sport* 2017; 7(4): 234-257.
- [12] Tarnacka B, Turczyn P. Zastosowanie robotyki w rehabilitacji zaburzeń chodu w schorzeniach neurologicznych. *Polski Przegląd Neurologiczny* 2017; 13(2): 63-73.
- [13] Dunaj J, Klimasara WJ. Rozwiązania sprzętowe i programowe w sterowaniu robotami rehabilitacyjnymi Renus. *Pomiary Automatyka Robotyka* 2014; 12: 100-115.
- [14] Mikołajewska E, Mikołajewski D. Wykorzystanie robotów rehabilitacyjnych do usprawniania. *Niepełnosprawność – zagadnienia, problemy, rozwiązania.* 2013; 9(4): 21-44.
- [15] Kaniewska K, Dzieciół Z, Greloch A, Wojciuk M, Kuryliszyn-Moskal A. Przegląd współczesnych metod specjalnych fizjoterapii wykorzystywanych w usprawnianiu pacjentów po udarze niedokrwiennym mózgu. W: *Wybrane choroby cywilizacyjne XXI wieku. Praca zbiorowa pod redakcją Krystyny Kowalczyk, Elżbiety Krajewskiej-Kułąk, Mateusza Cybulskiego.* Uniwersytet Medyczny, Białystok 2017;3: 97-125.
- [16] Sacco RL, Kasner SE, Broderick JP. An updated definition of stroke for the 21st century: A statement for healthcare professionals from the American heart association/American stroke association. *Stroke* 2013; 44(7): 2064-2089.
- [17] Donkor ES. Stroke in the 21st Century: A Snapshot of the Burden, Epidemiology, and Quality of Life. *Stroke Research and Treatment* 2018; 3238165: 1-10.

- [18] Profilaktyka chorób naczyń mózgowych, w szczególności udaru mózgu. Agencja Oceny Technologii Medycznych i Taryfikacji Wydział Oceny Technologii Medycznych 2020. Raport nr: OT.423.5.2018: 1-113
- [19] Lewera D. Zrozumieć udar. Wydawnictwo Continuo. Wrocław 2018: 13-17.
- [20] Kuriakose D, Xiao Z. Pathophysiology and Treatment of Stroke: Present Status and Future Perspectives. *International Journal of Molecular Sciences* 2020; 21(20):7609: 1-24
- [21] Perna R, Temple J. Rehabilitation Outcomes: Ischemic versus Hemorrhagic Strokes. *Behavioural Neurology* 2015; 2015: 891651: 1-6.
- [22] Błazejewska-Hyżorek B, Czernuszenko A, Członkowska A i wsp. Wytyczne postępowania w udarze mózgu. *Rehabilitacja po udarze mózgu. Polski Przegląd Neurologiczny* 2019; 15: 124-155.
- [23] Wnuk M, Słowik A. Udar mózgu na dyżurze. Wydawnictwo Termedia Wydawnictwa Medyczne. Poznań 2016: 7-20.
- [24] Jayaraj RL, Azimullah S, Beiram R, Jalal FY, Rosenberg GA. Neuroinflammation: Friend and foe for ischemic stroke. *Journal of Neuroinflammation* 2019; 16(142): 1-24.
- [25] Horyd M, Kozera G. Rozwarstwienie tętnic domózgowych. *Forum Medycyny Rodzinnej* 2019; 13(5): 207-222.
- [26] Johnson CO, Nguyen M, Roth GA. Global, regional, and national burden of stroke, 1990–2016: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2016. *Lancet Neurology* 2019; 18(5): 439–58.
- [27] Lindsay MP, Norrving B, Sacco RL, Brainin M, Hacke W, Martins S. World Stroke Organization (WSO): Global Stroke Fact Sheet 2019; 14(8): 806-817.
- [28] GBD 2019 Stroke Collaborators. Global, regional, and national burden of stroke and its risk factors, 1990-2019: A systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2019. *The Lancet Neurology* 2021; 20(10): 795–820.

- [29] Feigin WL, Brainin M, Norrving B, Martins S, Sacco RL i wsp. World Stroke Organization (WSO): Global Stroke Fact Sheet 2022. *International Journal of Stroke* 2022; 17(1): 18-29.
- [30] 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. *Neurologia i Neurochirurgia Polska* 2022; 56(5): 417-427.
- [31] Yousufuddin M, Young N. Aging and ischemic stroke. *Aging* 2019; 11(9): 2542-2544.
- [32] Norrving B, Barrick J, Davalos A. Action Plan for Stroke in Europe 2018–2030. *European Stroke Journal* 2018; 3(4): 309–336.
- [33] Rochmah TN, Rahmawati IT, Dahlui M, Budiarto W. Economic burden of stroke disease: A systematic review. *International Journal of Environmental Research and Public Health* 2021; 18(14): 1-16.
- [34] Katan M, Luft A. Global Burden of Stroke. *Seminars in Neurology* 2018; 38(2): 208-211.
- [35] Wafa HA, Charles, Wolfe DA, Emmett E, Roth GA, Johnson CO, Wang Y. Burden of Stroke in Europe. Thirty-Year Projections of Incidence, Prevalence, Deaths, and Disability-Adjusted Life Years. *Stroke* 2020; 51: 2418–2427.
- [36] Gorelick PB. The global burden of stroke: persistent and disabling. *Lancet Neurology* 2019; 18: 417-418.
- [37] Béjot Y, Bailly H, Graber M, Garnier L, Laville A, Dubourget L, Mielle N. Impact of the ageing population on the burden of stroke: The dijon stroke registry. *Neuroepidemiology* 2019; 52(1-2): 78-85.
- [38] Owolabi MO, Thrift AG, Martins S, Johnson W, Pandian J. The state of stroke services across the globe: Report of World Stroke Organization–World Health Organization surveys. *International Journal of Stroke* 2021; 16(8): 889-901.

- [39] Wilczyński J, Mierzwa-Molenda M, Habik-Tatarowska N. Differences in body composition among patients after hemorrhagic and ischemic stroke. *International Journal of Environmental Research and Public Health* 2020; 17(11): 1-9.
- [40] Ojaghihaghghi S, Vahdati S, Mikaeilpour A, Ramouz A. Comparison of neurological clinical manifestation in patients with hemorrhagic and ischemic stroke. *World Journal of Emergency Medicine* 2017; 8(1): 34-38.
- [41] Bernhardt J, Hayward KS, Kwakkel G, Ward NS, Wolf SL i wsp. Agreed Definitions and a Shared Vision for New Standards in Stroke Recovery Research: The Stroke Recovery and Rehabilitation Roundtable Taskforce. *Neurorehabilitation and Neural Repair* 2017; 31(9): 793-799.
- [42] Kaniewski O, Suszyński K, Górka D, Kania D, Szelfer J. Wpływ terapii PNF na proces poprawy motorycznej u pacjentów po niedokrwinnym udarze mózgu zlokalizowanym w lewej półkuli w okresie ostrym rehabilitacji. *Annales Academiae Medicae Silesiensis* 2014; 68(5): 294-301.
- [43] Lis A, Furmanek MI. Dysarthria during subacute phase of the first in a life-time ischaemic stroke within left lenticular nucleus - case report. *Aktualności Neurologiczne* 2019; 19(1): 39-44.
- [44] Kim CH, Chu H, Kang GH, Sung KK, Kang DG, Lee HS, Lee S. Difference in gait recovery rate of hemiparetic stroke patients according to paralyzed side: A cross-sectional study based on a retrospective chart review. *Medicine* 2019; 98(46): 1-11.
- [45] Wist S, Clivaz J, Sattelmayer M. Muscle strengthening for hemiparesis after stroke: A meta-analysis. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine* 2016; 59(2): 114-124.
- [46] Opara J, Taradaj J, Walewicz K, Rosińczuk J, Dymarek R. The Current State of Knowledge on the Clinical and Methodological Aspects of Extracorporeal Shock Waves Therapy in the Management of Post-Stroke Spasticity - Overview of 20 Years of Experiences. *Journal of Clinical Medicine* 2021; 10(2): 1-26.

- [47] Jones TA. Motor compensation and its effects on neural reorganization after stroke. *Nature reviews. Neuroscience* 2017; 18(5): 267-280.
- [48] Pundik S, McCabe J, Skelly M, Tatsuoka C, Daly J. Association of spasticity and motor dysfunction in chronic stroke. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine* 2019; 62(6): 397-402.
- [49] Kuo CL, Hu GC. Post-stroke Spasticity: A Review of Epidemiology, Pathophysiology and Treatments. *International Journal of Gerontology* 2018; 12(4): 280-284.
- [50] Hatem SM, Saussez G, Della Faille M, Prist V, Zhang X, Dispa D, Bleyenheuft Y. Rehabilitation of Motor Function after Stroke: A Multiple Systematic Review Focused on Techniques to Stimulate Upper Extremity Recovery. *Frontiers in human neuroscience* 2016; 10: 442: 1-22.
- [51] Lv Q, Zhang J, Pan Y, Liu X, Miao L, Peng J, Song L, Zou Y, Chen X. Somatosensory Deficits After Stroke: Insights From MRI Studies. *Frontiers in neurology* 2022; 13: 891283: 1-17.
- [52] Konkel M, Drozd A, Nowacka-Kłós A, Hansdorfer-Korzon R, Barna M. Zespół pomijania stronnego u pacjentów po udarze mózgu - przegląd metod fizjoterapeutycznych. *Forum Medycyny Rodzinnej* 2015; 9(5): 405-415.
- [53] Rost A, Sitek EJ, Tarnowski A. Wpływ poudarowych zaburzeń poznawczych na zdolność kierowania pojazdem. *Aktualności Neurologiczne* 2021; 21(2): 93-101.
- [54] Zielonka-Pycka K, Szczygieł E, Golec E. Wpływ fizjoterapii na reedukację kontroli motorycznej u chorych po przebytych udarze niedokrwiennym mózgu. *Rehabilitacja Medyczna* 2018; 22(1): 4-14.
- [55] Zhang X, Bi X. Post-Stroke Cognitive Impairment: A Review Focusing on Molecular Biomarkers. *The Journal of Molecular Neuroscience* 2020; 70(8): 1244-1254.
- [56] Malewska MK, Jaracz J, Rybakowski J. Depresja poudarowa – rozpowszechnienie i czynniki ryzyka. *Neuropsychiatria i Neuropsychologia* 2016; 11(1): 6-11.

- [57] Robinson RG, Jorge RE. Post-Stroke Depression: A Review. *The American Journal of Psychiatry* 2016; 173(3): 221-231.
- [58] Masi G, Brovedani P. The hippocampus, neurotrophic factors and depression: possible implications for the pharmacotherapy of depression. *CNS Drugs* 2011; 25(11): 913-931.
- [59] Syafrita Y, Amir D, Susanti R, Fadhilah I. Relationship of brain-derived neurotrophic factor, malondialdehyde, and 8-hydroxy 2-deoxyguanosine with post-ischemic stroke depression. *Dementia & Neuropsychologia* 2020; 14(1): 41-46.
- [60] Angelucci F, Caltagirone C, Costa A. Cognitive training in neurodegenerative diseases: a way to boost neuroprotective molecules?. *Neural Regeneration Research* 2015; 10(11): 1754-1755.
- [61] Arber S, Costa R. Connecting neuronal circuits for movement. *Science* 2018; 360(6396): 1403-1404.
- [62] Arya KN. Underlying neural mechanisms of mirror therapy: Implications for motor rehabilitation in stroke. *Neurology India* 2016; 64(1): 38-44.
- [63] Hobbs B, Artemiadis P. A Review of Robot-Assisted Lower-Limb Stroke Therapy: Unexplored Paths and Future Directions in Gait Rehabilitation. *Frontiers in Neurorobotics* 2020;14(19).
- [64] Neptune R, Clark D, Kautz S. Modular control of human walking: A simulation study. *Journal of Biomechanics* 2009; 42(9): 1282–1287.
- [65] Beyaert C, Vasa R, Frykberg G. Gait post-stroke: Pathophysiology and rehabilitation strategies. *Neurophysiologie Clinique* 2015; 45(4-5): 335-355.
- [66] Shin SY, Kim Y, Jayaraman A, Park HS. Relationship between gait quality measures and modular neuromuscular control parameters in chronic post-stroke individuals. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 2021; 18(58): 1-12.
- [67] Louie DR, Bird ML, Menon C, Eng JJ. Perspectives on the prospective development of stroke-specific lower extremity wearable monitoring technology:

- a qualitative focus group study with physical therapists and individuals with stroke. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 2020; 17(31): 1-11.
- [68] Arienti C, Lazzarini SG, Pollock A, Negrin S. Rehabilitation interventions for improving balance following stroke: An overview of systematic reviews. *PLoS ONE* 2019; 14(7): 1-23.
- [69] Strojek K, Janczak Ł, Radzimińska A, Kaźmierczak U, Piekorz Z, Strączyńska A, Zukow W. Potrzeba Reeducacji Chodu Po Udarze Niedokrwiennym Mózgu. *Journal of Education, Health and Sport* 2016; 6(10): 79-89.
- [70] Tasseel-Ponche S, Delafontaine A, Godefroy O, Yelnik AP, Doutrelot PL, Duchossoy C, Hyra M, Sader T and Diouf M. Walking speed at the acute and subacute stroke stage: A descriptive meta-analysis. *Frontiers in Neurology* 2022; 13: 989622: 1-10.
- [71] Narożny W, Kowalczyk K, Markiet K, Karaszewski B. Zaburzenia przedsionkowe i słuchowe w udarach mózdzku. *Otorynolaryngologia* 2015; 14(4): 201-207.
- [72] Cho J, Kim H. Ankle Proprioception Deficit Is the Strongest Factor Predicting Balance Impairment in Patients With Chronic Stroke. *Archives of Rehabilitation Research and Clinical Translation* 2021; 3(4): 1-9.
- [73] Dierick F, Dehas M, Isambert JL, Injeyan S, Bouché AF, Bleyenheuft Y i wsp. Hemorrhagic versus ischemic stroke: Who can best benefit from blended conventional physiotherapy with robotic-assisted gait therapy? *PLoS ONE* 2017; 12(6): 1-17.
- [74] Ivanenko Y, Gurfinkel VS. Human Postural Control. *Frontiers in neuroscience* 2018; 12(171): 1-9.
- [75] Tasseel-Ponche S, Yelnik AP, Bonan IV. Motor strategies of postural control after hemispheric stroke. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology* 2015; 45(4-5): 327-333.
- [76] Lee PY, Huang JC, Tseng HY, Yang YC, Lin SI. Effects of trunk exercise on unstable surfaces in persons with stroke: A randomized controlled trial.

- International Journal of Environmental Research and Public Health 2020; 17: 9135: 1-12.
- [77] An SH, Park DS. The Effects of Trunk Exercise on Mobility, Balance and Trunk Control of Stroke Patients. *Journal of The Korean Society of Physical Medicine* 2017; 12(1): 25-33.
- [78] Grooms DR, Grindstaff TL, Croy T, Hart JM, Saliba SA. Clinimetric analysis of pressure biofeedback and transversus abdominis function in individuals with stabilization classification low back pain. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 2013; 43(3): 184-193.
- [79] KimS, Kang T, Park D, Lee J, Cynn H. Four-Week Comparative Effects of Abdominal Drawing-In and Diaphragmatic Breathing Maneuvers on Abdominal Muscle Thickness, Trunk Control, and Balance in Patients With Chronic Stroke. *Physical Therapy Korea* 2017; 24(3): 10-20.
- [80] Lee HJ, Kang TW, Kim BR. Effects of diaphragm and deep abdominal muscle exercise on walking and balance ability in patients with hemiplegia due to stroke. *Journal of Exercise Rehabilitation* 2018; 14(4): 648-653.
- [81] Li J, Zhong D, Ye J. i wsp. Rehabilitation for balance impairment in patients after stroke: a protocol of a systematic review and network meta-analysis. *BMJ Open* 2019; 9(026844): 1-6.
- [82] Vincent-Onabajo G, Musa Y, Joseph E. Prevalence of Balance Impairment Among Stroke Survivors Undergoing Neurorehabilitation in Nigeria. *Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases* 2018; 27(12): 3487-3492.
- [83] Kossi O, Agbetou M, Noukpo SI, Triccas LT, Dossou-Yovo DE, Amanzonwe ER. i wsp. Factors associated with balance impairments amongst stroke survivors in northern benin: A cross-sectional study. *South African Journal of Physiotherapy* 2021; 77(1): 1-7.
- [84] Khan F, Chevidikunnan M.F. Prevalence of balance impairment and factors associated with balance among patients with stroke. A cross sectional retrospective case control study. *Healthcare* 2021; 9(3): 1-8.

- [85] Powers WJ, Rabinstein AA, Ackerson T, Adeoye OM, Bambakidis NC i wsp. 2018 Guidelines for the Early Management of Patients With Acute Ischemic Stroke: A Guideline for Healthcare Professionals From the American Heart Association/American Stroke Association. *Stroke* 2018; 49(3): 46-99.
- [86] Łapot T, Rokosz K, Kumięga K. Therapeutic and treatment procedures in the acute phase of stroke. *Health Promotion & Physical Activity* 2022; 18(1): 33-40.
- [87] Otokita S, Uematsu H, Kunisawa S, Sasaki N, Fushimi K, Imanaka Y. Impact of rehabilitation start time on functional outcomes after stroke. *Journal of Rehabilitation Medicine* 2021; 53(1): 1-8.
- [88] Bernhardt J, Langhorne P, Lindley R, Thrift A, Ellery F i wsp. Efficacy and safety of very early mobilisation within 24 h of stroke onset (AVERT): a randomised controlled trial. *Lancet* 2015; 386: 46-55.
- [89] Skorupińska A, Kostorz k, Bojarska-Hurnik S. Zastosowanie metody Bobath w rehabilitacji osób dorosłych po udarze niedokrwiennym mózgu. *Geriatrics* 2017; 11: 130-134.
- [90] Piskorz J, Wójcik G, Iłzecka J, Kozak-Putowska D. Wczesna rehabilitacja pacjentów po udarze niedokrwiennym mózgu. *Medycyna Ogólna i Nauki o Zdrowiu* 2014; 20(4): 351-355.
- [91] Hoffman J, Ozdarska K, Hoffman A, Sochanek M. Rehabilitacja kończyny górnej po udarze mózgu. W: *Choroby XXI wieku - wyzwania w pracy fizjoterapeuty* Red. M. Podgórska. Wyższa Szkoła Zarządzania. Gdańsk 2017: 161-180.
- [92] McDonald C, Fingleton C, Murphy S, Lennon O. Stroke survivor perceptions of using an exoskeleton during acute gait rehabilitation. *Scientific Reports* 2022; 12(1): 1-9.
- [93] Sidaway M, Głowacka-Popkiewicz J, Krawczyk M, Waraksa T. Wczesna fizjoterapia kończyny górnej chorych po udarze mózgu. *Pytania bez odpowiedzi. Postępy Rehabilitacji* 2017;1: 37-47.

- [94] Guiu-Tula F, Cabanas-Valdés R, Sitjà-Rabert M, Urrútia G, Gómara-Toldrà N. The Efficacy of the proprioceptive neuromuscular facilitation (PNF) approach in stroke rehabilitation to improve basic activities of daily living and quality of life: A systematic review and meta - analysis protocol. *BMJ Open* 2017; 7(12): 1-5.
- [95] Gontijo LB, Pereira PD, Neves CD, Santos AP, Castro Dutra Machado D, Vale Bastos VH. Evaluation of Strength and Irradiated Movement Pattern Resulting from Trunk Motions of the Proprioceptive Neuromuscular Facilitation. *Rehabilitation Research and Practice* 2012; 281937: 1-6.
- [96] Kornet M, Głowacka-Mrotek I, Nowacka K, Hagner W. Sposoby usprawniania kończyny górnej u osób po przebytym udarze mózgu. *Journal of Education, Health and Sport* 2017; 7(4): 234-257.
- [97] Chaturvedi P, Singh AK, Kulshreshtha D, Thacker AK. PNF in acute stroke. *MOJ Anatomy & Physiology* 2018; 5(6): 391–399.
- [98] Chaturvedi P, Singh AK, Tiwari V, Thacker AK. Post-stroke BDNF concentration changes following proprioceptive neuromuscular facilitation (PNF) exercises. *Journal of Family Medicine and Primary Care* 2020; 9(7): 3361-3369.
- [99] Türkmen C, Bilgin S, Keser I, Ertürk B, Köse N, Öge K. Effectiveness of Early-stage Neurodevelopmental Treatment Following Brain Tumor Surgery. *H.Ü. Sağlık Bilimleri Fakültesi Dergisi* 2022; 9(2): 281-295.
- [100] Eckhardt G, Brock K, Haase G, Ishida T, Hummelsheim H. An Individualised Learning and Exercise Program Based on the Bobath Concept to Facilitate Goal Achievement in People with Chronic Stroke. *American Journal of Health Research* 2021; 9(1): 26-33.
- [101] Gusowski K, Vorovenci F, Flachenecker P. The Bobath Concept Case Series Report. *Medical Case Reports* 2022; 8(12): 1-7.
- [102] Bilińska M, Biliński G, Ciesielski T, Fuchs M, Merta M, Półtorak M, Soboń J, Tokarz M. Wykorzystanie koncepcji Bobath w zwalczaniu spastyczności. *Rehabilitacja w Praktyce* 2013; 2: 14-18.

- [103] Mikołajewska E, Mikołajewski D. Metoda Bobath w rehabilitacji dorosłych i dzieci. *Niepełnosprawność – zagadnienia, problemy, rozwiązania* 2016; 18(1): 7-24.
- [104] Takebayashi T, Takahashi K, Amano S, Uchiyama Y, Gosho M, Domen K, Hachisuka K. Assessment of the Efficacy of ReoGo-J Robotic Training Against Other Rehabilitation Therapies for Upper-Limb Hemiplegia After Stroke: Protocol for a Randomized Controlled Trial. *Frontiers in Neurology* 2018; 9(730): 1-7.
- [105] Kwakkel G, Veerbeek JM, Wegen E, Wolf SL. Constraint-Induced Movement Therapy after Stroke. *Lancet Neurology* 2015; 14(2): 224–234.
- [106] Thieme H, Morkisch N, Mehrholz J, Pohl M, Behrens J, Borgetto B, Dohle C. Mirror therapy for improving motor function after stroke. *Cochrane Database of Systematic Reviews* 2018; 7: CD008449: 1-154.
- [107] Abdullahi A, Wong TWL, Ng SSM. Rehabilitation of Severe Impairment in Motor Function after Stroke: Suggestions for Harnessing the Potentials of Mirror Neurons and the Mentalizing Systems to Stimulate Recovery. *Brain Sciences* 2022; 12(10): 1311: 1-8.
- [108] Jaafar N, Che Daud AZ, Ahmad Roslan NF, Mansor W. Mirror Therapy Rehabilitation in Stroke: A Scoping Review of Upper Limb Recovery and Brain Activities. *Rehabilitation Research and Practice* 2021; 2021: 9487319: 1-12.
- [109] Heyes C, Catmur C. What Happened to Mirror Neurons? Perspectives on Psychological Science 2022; 17(1): 153 –168.
- [110] Radajewska A, Opara J, Biliński G, Kaczorowska A, Nawrat-Szołtysik A, Kucińska A, Leps E. Effectiveness of Mirror Therapy for Subacute Stroke in Relation to Chosen Factors. *Rehabilitation Nursing* 2017; 42(4): 223–229.
- [111] Moore JL, Potter K, Blankshain K, Kaplan SL, O’Dwyer LC, Sullivan JE. A core set of outcome measures for adults with neurologic conditions undergoing rehabilitation A clinical practice guideline. *Journal of Neurologic Physical Therapy* 2018; 42(3): 174-220.

- [112] Brambilla C, Pirovano I, Mira RM, Rizzo G, Scano A, Mastropietro A. Combined use of emg and eeg techniques for neuromotor assessment in rehabilitative applications: A systematic review. *Sensors* 2021; 21(21): 1-25.
- [113] Calabrò RS, Sorrentino G, Cassio A, Mazzoli D, Andrenelli E i wsp. Robotic-assisted gait rehabilitation following stroke: a systematic review of current guidelines and practical clinical recommendations. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine* 2021; 57(3): 460-471.
- [114] Maggioni S, Melendez-Calderon A, Asseldonk E, Klamroth-Marganska V, Lünenburger L i wsp. Robot-aided assessment of lower extremity functions: a review. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 2016; 13(72): 1-25.
- [115] Kinalski R. Sprzężenie neurofizjologii klinicznej z teradiagnostyką: perspektywa nowego zawodu fizjoterapeuty? *Zeszyty Promocji Rehabilitacji, Ortopedii, Neurofizjologii i Sportu* 2012; 1: 4-12.
- [116] Marquez-Chin C, Popovic M. Functional electrical stimulation therapy for restoration of motor function after spinal cord injury and stroke: A review. *Biomedical engineering online* 2020; 19(34): 1-25.
- [117] Habib DAA, El-Wishy AA, Fahmy EM, Deen HB, Mohammed SS, El-Sayed Mohammad A. Effect of elektromyogram -triggered stimulation versus alternating electromyogram stimulation on hand functions in chronic stroke patients: a randomized controlled trial. *Fizjoterapia Polska* 2020; 20(3): 172-179.
- [118] Lewandowska-Sroka P, Stabrawa R, Kozak D, Poświata A, Łysoń-Ukłańska B i wsp. The influence of emg-triggered robotic movement on walking, muscle force and spasticity after an ischemic stroke. *Medicina* 2021; 57(3): 227: 1-11.
- [119] Mikołajewska E, Mikołajewski D. Wykorzystanie robotów rehabilitacyjnych do usprawniania. *Niepełnosprawność – zagadnienia, problemy, rozwiązania* 2013; 4(9): 21-44.
- [120] Esquenazi A, Talaty M. Robotics for lower limb rehabilitation. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America* 2019; 30(2): 385–397.

- [121] April I, Cruciani A, Germanotta M, Gower V, Pecchioli C i wsp. Upper limb robotics in rehabilitation: An approach to select the devices, based on rehabilitation aims, and their evaluation in a feasibility study. *Applied Sciences* 2019; 9(18): 1-14.
- [122] Rojek A, Zwolińska-Mirek K, Oleksy Ł, Cygoń K, Michałek A i wsp. From the treadmill to the exoskeleton. Evolution of mechanical gait assistance methods. *Medical Rehabilitation* 2015; 19(4): 25-33.
- [123] Mikołajewska E, Mikołajewski D. Możliwości wykorzystania egzoszkieletu medycznego jako nowoczesnej formy terapii. *Niepełnosprawność – zagadnienia, problemy, rozwiązania* 2012; 5(4): 121-141.
- [124] Zhang X, Yue Z, Wang J. Robotics in Lower-Limb Rehabilitation after Stroke. *Behavioural Neurology* 2017; 3731802: 1-13.
- [125] Kammen K, Boonstra AM, Woude L, Visscher C, Reinders-Messelink HA, Otter R. Lokomat guided gait in hemiparetic stroke patients: the effects of training parameters on muscle activity and temporal symmetry. *Disability and rehabilitation* 2020; 42(21): 2977–2985.
- [126] Fundarò C, Giardini A, Maestri R, Traversoni S, Bartolo M, Casale R. Motor and psychosocial impact of robot assisted gait training in a real-world rehabilitation setting: A pilot study. *PLoS ONE* 2018; 13(2): 1-11.
- [127] Lin J, Hu G, Ran J, Chen L, Zhang X, Zhang Y. Effects of bodyweight support and guidance force on muscle activation during Locomat walking in people with stroke: A cross-sectional study. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 2020; 17(5): 1-9.
- [128] Alfieri FM, Dias C, Santos AC, Battistella LR. Acute Effect of Robotic Therapy (G-EO System™) on the Lower Limb Temperature Distribution of a Patient with Stroke Sequelae. *Case Reports in Neurological Medicine* 2019; 8408492: 1-5.
- [129] Siegle CBH, Carvalho JKF, Utiyama DMO, Matheus D, Alfieri FM, Ayres DVM, i wsp. Effects of robotic intervention associated with conventional therapy on gait

speed and resistance and trunk control in stroke patients. *The Acta Fisiátrica Journal* 2019; 26(3): 127-129.

- [130] Calabrò RS, Naro A, Russo M, Bramanti P, Carioti L i wsp. Shaping neuroplasticity by using powered exoskeletons in patients with stroke: a randomized clinical trial. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 2018; 15(35): 1-16.
- [131] Infarinato F, Romano P, Goffredo M, Ottaviani M, Galafate D, Gison A, Petruccelli S, Pournajaf S, Franceschini M. Functional Gait Recovery after a Combination of Conventional Therapy and Overground Robot-Assisted Gait Training Is Not Associated with Significant Changes in Muscle Activation Pattern: An EMG Preliminary Study on Subjects Subacute Post Stroke. *Brain Sciences* 2021; 11(4): 448: 1-12.
- [132] Molteni F, Guanziroli E, Goffredo M, Calabrò RS, Pournajaf S, Gaffuri M, Gasperini G, Filoni S, Baratta S, Galafate D. Gait Recovery with an Overground Powered Exoskeleton: A Randomized Controlled Trial on Subacute Stroke Subjects. *Brain Sciences* 2021; 11(1): 1-14.
- [133] Yoo HJ, Bae CR, Jeong H, Ko MH, Kang YK, Pyun SB. Clinical efficacy of overground powered exoskeleton for gait training in patients with subacute stroke: A randomized controlled pilot trial. *Medicine* 2023; 102(4): 1-7.
- [134] Hyakutake K, Morishita T, Saita K, Fukuda H, Shiota E. Effects of Home-Based Robotic Therapy Involving the Single-Joint Hybrid Assistive Limb Robotic Suit in the Chronic Phase of Stroke: A Pilot Study. *BioMed Research International* 2019(1): 1-9.
- [135] Sczesny-Kaiser M, Trost R, Aach M, Schildhauer TA, Schwenkreis P, Tegenthoff M. A Randomized and Controlled Crossover Study Investigating the Improvement of Walking and Posture Functions in Chronic Stroke Patients Using HAL Exoskeleton - The HALESTRO Study (HAL-Exoskeleton STROke Study). *Frontiers in Neuroscience* 2019; 13(259): 1-13.

- [136] Palmcrantz S, Wall A, Vreede KS, Lindberg P, Danielsson A, Sunnerhagen KS, Häger CK, Borg J. Impact of Intensive Gait Training With and Without Electromechanical Assistance in the Chronic Phase After Stroke—A Multi-Arm Randomized Controlled Trial With a 6 and 12 Months Follow Up. *Frontiers in Neuroscience* 2021; 15(660726): 1-12.
- [137] Morishita T, Inoue I. Interactive Bio-feedback Therapy Using Hybrid Assistive Limbs for Motor Recovery after Stroke: Current Practice and Future Perspectives. *Neurologia medico-chirurgica* 2016; 56: 605–612.
- [138] Yokota C, Yamamoto Y, Kamada M, Nakai M, Nishimura K i wsp. Acute stroke rehabilitation for gait training with cyborg type robot Hybrid Assistive Limb: A pilot study. *Journal of the Neurological Sciences* 2019; 404: 11-15.
- [139] Diaz I, Gil JJ, Sanchez E. Lower-Limb Robotic Rehabilitation: Literature Review and Challenges. *Journal of Robotics* 2011; 759764: 1-11.
- [140] Zou Y, Zhang A, Zhang Q, Zhang B, Wu X, Qin T. Design and Experimental Research of 3-RRS Parallel Ankle Rehabilitation Robot. *Micromachines* 2022; 13(6): 1-15.
- [141] Ramadan A, Roy A, Smela E. Recognizing Hemiparetic Ankle Deficits Using Wearable Pressure Sensors. *IEEE journal of translational engineering in health and medicine* 2019; 7(2100403): 1-3.
- [142] Forrester LW, Roy A, Hafer-Macko C, Krebs HI, Macko RF. Task-specific ankle robotics gait training after stroke: a randomized pilot study. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 2016; 13(51): 1-6.
- [143] Shi B, Chen X, Yue Z, Yin S, Weng Q, Zhang X, Wang J, Wen W. Wearable Ankle Robots in Post-stroke Rehabilitation of Gait: A Systematic Review. *Frontiers in Neurorobotics* 2019; 13(63): 1-19.
- [144] Poli P, Morone G, Rosati G, Masiero S. Robotic technologies and rehabilitation: New tools for stroke patients' therapy. *BioMed Research International* 2013; 2013: 153872: 1-8.

- [145] Richardson MC, Tears C, Morris A, Alexanders J. The Effects of Unilateral Versus Bilateral Motor Training on Upper Limb Function in Adults with Chronic Stroke: A Systematic Review. *Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases* 2021; 30(4): 105617.
- [146] Calabrò RS, Naro A, Russo M, Milardi D, Leo A, Filoni S i wsp. Is two better than one? Muscle vibration plus robotic rehabilitation to improve upper limb spasticity and function: A pilot randomized controlled trial. *PLoS ONE* 2017; 12(10): 1-20.
- [147] Pignoloa L, Serraa S, Basta G. Data on a new neurorehabilitation approach targeting functional recovery in stroke patients. *Data in brief* 2019; 27: 1-9.
- [148] Gobbo M, Lazzarini S, Vacchi L, Gaffurini P, Bissolotti L, Padovani A, Filosto M. Exercise Combined with Electrotherapy Enhances Motor. *Case Reports in Neurological Medicine* 2019(5): 1-6.
- [149] Stasieńko A, Sarzyńska-Długosz I. Zastosowanie wirtualnej rzeczywistości w rehabilitacji neurologicznej. *Postępy rehabilitacji* 2016; 4: 67-75.
- [150] Rodríguez-Hernández M, Polonio-López B, Corregidor-Sánchez AS, Martín-Conty JL, Mohedano-Moriano A, Criado-Álvarez JJ. Can specific virtual reality combined with conventional rehabilitation improve poststroke hand motor function? A randomized clinical trial. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 2023; 20(38): 1-14.
- [151] Kiper P, Szczudlik A, Agostini M, Opara J, Nowobilski R, Ventura L, Tonin P, Turolla A. Virtual Reality for Upper Limb Rehabilitation in Subacute and Chronic Stroke: A Randomized Controlled Trial. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 2018; 99(5): 834-842.
- [152] Calabro RS, Manuli A, Leo A, Russo M, Naro A, Bramanti P. Gait rehabilitation following neurological disorder: are robotic devices the future. *Innovations in Clinical Neuroscience* 2018; 15(9-10): 11-13.
- [153] Manuli A, Maggio MG, Latella D, De Luca R, Naro A i wsp. Can robotic gait rehabilitation plus Virtual Reality affect cognitive and behavioural outcomes in patients with chronic stroke? A randomized controlled trial involving three

- different protocols. *Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases* 2020; 29(8): 104994.
- [154] Tamburella F, Moreno JC, Valenzuela DS, Pisotta I, Iosa M, Cincotti F, Mattia D, Pons JL, Molinari M. Influences of the biofeedback content on robotic post-stroke gait rehabilitation: electromyographic vs joint torque biofeedback. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 2019; 16(95): 1-17.
- [155] Zasadzka E, Tobis S, Trzmiel T, Marchewka R, Kozak D, Rokseła A, Pieczyńska A, Hojan K. Application of an EMG-Rehabilitation Robot in Patients with Post-Coronavirus Fatigue Syndrome (COVID-19)-A Feasibility Study. *International Journal of Environmental Research and Public Health* 2022; 19(16): 1-11.
- [156] Oleksy Ł, Królikowska A, Mika A, Reichert P, Kentel M, Kentel M, Poświata A, Rokseła A, Kozak D, Bienias K i wsp. 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* 2022; 19(23): 1-13.
- [157] Olczak A, Truszczyńska-Baszak A, Gniadek-Olejniczak K. The Relationship between the Static and Dynamic Balance of the Body, the Influence of Eyesight and Muscle Tension in the Cervical Spine in CAA Patients-A Pilot Study. *Diagnostics* 2021; 11(11): 1-13.
- [158] Michalik J. Obiektywne możliwości monitorowania postępów terapii tkanek miękkich w rehabilitacji z zastosowaniem EMG. *Journal of Education, Health and Sport* 2016; 6(8): 554-559.
- [159] “<https://egzotech.com/>,” [Online]. [Accessed 10 2022].
- [160] Moore JL, Potter K, Blankshain K, Kaplan SL, O’Dwyer LC, Sullivan JE. A core set of outcome measures for adults with neurologic conditions undergoing rehabilitation. *Journal of Neurologic Physical Therapy* 2018; 42(3): 173-220.
- [161] Kudlac M, Sabol J, Kaiser K, Kane C i wsp. Reliability and Validity of the Berg Balance Scale in the Stroke Population: A Systematic Review. *Physical & Occupational Therapy in Geriatrics* 2019; 37(7): 1-26.

- [162] Berg K, Wood-Dauphinee S, Williams JI. The Balance Scale: reliability assessment with elderly residents and patients with an acute stroke. *Scandinavian journal of rehabilitation medicine* 1995; 27-36.
- [163] Seo KCh, Park SH, Park KY. The effects of stair gait training using proprioceptive neuromuscular facilitation on stroke patients' dynamic balance ability. *Journal of Physical Therapy Science* 2015; 27(5): 1459–1462.
- [164] Benaim C, Pérennou DA, Villy J, Rousseaux M, Pelissier JY. Validation of a standardized assessment of postural control in stroke patients: the Postural Assessment Scale for Stroke Patients (PASS). *Stroke* 1999; 30(9): 1862-1868.
- [165] Yu SH, Park SD. The effects of core stability strength exercise on muscle activity and trunk impairment scale in stroke patients. *Journal of Exercise Rehabilitation* 2013; 9(3): 362-367.
- [166] Agencja Oceny Technologii Medycznych i Taryfikacji Wydział Świadczeń Opieki Zdrowotnej. Analiza dowodów naukowych potwierdzających zasadność stosowania wybranych skal do oceny pacjenta w ramach świadczeń z zakresu rehabilitacji neurologicznej 2019:42.
- [167] Harb A, Kishner S. Modified Ashworth Scale. [Updated 2023 May 1]. In: StatPearls [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2023 Jan-. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK554572/>
- [168] 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 Physiotherapy Journal* 2017; 37: 39-45.
- [169] Starosta M, Redlicka J, Brzeziński M, Niwald M, Miller E. Udar mózgu – ryzyko niepełnosprawności oraz możliwości poprawy funkcji motorycznych i poznawczych. *Polski Merkurusz Lekarski* 2016: 51-54.
- [170] Cinnera AM, Bonni S, Pellicciari MC, Giorgi F, Caltagirone C, Koch G. Health-related quality of life (HRQoL) after stroke: Positive relationship between lower extremity and balance recovery. *Stroke Rehabilitation* 2020; 27,(7): 534-540.

- [171] Anaya MA, Branscheidt M. Neurorehabilitation After Stroke From Bedside to the Laboratory and Back. *Stroke* 2019; 50: 180-182.
- [172] Krawczyk M, Syczewska M, Szczerbik E. Gait kinematics and clinical test changes in post-stroke patients during rehabilitation. Preliminary results of 12 patients of randomized clinical trial. *Postępy Rehabilitacji* 2012; 26(1):13-18.
- [173] Piotrowska SE, Majchrzycki M. Elektromiografia powierzchniowa - przegląd. *Issue of Rehabilitation, Orthopaedics, Neurophysiology and Sport Promotion* 2014; 6: 19-28.
- [174] Nazmi N, Rahman MAA, Mazlan SA, Zamzuri H, Mizukawa M. Electromyography (EMG) based signal analysis for physiological device application in lower limb rehabilitation w 2015 2nd International Conference on Biomedical Engineering (ICoBE), Penang, Malaysia, 2015: 1-6.
- [175] Zhang Ch, Li Y, Yu Z, Huang X, Xu J, Deng Ch. An end-to-end lower limb activity recognition framework based on sEMG data augmentation and enhanced CapsNet. *Expert Systems with Applications* 2023; 227(24): 120257.
- [176] Konieczny M, Pakosz P, Domaszewski P, Błaszczyszyn M, Kawala-Sterniuk A. Analysis of Upper Limbs Target-Reaching Movement and Muscle Co-Activation in Patients with First Time Stroke for Rehabilitation Progress Monitoring. *Applied Sciences*; 12(3): 1-11.
- [177] Son YL, Kim JW. The effects of mirror neuron system-based self-observation training on lower limb muscle activity and dynamic balance in patients with chronic stroke. *Journal of Physical Therapy Science* 2018; 30(10): 1241–1244.
- [178] Szymankiewicz-Szukała, Lipiec J, Kulczyk A, Huber J. Badanie odruchu H u chorych po udarach mózgu. *Issue of Rehabilitation, Orthopaedics, Neurophysiology and Sport Promotion* 2014: 9: 17-30.
- [179] Sari A. Comparison of end-effector and exoskeleton devices with robot-assisted gait training in patients with stroke. *Journal of Surgery and Medicine* 2021; 5(2): 128-131.

- [180] Pournajaf S, Calabrò RS, Naro A, Goffredo M, Aprile I, Tamburella F, Filoni S, Waldner A, Mazzoleni S, Focacci A i wsp. Robotic versus Conventional Overground Gait Training in Subacute Stroke Survivors: A Multicenter Controlled Clinical Trial. *Journal of Clinical Medicine* 2023; 12(2): 1-14.
- [181] Goffredo M, Iacovelli Ch, Russo E, Pournajaf S, Di Blasi Ch, Galafate D, Pellicciari I i wsp. Stroke Gait Rehabilitation: A Comparison of End-Effector, Overground Exoskeleton, and Conventional Gait Training. *Applied Sciences* 2019; 9(13): 1-10.
- [182] Taylor-Piliae RE, Latt LD, Hepworth JT, Coull BM. Predictors of gait velocity among community-dwelling stroke survivors. *Gait Posture* 2012; 35(3): 395–399.
- [183] Drużbicki M, Przysada G, Podgórska-Bednarz J, Kwolek A, Pop T, Wyszyńska J, Leszczak J. Ocena zależności prędkości chodu osób po udarze mózgu od czasu od udaru, stopnia niedowładu kończyny dolnej, czucia głębokiego, zaburzeń pola widzenia oraz poziomu sprawności funkcjonalnej. *Postępy Rehabilitacji* 2016; 30(3): 5-16.
- [184] Rozanski GM, Huntley AH, Crosby LD, Schinkel-Ivy A, Mansfield A, Patterson KK. Lower limb muscle activity underlying temporal gait asymmetry post-stroke. *Clinical Neurophysiology* 2020: 1-17.
- [185] Wang W, Li K, Yue S, Yin C, Wei N. Associations between lower-limb muscle activation and knee flexion in post-stroke individuals: A study on the stance-to-swing phases of gait. *PLoS ONE* 2017; 12(9): 1-13.
- [186] Kim KH, Jang SH. Effects of Cognitive Sensory Motor Training on Lower Extremity Muscle Strength and Balance in Post Stroke Patients: A Randomized Controlled Study. *Clinics and practice* 2021; 11: 640–649.
- [187] Monjo H, Fukumoto Y, Asai T, Shuntoh H. Muscle Thickness and Echo Intensity of the Abdominal and Lower Extremity Muscles in Stroke Survivors. *Journal of Clinical Neurology* 2018; 14(4): 549-554.
- [188] Van Criekinge T, Saeys W, Vereeck L, De Hertogh W, Truijen. Are unstable support surfaces superior to stable support surfaces during trunk rehabilitation

- after stroke? A systematic review. *Disability and Rehabilitation* 2018; 40(17): 1981-1988.
- [189] Krukowska J, Bugajski M, Sienkiewicz M, Czernicki J. The influence of NDT-Bobath and PNF methods on the field support and total path length measure foot pressure (COP) in patients after stroke. *Neurologia i Neurochirurgia Polska* 2016; 50: 449-454.
- [190] Aprile I, Conte C, Cruciani A, Pecchioli C, Castelli L, Insalaco S, Germanotta M, Iacovelli C. Efficacy of Robot-Assisted Gait Training Combined with Robotic Balance Training in Subacute Stroke Patients: A Randomized Clinical Trial. *Journal of Clinical Medicine* 2022; 11(17): 1-13.
- [191] Wen H, Dou Z, Cheng S, Qui W, Xie L, Yang H. Activity of Thigh Muscles During Static and Dynamic Stances in Stroke Patients: A Pilot Case-Control Study. *Stroke Rehabilitation* 2014; 21(2): 163-172.
- [192] Mehrholz J, Thomas S, Werner C, Kugler J, Pohl M, Elsner B. Electromechanical-assisted training for walking after stroke (Review). *Cochrane Database of Systematic Reviews* 2017; 5: 1-128.
- [193] Lo K, Stephenson M, Lockwood C. Effectiveness of robotic assisted rehabilitation for mobility and functional ability in adult stroke patients: a systematic review. *JBI Database of Systematic Reviews and Implementation Reports* 2017; 15(12): 3049-3091.
- [194] Bruni MF, Melegari M, De Cola MC, Bramanti A, Bramanti P, Calabro MS. What does best evidence tell us about robotic gait rehabilitation in stroke patients: A systematic review and meta-analysis. *Journal of clinical neuroscience* 2018; 48: 11-17.
- [195] Saleh S, Fluet G, Qiu Q, Merians A, Adamovich SV, Tunik E. Neural Patterns of Reorganization after Intensive Robot-Assisted Virtual Reality Therapy and Repetitive Task Practice in Patients with Chronic Stroke. *Frontiers in Neurology* 2017; 8(452): 1-10.

- [196] Kiper P, Szczudlik A, Venneri A, Stozek J, Luque-Moreno C, Opara O, Baba A, Agostini M, Turolla A. Computational models and motor learning paradigms: Could they provide insights for neuroplasticity after stroke? An overview. *Journal of the Neurological Sciences* 2016; 369: 141-148.
- [197] Kiper P, Szczudlik A, Mirek E, Nowobilski R, Opara J, Agostini M, Tonin P, Turolla A. The application of virtual reality in neuro-rehabilitation: motor re-learning supported by innovative technologies. *Medical Rehabilitation* 2013; 17(4): 29-36.

Spis rycin i tabel

Ryciny:

Rycina 1. Protokół badań.....	45
Rycina 2. Robot Luna EMG [źródło: materiały własne]	46
Rycina 3. Terapia kończyny dolnej z wykorzystaniem robota Luna EMG [źródło: materiały własne].....	48
Rycina 4. Przykładowy raport z diagnostycznego EMG mięśnia prostego uda podczas czynnego ruchu wyprost w stawie kolanowym [źródło: materiały własne].....	48
Rycina 5. Przykładowy raport z diagnostycznego EMG mięśnia prostego uda podczas skurczu izometrycznego [źródło: materiały własne]	49
Rycina 6. Przykładowy raport z diagnostycznego EMG mięśnia dwugłowego uda podczas czynnego ruchu zgięcia w stawie kolanowym [źródło: materiały własne].....	49
Rycina 7. Przykładowy raport z diagnostycznego EMG mięśnia dwugłowego uda podczas skurczu izometrycznego [źródło: materiały własne]	50
Rycina 8. Przykładowe ćwiczenia realizowane podczas programu usprawniania [źródło: materiały własne].....	58
Rycina 9. Porównanie tonusu mięśnia prostego uda podczas czynnego ruchu wyprost w stawie kolanowym pomiędzy grupami.....	64
Rycina 10. Porównanie minimalnej amplitudy EMG mięśnia dwugłowego uda podczas czynnego ruchu zgięcia w stawie kolanowym pomiędzy grupami.....	69
Rycina 11. Porównanie wyników testu BBS pomiędzy grupami.....	72
Rycina 12. Porównanie wyników równowagi statycznej w teście PASS pomiędzy grupami	74
Rycina 13. Porównanie wyników równowagi dynamicznej w teście PASS pomiędzy grupami	74
Rycina 14. Porównanie wyników równowagi statycznej w teście TIS pomiędzy grupami.....	76
Rycina 15. Porównanie wyników równowagi dynamicznej w teście TIS pomiędzy grupami	77

Rycina 16. Porównanie wyników koordynacji w teście TIS pomiędzy grupami.....	77
Rycina 17. Porównanie wyników łącznych testu TIS pomiędzy grupami	78
Rycina 18. Porównanie wyników testu TUG pomiędzy grupami.....	79
Rycina 19. Porównanie wyników 10 MWT pomiędzy grupami.....	81
Rycina 20. Porównanie zakresu zgięcia w stawie kolanowym pomiędzy grupami.....	87

Tabele:

Tabela 1. Charakterystyka badanych grup.....	43
Tabela 2. Ogólny opis programu usprawniania	55
Tabela 3. Analiza porównawcza amplitudy EMG (μ V) mięśnia prostego uda podczas czynnego ruchu wyprost w stawie kolanowym w obu grupach	63
Tabela 4. Analiza porównawcza amplitudy EMG (μ V) mięśnia prostego uda w czasie skurczu izometrycznego w obu grupach.....	66
Tabela 5. Analiza porównawcza amplitudy EMG (μ V) mięśnia dwugłowego uda podczas czynnego ruchu zgięcia w stawie kolanowym w obu grupach.....	68
Tabela 6. Analiza porównawcza amplitudy EMG (μ V) mięśnia dwugłowego uda w czasie skurczu izometrycznego w obu grupach.....	70
Tabela 7. Analiza porównawcza wyników testu BBS w obu grupach	71
Tabela 8. Analiza porównawcza wyników testu PASS w obu grupach	73
Tabela 9. Analiza porównawcza wyników testu TIS w obu grupach.....	76
Tabela 10. Analiza porównawcza wyników testu TUG w obu grupach	79
Tabela 11. Analiza porównawcza wyników 10 MWT w obu grupach	80
Tabela 12. Analiza porównawcza siły mięśniowej prostowników stawu kolanowego według skali MRC	82
Tabela 13. Analiza porównawcza siły mięśniowej zginaczy stawu kolanowego według skali MRC	84
Tabela 14. Analiza porównawcza zakresu wyprost w stawie kolanowym w obu grupach	85

Tabela 15. Analiza porównawcza zakresu zgięcia w stawie kolanowym w obu grupach	86
Tabela 16. Analiza porównawcza wyników testów TUG, 10 MWT, BBS, PASS, TIS, MRC oraz pomiaru goniometrycznego w badanych grupach, uzyskanych w badaniu II	88
Tabela 17. Analiza porównawcza wyników testów TUG, 10 MWT, BBS, PASS, TIS, MRC oraz pomiaru goniometrycznego pomiędzy grupą eksperymentalną a kontrolną, uzyskanych w badaniu II, z uwzględnieniem strony niedowładnej kończyny dolnej	90
Tabela 18. Analiza porównawcza aktywności mięśnia prostego uda oraz dwugłowego uda podczas ruchu czynnego oraz skurczu izometrycznego, pomiędzy grupą eksperymentalną a kontrolną, w badaniu II, z uwzględnieniem strony niedowładnej kończyny dolnej	92
Tabela 19. Analiza stopnia korelacji między wiekiem a zmianą wartości amplitudy EMG, pomiędzy badaniem I a badaniem II, w obu grupach	94
Tabela 20. Analiza porównawcza wyników testów TUG, 10 MWT, PASS, TIS, skali MRC oraz pomiaru goniometrycznego pomiędzy badaniem I a badaniem II, w grupie eksperymentalnej i kontrolnej, z podziałem na płeć	96
Tabela 21. Analiza zależności pomiędzy płcią a zmianą wyników testów TUG, 10 MWT, PASS, TIS, skali MRC oraz pomiaru goniometrycznego, między badaniem I a badaniem II, w obu grupach	98

Aneks

Lista załączników:

Załącznik 1 - Zgoda Komisji Bioetycznej na przeprowadzenie badań

Załącznik 2 - Formularz świadomej zgody pacjenta z klauzulą o ochronie danych osobowych

Załącznik 3 - Informacja dla pacjenta

Załącznik 4 - Karta badania pacjenta

Załącznik 1. Zgoda Komisji Bioetycznej na przeprowadzenie badań



Komisja Bioetyczna
przy Okręgowej Izbie Lekarskiej
w Krakowie

Nr 156 /KBL/OIL/2022 z dnia 27 maja 2022 r.

Na posiedzeniu w dniu 27 maja 2022 r. Komisja zapoznała się z wnioskiem (dokumentacja w załączeniu) złożonym przez :

Koordinator Badania: mgr Iwona Sihinkiewicz
Akademia Wychowania Fizycznego, Wydział Rehabilitacji Ruchowej AWF w Krakowie, Al. Jana Pawła II 78, 31-571 Kraków

Tytuł badania: " Wpływ treningu emg-biofeedback kończyn dolnych z wykorzystaniem robota Luna na aktywność mięśniową, równowagę i chód u pacjentów po udarze niedokrwiennym mózgu"

Do wniosku dołączono:

- Wniosek w sprawie wyrażenia zgody na przeprowadzenie eksperymentu medycznego
- Protokół badania
- Streszczenie protokołu
- Życiorys głównego badacza
- Informacja dla pacjenta
- Formularz Świadomej Zgody Pacjenta z klauzulą o „Ochronie Danych Osobowych”
- Kserokopia polisy ubezpieczeniowej OC lekarza nadzorującego badanie
- Kserokopia polisy ubezpieczeniowej Ośrodka, w którym będzie realizowane badanie

Komisja wyraża zgodę na przeprowadzenia badania na warunkach przedstawionych we wniosku.

Zgoda Komisji dla Ośrodka jest ważna do dnia ważności Polisy Ubezpieczeniowej

Skład i działanie Komisji zgodne z zasadami Dobrej Praktyki Klinicznej (GCP) oraz wymogami lokalnymi

Lista członków Komisji biorących udział w posiedzeniu stanowi załącznik do niniejszego dokumentu.



Komisja Bioetyczna
przy Okręgowej Izbie Lekarskiej
w Krakowie

Pouczenie: W ciągu 14 dni od otrzymania niniejszej opinii Wnioskodawcy przysługuje prawo odwołania do Komisji Odwoławczej za pośrednictwem Komisji Bioetycznej przy OIL w Krakowie

Kraków, dnia 03.06.2022 r.

Przewodniczący Komisji Bioetycznej

przy OIL w Krakowie

Dr Mariusz Janikowski

Formularz „Świadomej Zgody Pacjenta” z klauzulą o „Ochronie Danych Osobowych”

Ja niżej podpisana/y oświadczam, że zostałam/em poinformowana/y o założeniach, celach, przebiegu i czasie trwania badania, sposobie jego przeprowadzenia, ewentualnym ryzyku i zagrożeniach, wszelkich niedogodnościach związanych z uczestnictwem w tym badaniu oraz o moich prawach i obowiązkach. Zrozumiałam/em udzielone mi informacje dotyczące badania oraz otrzymałam/em wyczerpujące, satysfakcjonujące mnie odpowiedzi na zadane pytania i **wyrażam świadomą i dobrowolną zgodę na udział w badaniu** pt. „Wpływ treningu z wykorzystaniem robota Luna EMG na aktywność mięśniową, równowagę i wybrane parametry chodu pacjentów po udarze niedokrwiennym mózgu”.

Przyjmuję do wiadomości, że w każdej chwili mogę wycofać się z udziału w eksperymencie bez podania powodu, jeżeli uznam to za stosowne.

Wyrażam zgodę na przetwarzanie moich danych osobowych związanych z udziałem w niniejszym badaniu przez kierownika badania i inne osoby lub podmioty przeprowadzające to badanie w zakresie wskazanym w informacji dla uczestnika badania, zgodnie z ustawą z dnia 29 sierpnia 1997 r. o ochronie danych osobowych.

.....

data, imię i nazwisko osoby badanej `

Informacja dla pacjenta

Szanowna Pani/Szanowny Panie,

Akademia Wychowania Fizycznego w Krakowie oraz Ośrodek RehStab w Limanowej zaprasza do udziału w projekcie badawczym pod tytułem: Wpływ treningu z wykorzystaniem robota Luna EMG na aktywność mięśniową, równowagę i wybrane parametry chodu pacjentów po udarze niedokrwiennym mózgu.

Wyniki z przeprowadzonego badania zostaną wykorzystane w celu napisania pracy doktorskiej. Za projekt odpowiada mgr Iwona Sihinkiewicz. Udział w badaniu ma na celu ocenę poprawy chodu i równowagi. Po zakwalifikowaniu do badania będzie Pani/Pan losowo przydzielona/y do jednej z dwóch grup: grupy eksperymentalnej lub grupy kontrolnej. Obie grupy będą ćwiczyć przez okres 4 tygodni (6 razy w tygodniu, przez 2 godziny) zgodnie z powszechnie stosowanym modelem rehabilitacji po udarze mózgu. Grupa eksperymentalna dodatkowo będzie ćwiczyła kończynę dolną niedowładną z wykorzystaniem robota Luna 3 razy w tygodniu, przez 20 minut. Wszyscy badani zostaną ocenieni według wybranych skal i kwestionariuszy przed i po zakończeniu badań.

Udział w badaniu jest w pełni dobrowolny. Istnieje możliwość wycofania się z badania na każdym etapie jego trwania bez jakichkolwiek konsekwencji. Uzyskane dane będą w pełni poufne. Jeśli ma Pan/Pani pytania, na wszystkie udzielę odpowiedzi.

.....
data, imię i nazwisko osoby badanej

Karta badania pacjenta

Data:

Imię i nazwisko pacjenta:

Wiek:

Masa ciała:

Wysokość ciała:

Strona niedowładu:

TEST TIMED UP AND GO - TEST "WSTAŃ I IDŹ,,

Wstanie z krzesła z pozycji siedzącej z opartymi plecami. Pokonanie odcinka 3 metrów wyznaczonego na podłodze. Przekroczenie linii kończącej wyznaczony odcinek. Wykonanie obrotu o 180 stopni. Powrót do krzesła i zajęcie pozycji siedzącej.

CZAS WYKONANIA TESTU (sekundy)	
BADANIE I	BADANIE II

10 METER WALK TEST - TEST 10-METROWEGO CHODU

Przejsie 10-metrowego odcinka trasy.

CZAS WYKONANIA TESTU (sekundy)	
BADANIE I	BADANIE II

BERG BALANCE SCALE - SKALA RÓWNOWAGI BERGA

Proszę zademonstrować każde zadanie i podać zapisane przy nich instrukcje wykonania.
Zapisując rezultat, proszę zapisać najniższy osiągnięty wynik w danej próbie.

ZADANIE	BADANIE I	BADANIE II
<p>1.Przejście z siadu do stania</p> <p>Wskazówka: Proszę wstać nie wykorzystywać rąk do podporu</p> <p>4 - Pacjent jest w stanie wstać bez użycia rąk i stabilizuje się samodzielnie</p> <p>3 - Pacjent jest w stanie wstać samodzielnie używając rąk</p> <p>2 - Pacjent jest w stanie wstać używając rąk po kilku próbach</p> <p>1 - Pacjent potrzebuje niewielkiej pomocy terapeuty aby wstać albo ustabilizować się</p> <p>0 - Pacjent potrzebuje umiarkowanej albo maksymalnej pomocy terapeuty aby wstać</p>		
<p>2. Stanie bez pomocy</p> <p>Wskazówka: Proszę stać przez dwie minuty bez trzymania</p> <p>4 - Pacjent jest w stanie stać bezpiecznie przez dwie minuty</p> <p>3 - Pacjent jest w stanie stać dwie minuty z nadzorem</p> <p>2 - Pacjent jest w stanie stać 30 sekund bez podporu</p> <p>1 - Pacjent potrzebuje kilku prób, aby stać 30 sekund bez podporu</p> <p>0 - Pacjent nie jest w stanie stać 30 sekund bez pomocy</p>		

<p>3. Siedzenie bez pomocy (siad bez podpartych pleców, stopy oparte o podłogę)</p> <p>Wskazówka: Proszę siedzieć z ramionami założonymi przez 2 minuty</p> <p>4 - Pacjent jest w stanie siedzieć bezpiecznie i pewnie przez 2 minuty</p> <p>3 - Pacjent jest w stanie siedzieć 2 minuty z nadzorem</p> <p>2 - Pacjent jest w stanie siedzieć 30 sekund</p> <p>1 - Pacjent jest w stanie siedzieć 10 sekund</p> <p>0 - Pacjent nie jest w stanie siedzieć bez pomocy przez 10 sekund</p>		
<p>4. Zmiana pozycji ze stania do siadu</p> <p>Wskazówka: Proszę usiąść</p> <p>4 - Pacjent siada bezpiecznie z minimalnym użyciem rąk</p> <p>3 - Pacjent kontroluje siadanie używając rąk</p> <p>2 - Pacjent blokuje podudzia o krzesło aby usiąść</p> <p>1 - Pacjent siada samodzielnie, ale nie kontroluje ruchu</p> <p>0 - Pacjent potrzebuje pomocy aby usiąść</p>		
<p>5. Przemieszczanie się z pozycji siedzącej</p> <p>Wskazówka: Proszę przesiąść się z krzesła/łóżka na drugie krzesło/łóżko</p> <p>4 - Pacjent jest w stanie przesiąść się bezpiecznie z małą pomocą kończyn górnych</p> <p>3 - Pacjent potrafi przesiąść się bezpiecznie tylko z pomocą kończyn górnych</p>		

<p>2 - Pacjent jest w stanie przesiąść się bezpiecznie z werbalną pomocą i/lub nadzorem</p> <p>1 - Pacjent potrzebuje jednej osoby do pomocy</p> <p>0 - Pacjent potrzebuje dwóch osób do pomocy lub nadzoru</p>		
<p>6. Stanie z zamkniętymi oczami bez podporu</p> <p>Wskazówka: Proszę zamknąć oczy i stać prosto przez 10 sekund</p> <p>4 - Pacjent jest w stanie ustać 10 sekund bezpiecznie</p> <p>3 - Pacjent jest w stanie ustać 10 sekund bezpiecznie z nadzorem</p> <p>2 - Pacjent jest w stanie ustać 3 sekundy</p> <p>1 - Pacjent nie jest w stanie utrzymać 3 sekund oczu zamkniętych, ale stoi stabilnie</p> <p>0 - Pacjent potrzebuje pomocy aby nie upaść</p>		
<p>7. Stanie ze stopami razem</p> <p>Wskazówka: Proszę ustawić stopy razem i stać bez trzymania</p> <p>4 - Pacjent jest w stanie trzymać stopy razem samodzielnie i stać 1 minutę bezpiecznie</p> <p>3 - Pacjent jest w stanie trzymać stopy razem samodzielnie i stać 1 minutę bezpiecznie z nadzorem</p> <p>2 - Pacjent jest w stanie trzymać stopy razem i utrzymać przez 30 sekund</p> <p>1 - Pacjent potrzebuje pomocy aby znaleźć się w pozycji, ale utrzymuje się w niej przez 15 sekund</p>		

<p>0 - Pacjent potrzebuje pomocy aby znaleźć się w pozycji, i nie utrzymuje się w niej przez 15 sekund</p>		
<p>8. Podnoszenie przedmiotów z podłogi z pozycji stojącej</p> <p>Wskazówka: Proszę podnieść but / kapeć, który jest z przodu stóp pacjenta</p> <p>4 - Pacjent jest w stanie podnieść but bezpiecznie i łatwo</p> <p>3 - Pacjent jest w stanie podnieść but, ale potrzebuje nadzoru</p> <p>2 - Pacjent nie jest w stanie podnieść, ale sięga 2-5 cm od buta i samodzielnie utrzymuje równowagę</p> <p>1 - Pacjent nie jest w stanie podnieść buta i w trakcie prób wymaga nadzoru</p> <p>0 - Pacjent nie jest w stanie wykonać próby / potrzebuje pomocy aby nie stracić równowagi albo nie upaść</p>		
<p>9. Stanie na jednej nodze</p> <p>Wskazówka: Proszę stać na jednej nodze tak długo jak to możliwe bez trzymania</p> <p>4 - Pacjent jest w stanie unieść nogę samodzielnie i ustać > 10 sekund</p> <p>3 - Pacjent jest w stanie unieść nogę samodzielnie i ustać 5 -10 sekund</p> <p>2 - Pacjent jest w stanie unieść nogę samodzielnie i ustać > 3 sekund</p> <p>1 - Pacjent stara się podnieść nogę, nie jest w stanie utrzymać 3 sekund, ale pozostaje w pozycji stojącej samodzielnie</p> <p>0 - Pacjent nie jest w stanie wykonać próby, potrzebuje</p>		

pomocy aby nie upaść		
<p>10. Skręty tułowia przy nieruchomych stopach</p> <p>Wskazówka: Proszę się skrócić i spojrzeć bezpośrednio w tył ponad prawym i lewym barkiem.</p> <p>Badający może wskazać przedmiot na który pacjent ma spojrzeć, aby zachęcić pacjenta do lepszego skrętu.</p> <p>4 - Pacjent patrzy w tył przez obie strony i dobrze przenosi ciężar ciała</p> <p>3 - Pacjent patrzy w tył tylko w jedną stronę, w drugą stronę gorzej przenosi ciężar ciała</p> <p>2 - Pacjent skręca się tylko na boki, ale dobrze utrzymuje równowagę</p> <p>1 - Pacjent wymaga nadzoru w trakcie obrotów</p> <p>0 - Pacjent wymaga nadzoru aby nie stracić równowagi albo nie upaść</p>		
<p>11. Sięganie w przód z pozycji stojącej</p> <p>Wskazówka: Proszę unieść ramię do 90 stopni. Wyprostować palce i sięgnąć jak najdalej do przodu.</p> <p>(Badający umieszcza linijkę na końcu palców kiedy ramię jest w 90 stopni zgięcia. Palce pacjenta nie powinny dotykać miarki w trakcie ruchu sięgania do przodu. Zarejestrowana odległość to dystans jaki osiągnął palec pacjenta w trakcie jego maksymalnego wychylenia do przodu. Jeśli to możliwe należy poprosić pacjenta o wysunięcie obu ramion aby uniknąć rotacji w tułowiu.)</p>		

<p>4 - Pacjent jest w stanie sięgnąć pewnie > 25 cm</p> <p>3 - Pacjent jest w stanie sięgnąć > 12,5 cm bezpiecznie</p> <p>2 - Pacjent jest w stanie sięgnąć > 5 cm bezpiecznie</p> <p>1 - Pacjent sięga do przodu ale potrzebuje nadzoru</p> <p>0 - Pacjent traci równowagę próbując / potrzebuje pomocy zewnętrznej</p>		
<p>12. Obrót o 360 stopni</p> <p>Wskazówka: Proszę się obrócić całkowicie po pełnym okręgu. Przerwa. W drugą stronę.</p> <p>4 - Pacjent obraca się bezpiecznie 360 stopni w 4 sekundy, albo mniej</p> <p>3 - Pacjent obraca się bezpiecznie 360 stopni tylko w jedną stronę w 4 sekundy, albo mniej</p> <p>2 - Pacjent obraca się bezpiecznie 360 stopni bezpiecznie, ale powoli</p> <p>1 - Pacjent wymaga bliskiego nadzoru albo słownego kierowania</p> <p>0 - Pacjent potrzebuje pomocy w trakcie obrotów</p>		
<p>13. Postawienie raz jednej raz drugiej stopy na stopniu/stołku, stojąc bez podparcia</p> <p>Wskazówka: Każda stopa powinna dotknąć stopień, podwyższenie cztery razy.</p> <p>4 - Pacjent stoi samodzielnie i bezpiecznie oraz wykonuje 8 kroków w 20 sekund</p> <p>3 - Pacjent stoi samodzielnie i bezpiecznie oraz wykonuje 8</p>		

<p>kroków w < 20 sekund</p> <p>2 - Pacjent wykonuje 4 kroki bez pomocy i nadzoru</p> <p>1 - Pacjent wykonuje > 2 kroków i potrzebuje minimalnej pomocy</p> <p>0 - Pacjent potrzebuje pomocy aby nie upaść / nie jest w stanie wykonać próby</p>		
<p>14. Stanie ze stopami w jednej linii (Tandem Standing)</p> <p>Wskazówka: Umieść jedną stopę bezpośrednio przed drugą. Jeśli czujesz, że nie jesteś w stanie ustawić stopy bezpośrednio z przodu, spróbuj postawić nogę wystarczająco daleko tak żeby pięta nogi wykroczonej była przed palcami nogi zakroczonej. (Aby osiągnąć 3 punkty długość kroku nogi wykroczonej powinna być dłuższa niż długość zakroczonej stopy. Szerokość powinna być zbliżona do rozkroku pacjenta)</p> <p>4 - Pacjent potrafi ustawić stopę do przodu samodzielnie i utrzymać 30 sekund</p> <p>3 - Pacjent potrafi ustawić stopę z przodu drugiej stopy samodzielnie i utrzymać 30 sekund</p> <p>2 - Pacjent potrafi wykonać drobny krok samodzielnie i utrzymać pozycje samodzielnie przez 30 sekund</p> <p>1 - Pacjent potrzebuje pomocy aby wykonać krok ale może utrzymać przez 15 sekund</p> <p>0 - Pacjent traci równowagę przy próbie wstania bądź też kroku</p>		

**POSTURAL ASSESSMENT SCALE FOR STROKE (PASS) - SKALA OCENY
POSTURALNEJ PO UDARZE**

ZADANIE	BADANIE I	BADANIE II
UTRZYMANIE POZYCJI		
<p>Siedzenie bez pomocy (siad bez podpartych pleców, stopy oparte o podłogę)</p> <p>3 - Pacjent siedzi bez podparcia przez 5 minut</p> <p>2 - Pacjent potrafi siedzieć bez podparcia przez więcej niż 10 sekund</p> <p>1 - Pacjent siedzi z lekkim podparciem (np. na jednej ręce)</p> <p>0 - Pacjent nie potrafi siedzieć bez podparcia</p>		
<p>Stanie z pomocą (Pacjent stoi z pomocą jeśli potrzebuje. Oceniamy tylko zdolność stania bez jego jakości)</p> <p>3 - Pacjent stoi z pomocą jednej ręki</p> <p>2 - Pacjent stoi z umiarkowaną pomocą jednej osoby</p> <p>1 - Pacjent stoi z dużą pomocą dwóch osób</p> <p>0 - Pacjent nie potrafi stać, nawet z pomocą innych osób</p>		
<p>Stanie bez pomocy</p> <p>3 - Pacjent potrafi stać bez pomocy przez więcej niż 1 minutę, jednocześnie wykonując ruchy kończynami górnymi ponad poziomem barków</p> <p>2 - Pacjent potrafi stać bez podparcia przez więcej niż minutę lub stoi lekko asymetrycznie</p> <p>1 - Pacjent potrafi stać bez podparcia przez 10 sekund lub</p>		

<p>mocno opiera się na jednej nodze</p> <p>0 - Pacjent nie potrafi stać bez podparcia</p>		
<p>Stanie na nodze pośrednio zajętej</p> <p>3 - Pacjent potrafi stać na nodze pośrednio zajętej przez więcej niż 10 sekund</p> <p>2 - Pacjent potrafi stać na nodze pośrednio zajętej przez więcej niż 5 sekund</p> <p>1 - Pacjent potrafi stać na nodze pośrednio zajętej przez kilka sekund</p> <p>0 - Pacjent nie potrafi stać na nodze pośrednio zajętej</p>		
<p>Stanie na nodze bezpośrednio zajętej</p> <p>3 - Pacjent potrafi stać na nodze bezpośrednio zajętej przez więcej niż 10 sekund</p> <p>2 - Pacjent potrafi stać na nodze bezpośrednio zajętej przez więcej niż 5 sekund</p> <p>1 - Pacjent potrafi stać na nodze bezpośrednio zajętej przez kilka sekund</p> <p>0 - Pacjent nie potrafi stać na nodze bezpośrednio zajętej</p>		
<p>Utrzymanie pozycji – ilość punktów</p>		
<p>ZMIANA POZYCJI</p>		
<p>Przejście z pozycji leżenia na plecach do leżenia na boku bezpośrednio zajętych (pacjent leży na plecach na macie, przechodzi do leżenia na boku bezpośrednio zajętych. Jeśli potrzebuje udzielamy pomocy).</p>		

<p>3 - Pacjent potrafi obrócić się na bok bez pomocy terapeuty</p> <p>2- Pacjent potrafi obrócić się na bok z niewielką pomocą</p> <p>1 - Pacjent potrafi obrócić się na bok z dużą pomocą</p> <p>0 - Pacjent nie potrafi obrócić się na bok nawet z pomocą</p>		
<p>Przejście z pozycji leżenia na plecach do leżenia na boku pośrednio zajęтым (pacjent leży na plecach na macie, przechodzi do leżenia na boku pośrednio zajęтым. Jeśli potrzebuje udzielamy pomocy).</p> <p>3 - Pacjent potrafi obrócić się na bok bez pomocy terapeuty</p> <p>2- Pacjent potrafi obrócić się na bok z niewielką pomocą</p> <p>1 - Pacjent potrafi obrócić się na bok z dużą pomocą</p> <p>0 - Pacjent nie potrafi obrócić się na bok nawet z pomocą</p>		
<p>Przejście z pozycji leżenia na plecach do siadu na brzegu leżanki (jeśli pacjent potrzebuje, to udzielamy pomocy).</p> <p>3 - Pacjent potrafi usiąść bez pomocy</p> <p>2 - Pacjent potrafi usiąść z niewielką pomocą</p> <p>1 - Pacjent potrafi usiąść z dużą pomocą</p> <p>0 - Pacjent nie potrafi usiąść nawet z pomocą</p>		
<p>Przejście z siadu do stania (jeśli pacjent potrzebuje, udzielamy pomocy)</p> <p>3 - Pacjent potrafi wstać bez pomocy</p> <p>2 - Pacjent potrafi wstać z niewielką pomocą</p> <p>1 - Pacjent potrafi wstać z dużą pomocą</p>		

0 - Pacjent nie potrafi wstać nawet z pomocą		
Przejście ze stania do siadu 3 - Pacjent potrafi usiąść bez pomocy 2 - Pacjent potrafi usiąść z niewielką pomocą 1 - Pacjent potrafi usiąść z dużą pomocą 0 - Pacjent nie potrafi usiąść nawet z pomocą		
Z pozycji stojącej podniesienie długopisu z podłogi 3 - Pacjent potrafi podnieść długopis bez pomocy 2 - Pacjent potrafi podnieść długopis z niewielką pomocą 1 - Pacjent potrafi podnieść długopis z dużą pomocą 0 - Pacjent nie potrafi podnieść długopisu nawet z pomocą		
Zmiana pozycji – ilość punktów		
CAŁKOWITA ILOŚĆ PUNKTÓW		

TRUNK IMPAIRMENT SCALE (TIS) - SKALA NIEDOWŁADU TUŁOWIA

Każde zadanie jest wykonywane w tej samej pozycji wyjściowej.

POZYCJA WYJŚCIOWA: Osoba badana powinna siedzieć na krawędzi łóżka lub leżanki do kinezyterapii bez podparcia pod plecami i kończynami górnymi. Pośladki są w pełni oparte o łóżko, a stopy rozstawione na szerokość bioder i całą powierzchnią podeszwową stykają się z podłożem. Kąt w stawach kolanowych wynosi 90 stopni. Dłonie swobodnie oparte na udach. W przypadku wzmożonego napięcia mięśni kończyny górnej, pozycja spoczynkowa kończyny jest uznana za pozycję wyjściową. Głowa i tułów są ustawione symetrycznie.

Jeżeli pacjent uzyska ocenę zero w pierwszej próbie, to suma punktów skali niedowładów tułowia wynosi także zero. Każda próba testowa może być wykonana trzykrotnie, a zapisywany jest najlepszy wynik. Nie zezwala się na wykonywanie wcześniejszych prób przed zadaniem testowym. Pacjenta można korygować pomiędzy powtórzeniami. Test jest wyjaśniany pacjentowi słownie, ale jeśli potrzeba, może być demonstrowany.

STATYCZNA RÓWNOWAGA W SIADZIE		
	BADANIE I	BADANIE II
<p>1. Pozycja wyjściowa</p> <p>0 - Pacjent przewraca się albo nie może utrzymać pozycji wyjściowej przez 10 sekund bez podparcia kończyną górną</p> <p>2 - Pacjent może utrzymać pozycję wyjściową przez 10 sekund</p> <p>UWAGA: Jeżeli wynik = 0, to całkowity wynik TIS = 0 (NIE KONTYNUUJEMY TESTU)</p>		
<p>2. Pozycja wyjściowa</p> <p>Fizjoterapeuta krzyżuje kończynę dolną zdrową pacjenta na kończynie niedowładnej</p> <p>0 - Pacjent przewraca się albo nie może utrzymać pozycji wyjściowej przez 10 sekund bez podparcia dłońmi</p> <p>2 - Pacjent może utrzymać pozycję wyjściową przez 10 sekund</p>		
<p>3. Pozycja wyjściowa</p> <p>Pacjent krzyżuje kończynę dolną zdrową na kończynie niedowładnej</p>		

<p>0 - Pacjent przewraca się</p> <p>1 - Pacjent nie potrafi utrzymać pozycji wyjściowej przez 10 sekund bez podparcia swoimi kończynami górnymi na łóżku lub leżance do kinezyterapii</p> <p>2 - Pacjent krzyżuje kończyny dolne sam, ale przemieszcza tułów ponad 10 cm do tyłu albo pomaga sobie w skrzyżowaniu ręką</p> <p>3 - Pacjent krzyżuje kończyny dolne bez przemieszczania tułowia lub pomocy</p>		
<p>Całkowity wynik dla statycznej równowagi w siadzie</p>		
<p>DYNAMICZNA RÓWNOWAGIA W SIADZIE</p>		
<p>1. Pozycja wyjściowa.</p> <p>Pacjent jest instruowany aby dotknąć łóżka/leżanki łokciem kończyny niedowładnej (przez skrócenie niedowładnej strony i wydłużenie zdrowej) i powrócić do pozycji wyjściowej</p> <p>0 - Pacjent przewraca się, wymaga podparcia na kończynie górnej lub łokciem nie sięga powierzchni łóżka lub leżanki do kinezyterapii</p> <p>1 - Pacjent porusza się aktywnie bez pomocy, a łokieć dotyka powierzchni łóżka lub leżanki do kinezyterapii</p> <p>UWAGA: Jeżeli wynik = 0, to próba numer 2 i 3 = 0</p>		
<p>2. Powtórz próbę 1</p> <p>0 - Pacjent nie skraca/wydłuża żadnej ze stron ciała lub skraca/wydłuża odwrotnie</p>		

<p>1 - Pacjent skraca i wydłuża obie połowy ciała prawidłowo</p> <p>UWAGA: Jeżeli wynik = 0, to próba numer 3 = 0</p>		
<p>3. Powtórz próbę 1</p> <p>0 - Pacjent kompensuje. Możliwe mechanizmy kompensacji to: (1) podparcie się inną częścią kończyny górnej, (2) kontralateralne odwiedzenie w stawie biodrowym, (3) ugięcie stawu biodrowego</p> <p>(jeżeli łokieć dotyka łóżka dalej niż przy proksymalnej części uda), (4) zgięcie kolana, (5) ślizganie stóp po podłodze</p> <p>1 - Pacjent porusza się bez kompensacji</p>		
<p>4. Pozycja wyjściowa</p> <p>Pacjent poinstruowany aby dotknąć łokciem zdrowej kończyny do łóżka tak, żeby skrócić zdrową połowę ciała i wydłużyć chorą oraz powrócić do pozycji wyjściowej</p> <p>0 - Pacjent przewraca się lub łokieć nie dotyka do łóżka lub leżanki do kinezyterapii</p> <p>1 - Pacjent porusza się aktywnie bez pomocy. Łokieć dotyka do leżanki</p> <p>UWAGA: Jeżeli próba = 0, to próba 5 i 6 = 0</p>		
<p>5. Powtórz próbę 4</p> <p>0 - Pacjent nie skraca/wydłuża stron ciała lub wykonuje to odwrotnie</p> <p>1 - Pacjent prawidłowo skraca i wydłuża strony ciała</p>		

<p>6. Powtórz próbę 4</p> <p>0 - Pacjent kompensuje. Możliwe mechanizmy kompensacji to: (1) podparcie się inną częścią kończyny górnej, (2) kontralateralne odwiedzenie w stawie biodrowym, (3) ugięcie stawu biodrowego (jeżeli łokieć dotyka leżanki dalej niż przy proksymalnej części uda), (4) zgięcie kolana, (5) ślizganie stóp po podłodze</p> <p>1 - Pacjent porusza się bez kompensacji</p>		
<p>7. Pozycja wyjściowa</p> <p>Pacjent jest poinstruowany aby unieść miednicę po stronie niedowładu (poprzez skrócenie strony niedowładnej i wydłużenie strony zdrowej) oraz powrócić do pozycji wyjściowej</p> <p>0 - Pacjent nie skraca/wydłuża tułowia lub wykonuje skrócenie/wydłużenie odwrotnie</p> <p>1 - Pacjent prawidłowo skraca i wydłuża tułów</p> <p>UWAGA: Jeżeli wynik= 0, to próba 8=0</p>		
<p>8. Powtórz próbę 7</p> <p>0 - Pacjent kompensuje. Możliwe kompensacje to: (1) pacjent podpiera się kończyna górną, (2) odpycha się stopą po tej samej stronie (pięta traci kontakt z podłożem)</p> <p>1 - Pacjent porusza się bez kompensacji</p>		
<p>9. Pozycja wyjściowa</p> <p>Pacjent jest poinstruowany by unieść miednicę po stronie zdrowej (poprzez skrócenie strony zdrowej i wydłużenie</p>		

<p>po stronie niedowład) oraz powrócić do pozycji wyjściowej</p> <p>0 - Pacjent nie skraca/wydłuża tułowia lub wykonuje skrócenie/wydłużenie odwrotnie</p> <p>1 - Pacjent prawidłowo skraca i wydłuża tułów</p> <p>UWAGA: Jeżeli wynik = 0, to próba 10=0</p>		
<p>10. Powtórz próbę 9</p> <p>0 - Pacjent kompensuje. Możliwe kompensacje to: (1) pacjent podpira się kończyną górną, (2) odpycha się stopą po tej samej stronie (pięta traci kontakt z podłożem)</p> <p>1 - Pacjent porusza się bez kompensacji</p>		
<p>Całkowity wynik dla dynamicznej równowagi w siadzie</p>		
<p>KOORDYNACJA</p>		
<p>1. Pozycja wyjściowa</p> <p>Pacjent jest poinstruowany, by skrócić górny tułów 6 razy (każdy bark powinien być przeniesiony w przód 3 razy) pierwsza powinna poruszyć się strona niedowładna, głowa powinna być ustabilizowana w pozycji wyjściowej</p> <p>0 - Strona niedowładna nie porusza się 3 razy</p> <p>1 - Rotacja jest asymetryczna</p> <p>2 - Rotacja jest symetryczna</p> <p>UWAGA: Jeżeli wynik = 0, to próba 2 = 0</p>		

<p>2. Powtórz próbę pierwszą w ciągu 6 sekund</p> <p>0 - Rotacja jest asymetryczna</p> <p>1 - Rotacja jest symetryczna</p>		
<p>3. Pozycja wyjściowa</p> <p>Pacjent jest poinstruowany by skrócić dolny tułów 6 razy (każde kolano powinno być przeniesione w przód 3 razy), jako pierwsza porusza się strona niedowładna, górny tułów powinien być ustabilizowany w pozycji wyjściowej</p> <p>0 - Strona niedowładna nie porusza się 3 razy</p> <p>1 - Rotacja jest asymetryczna</p> <p>2 - Rotacja jest symetryczna</p> <p>UWAGA: Jeżeli wynik= 0, to próba 4=0</p>		
<p>4. Powtórz próbę trzecią w ciągu 6 sekund</p> <p>0 - Rotacja jest asymetryczna</p> <p>1 - Rotacja jest symetryczna</p>		
<p>Całkowity wynik dla koordynacji</p>		
<p>Całkowity wynik dla skali niedowładności tułowia</p>		

DIAGNOSTYCZNE EMG – ROBOT LUNA EMG

MIĘSIEŃ PROSTY UDA	
RUCH WYPROSTU W STAWIE KOLANOWYM W PEŁNYM ZAKRESIE	
BADANIE I	BADANIE II
SKURCZ IZOMETRYCZNY- 5 SEKUND	
BADANIE I	BADANIE II
MIĘSIEŃ DWUGŁOWY UDA	
RUCH ZGIĘCIA W STAWIE KOLANOWYM W PEŁNYM ZAKRESIE	
BADANIE I	BADANIE II
SKURCZ IZOMETRYCZNY - 5 SEKUND	
BADANIE I	BADANIE II

SKALA MRC – OCENA SIŁY MIĘŚNIOWEJ

PROSTOWNIKI STAWU KOLANOWEGO	
BADANIE I	BADANIE II
ZGINACZE STAWU KOLANOWEGO	
BADANIE I	BADANIE II

ZAKRES RUCHOMOŚCI W STAWIE KOLANOWYM – POMIAR GONIOMETRYCZNY

ZAKRES WYPROSTU W STAWIE KOLANOWYM	
BADANIE I	BADANIE II
ZAKRES ZGIĘCIA W STAWIE KOLANOWYM	
BADANIE I	BADANIE II