



Akademia Wychowania Fizycznego
im. Eugeniusza Piaseckiego w Poznaniu

WYDZIAŁ NAUK O ZDROWIU

Joanna Małecka

Kulturowa adaptacja i walidacja

Testu badającego czynność kończyny górnej (Action Research Arm Test)

oraz Skali niesprawności tułowia (Trunk Impairment Scale)

u osób po udarze mózgu

Rozprawa doktorska

opracowana w Zakładzie Fizjoterapii Nerwowo-Mięśniowej,

w Katedrze Fizjoterapii Klinicznej,

w Akademii Wychowania Fizycznego w Poznaniu

Promotor: prof. AWF dr hab. Dawid Łochyński

POZNAŃ 2023

Podziękowania

*Składam serdeczne podziękowania mojemu Promotorowi,
Prof. AWF dr hab. Dawidowi Łochyńskiemu, za nieocenioną pomoc udzieloną
w trakcie pisania rozprawy doktorskiej. Dziękuję za poświęcony czas, cierpliwość
i wyrozumiałość, dobre słowo oraz przede wszystkim za wiedzę i profesjonalizm
bez których ta praca by nie powstała.*

Spis treści

1.	WSTĘP	6
1.1	Udar mózgu.....	6
1.1.1	Charakterystyka choroby	6
1.1.2	Zapadalność i epidemiologia	6
1.1.3	Czynniki ryzyka	7
1.1.4	Zaburzenia sensomotoryczne i objawy kliniczne	8
1.1.5	Kontrola stabilności tułowia oraz sięgania i chwytania kończyną górną	11
1.1.6	Kontrola i zaburzenia sprawności tułowia i funkcji kończyny górnej i dolnej	14
1.1.7	Zarys założeń, celów i metod usprawniania	19
1.2	Ocena sprawności tułowia i kończyny górnej w praktyce klinicznej	22
1.2.1	Narzędzia badawcze stosowane w świecie i Polsce	22
1.2.2	Skala niesprawności tułowia.....	24
1.2.3	Test badający czynność kończyny górnej.....	26
1.3	Adaptacja kulturowa i walidacja narzędzi badawczych w rehabilitacji	28
1.3.1	Proces adaptacji międzykulturowej	28
1.3.2	Właściwości psychometryczne	32
1.3.3	Ocena rzetelności	34
1.3.4	Ocena trafności	35
1.3.5	Badanie czułości na zmiany	36
1.3.6	Interpretowalność.....	37
2.	CEL PRACY I HIPOTEZY BADAWCZE	38
3.	METODY	40
3.1	Projekt badań	40
3.2	Badani	40
3.3	Badane instrumenty pomiarowe	41
3.4	Oдноśnikowy instrument pomiarowy.....	45
3.5	Procedura adaptacji kulturowej.....	45

3.6	Procedura badań.....	48
3.7	Statystyczna analiza danych	50
4.	WYNIKI	54
4.1	Kulturowa adaptacja Skali niesprawności tułowia	54
4.2	Kulturowa adaptacja Testu badającego czynność kończyny górnej.....	56
4.3	Charakterystyka badanych.....	60
4.4	Właściwości psychometryczne TIS-PL	66
4.4.1	Rzetelność	66
4.4.2	Trafność	71
4.4.3	Efekt „podłogowy i sufitowy”	72
4.5	Właściwości psychometryczne ARAT-PL	73
4.5.1	Rzetelność	73
4.5.2	Trafność	79
4.5.3	Efekt podłogowy i sufitowy.....	81
4.6	Zależność między wynikiem oceny sprawności tułowia a wynikiem oceny czynności kończyny górnej.....	82
5	DYSKUSJA	84
6.	WNIOSKI	97
7	PIŚMIENNICTWO.....	98
	STRESZCZENIE.....	114
	ABSTRACT (streszczenie w języku angielskim).....	117
	SPIS RYCIN.....	120
	SPIS TABEL.....	121
	ZAŁĄCZNIKI	123

WYKAZ SKRÓTÓW UŻYWANYCH W TEKŚCIE

WHO	World Health Organization, Światowa Organizacja Zdrowia
ARAT	Action Research Arm Test, Test badający czynność kończyny górnej
UEFT	Upper Extremity Function Test
TIS	Trunk Impairment Scale, Skala niesprawności tułowia
ARAT-PL	Test badający czynność kończyny górnej
TIS-PL	Skala niesprawności tułowia
FMA	Fugl-Meyer Assessment, Ocena sprawności sensomotorycznej za pomocą skali Fugl-Meyer
FMA-PL	Ocena sprawności sensomotorycznej za pomocą skali Fugl-Meyer
FMA-UE-PL	Ocena sprawności sensomotorycznej kończyny górnej za pomocą skali Fugl Meyer
FMA-LE-PL	Oceny sprawności sensomotorycznej kończyny dolnej za pomocą skali Fugl Meyer
MAS	Modified Ashworth Scale, Zmodyfikowana skala Ashworth'a
CFA	Confirmatory Factor Analysis, konfirmacyjna analiza czynnikowa
K	Współczynnik kappa
PA	Percentage agreement, zgodność procentowa
R	Współczynnik korelacji rang Spearmana
α	Współczynnik alpha - Cronbacha
ICC	Współczynnik korelacji wewnątrzklasowej
MDC	Minimalna wykrywalna zmiana
SEM	Standardowy błąd pomiarowy
Inter-rater	Ocena zgodności pomiarowej
Test-retest	Metoda testu powtórnego

1. WSTĘP

1.1 Udar mózgu

1.1.1 Charakterystyka choroby

Udar mózgu, inaczej incydent naczyniowo-mózgowy, to nagłe wystąpienie ogniskowych lub uogólnionych zaburzeń czynności mózgu wskutek przerwania dopływu krwi do tkanki nerwowej. W rezultacie dochodzi do upośledzenia funkcji układu nerwowego. Precyzyjniejszą definicję udaru mózgu podaje Światowa Organizacja Zdrowia (WHO). WHO definiuje udar mózgu jako zespół kliniczny charakteryzujący się nagłym wystąpieniem ogniskowego, a niekiedy również uogólnionego zaburzenia czynności mózgu, którego objawy utrzymują się dłużej niż 24 godziny lub prowadzą do śmierci i nie mają przyczyny innej niż naczyniowa (World Health Organisation 1978). Na podstawie czynników etiologicznych wyróżnia się udar niedokrwienny i krwotoczny. Są to dwa podstawowe rodzaje udaru mózgu. Udar niedokrwienny spowodowany jest zaburzeniem przepływu krwi przez tkankę nerwową określonych części mózgu. Powstaje wskutek zakrzepu powstałego w naczyniach krwionośnych doprowadzających krew do mózgu lub zatoru pochodzącego z serca lub z pozaczaskowego łożyska naczyniowego. W obu przypadkach tkanka mózgowa zostaje pozbawiona dopływu niezbędnych składników odżywczych i tlenu. Udar krwotoczny powstaje wskutek przerwania ściany naczynia krwionośnego i wylania się krwi do tkanki mózgowej. Zwykle jest spowodowany pęknięciem naczynia mózgowego w wyniku miażdżycy tętnic, przewlekłego nadciśnienia tętniczego, malformacji tętniczo-żylnych, tętniaka lub urazu. Najczęstszymi miejscami predylekcji uszkodzenia ciągłości naczyń krwionośnych są śródmózgowie oraz przestrzeń podpajęczynówkowa (O'Sullivan i wsp. 2014).

1.1.2 Zapadalność i epidemiologia

Udar mózgu jest najczęściej występującym neurologicznym zespołem klinicznym, który charakteryzuje się najwyższą śmiertelnością. Szacuje się, że co trzy sekundy jedna osoba doznaje udaru mózgu na całym świecie. W sumie każdego roku na ten zespół kliniczny zapada około 12,2 miliona ludzi. Na podstawie danych z 2019 roku

szacuje się, że wśród wszystkich osób chorujących na udar mózgu współczynnik zapadalności wśród mężczyzn jest nieznacznie niższy i wynosi 47%, a wśród kobiet 53% (Feigin i wsp. 2022). W ciągu ostatnich trzydziestu lat 101 milionów osób doznało udaru mózgu. Bardzo niepokojącą obserwacją jest wzrost częstości występowania udaru w ostatnich latach. Niedawno opublikowane badania wykazały, że w porównaniu do 1990 roku, w 2019 roku dwukrotnie wzrosła liczba osób, które zapadły na tę chorobę (Feigin i wsp. 2022).

Ryzyko wystąpienia udaru wzrasta wraz z wiekiem. Dane wskazują, że po przekroczeniu 25 roku życia jedna na 4 osoby dozna udaru mózgu. Każdego roku 16% wszystkich udarów występuje u osób w wieku od 15 do 49 lat (Feigin i wsp. 2022). Mniej więcej 7,8% osób w populacji doznaje udaru mózgu po ukończeniu 65 roku życia (Członkowska i Ryglewicz 1999; Mossakowska i wsp. 2012). Ponadto ryzyko wystąpienia udaru mózgu znacznie się zwiększa wraz z przekroczeniem tej granicy wiekowej i jest wyższy z każdym kolejnym rokiem życia (Thrift i wsp. 2017).

Na świecie każdego roku na udar mózgu umiera 6,5 miliona osób (Feigin i wsp. 2022). Wyniki najnowszych badań wykazały, że spośród wszystkich osób, które doznały udaru mózgu umiera 51% mężczyzn i 49% kobiet (Feigin i wsp. 2022). W Polsce udar mózgu stanowi trzecią przyczynę zgonów, zaraz po chorobach układu krążenia i nowotworach. Szacuje się, że 30% chorych umiera w pierwszym miesiącu od wystąpienia procesu chorobowego, z kolei 70% doznaje poważnej niepełnosprawności (Członkowska i Ryglewicz 1999; Mossakowska i wsp. 2012). Głównymi przyczynami zgonów są przede wszystkim poważne zaburzenia neurologiczne oraz powikłania wynikające z unieruchomienia np. zapalenie płuc, czy posocznica oraz zaburzenia funkcji układu krwionośnego np. zator tętnicy płucnej (Kwolek 2009).

1.1.3 Czynniki ryzyka

Istnieje wiele czynników ryzyka, które mogą przyczynić się do powstania udaru mózgu. Ogólnie rzecz biorąc te czynniki dzieli się na modyfikowalne oraz niemodyfikowalne. Odsetek występowania różnych czynników ryzyka wśród osób, które doznały udaru mózgu jest różny. Wśród najpoważniejszych i najczęściej występujących modyfikowalnych czynników ryzyka wyróżnia się nadciśnienie tętnicze (u 56% osób), niewłaściwą dietę (u 31% osób), podwyższone BMI (u 24% osób),

wysoki poziom glukozy na czczo (u 20% osób), zanieczyszczenie środowiska (u 20% osób), palenie tytoniu (u 18% osób), wysoki poziom LDL (u 10% osób), dysfunkcje nerek (u 8% osób), nadmierne spożywanie alkoholu (u 6% osób) i niski poziom aktywności fizycznej (u 2% osób). Suma powyższych czynników ryzyka przekracza 100%, ponieważ u konkretnej osoby, która doznała udaru mózgu może wystąpić więcej niż jeden z nich (Feigin i wsp. 2022). Do innych istotnych czynników modyfikowalnych zalicza się cukrzycę, choroby serca, uwarunkowania psychospołeczne, czy leczenie hormonalne. Czynniki niemodyfikowalne są natomiast uwarunkowane konkretnymi cechami osobniczymi takimi jak rasa, wiek, czy też płeć (O'Donnell i wsp. 2010, Kozubski i Liberski 2011).

1.1.4 Zaburzenia sensomotoryczne i objawy kliniczne

W wyniku udaru mózgu występują różne zaburzenia neurologiczne po przeciwnej stronie ciała w stosunku do uszkodzonej części mózgu (Robertson i Jones, 1994). Wśród nich na pierwszy plan wysuwają się zaburzenia kontroli ruchu kończyn (Woolley 2001) tułowia (Hsueh i Hsieh 2002) oraz sprawności aparatu mowy (Nakayama 1997), jak również zaburzenia w obrębie czucia powierzchownego i głębokiego (Au-Yeung 2006). Są one pochodną uszkodzenia korowych ośrodków czucia i ruchu, a także ośrodków odpowiedzialnych za wyższe czynności mózgowie (Alberts Horner-Catt 2001). Zaburzenia te prowadzą do upośledzenia wykonywania ruchów funkcjonalnych i w konsekwencji czynności dnia codziennego (Jørgensen i wsp. 1995).

Po przebytych udarach mózgu obserwuje się szereg zaburzeń w odbieraniu bodźców somatosensorycznych po stronie bezpośrednio zajętej. U większości pacjentów (w zależności od badanej próby od 64% do 94% osób po udarze) upośledzone zostaje odczuwanie bodźców dotykowych, bólowych i termicznych. U 44% pacjentów występują deficyty w odczuwaniu bodźców wibracyjnych. U wielu pacjentów (od 17% do 54%) stwierdza się również deficyty w propriocepcji. Ponadto zaburzenia czucia występują również po stronie pośrednio zajętej (u 12-25% osób po udarze mózgu).

W wyniku udaru mózgu upośledzeniu ulegają procesy zmysłowe, dzięki którym możliwa jest interpretacja informacji odbieranych za pomocą zmysłów, które pochodzą z otoczenia zewnętrznego. Najczęściej upośledzeniu ulega zdolność dyskryminacji

dwupunktowej, stereognozji, grafestezji, lokalizacji dotykowej, czy też rozróżniania struktury geometrycznej powierzchni. Zdolności te są niezbędne do rozróżniania kształtu, wielkości i chropowatości otaczających przedmiotów i w konsekwencji do prawidłowego chwytania i operowania nimi.

Rodzaj oraz rozległość upośledzenia czucia i percepcji bodźców są ściśle powiązane z lokalizacją i rozmiarem uszkodzenia tkanki mózgowej. Im większe obszary kory czuciowej zostają objęte uszkodzeniem, tym wolniej zachodzi proces zwrotnego uczenia się utraconych ruchów i powrotu funkcji motorycznych oraz tym większe jest prawdopodobieństwo wystąpienia zaniedbywania połowiczego i wyuczonego nieużywania kończyny.

U 80-90% osób natychmiast po udarze mózgu rozwija się połowicze porażenie wiotkie mięśni szkieletowych, które najczęściej ustaje po kilku dniach. Wyjątkiem są osoby, u których uszkodzenie obejmuje obszar pierwszorzędowej kory ruchowej oraz mózdzek (ok 10 % osób po udarze mózgu). U tych osób czas występowania porażenia wiotkiego może być znacznie dłuższy. Po jego ustąpieniu aż u 90% pacjentów dochodzi do stopniowego wzrostu napięcia mięśniowego, którego charakterystycznym i dominującym objawem jest porażenie spastyczne. Jest to stale występujące wygórowane napięcie antygravitacyjnych mięśni szkieletowych kończyn i tułowia spowodowane ich przewlekłym skurczem. Taki skurcz mięśnia jest niezależny od woli i powstaje, gdy uszkodzeniu ulegną komórki nerwowe ruchowe położone w wyższych piętrach ośrodkowego układu nerwowego. W przypadku kończyn górnych spastyczność występuje w obrębie mięśni cofających i obniżających obręcz barkową, przywodzących i rotujących wewnątrznie ramię, zginających i nawracających przedramię oraz zginających nadgarstek i palce. Spastyczność mięśni szyi i tułowia powoduje boczne zgięcie ciała w stronę porażenia. Wskutek spastyczności w obrębie kończyny dolnej dochodzi do zwiększonego napięcia mięśni odpowiedzialnych za retrakcję miednicy, za wyprost, przywiedzenie i rotację wewnętrzną w stawie biodrowym, za wyprost w stawie kolanowym, za zgięcie podeszwowe i odwrócenie stopy oraz za zgięcie palców. Spastyczność powoduje usztywnienie mięśni i utrudnia wykonanie ruchów wolicjonalnych niezbędnych w czynnościach dnia codziennego. Wskutek spastyczności może dochodzić do bolesnych spazmów, trwałych przykurczów mięśni i zmian degeneracyjnych w stawach. Efektem tych zmian są nieprawidłowości w postawie ciała i zaburzenia kontroli stabilności posturalnej. Ponadto izolowany ruch określonej części ciała staje się utrudniony bądź niemożliwy

do wykonania. Podczas inicjowania takiego ruchu uaktywnione zostają tzw. synergie bezwzględne. Są to niezależne, nieprawidłowe i prymitywne współskurcze dodatkowych mięśni, które normalnie nie biorą udziału w wykonaniu konkretnej czynności ruchowej. Efektem tego jest współruch (synkineza) w innych stawach za każdym razem, gdy pacjent stara się wykonać izolowany ruch kończyną w pojedynczym stawie. W początkowej fazie udaru synergie bezwzględne są aktywowane w sposób automatyczny, zależą od stopnia nasilenia spastyczności i mogą być nasilone. Wraz z przebiegiem zdrowienia i po wdrożeniu odpowiedniego usprawniania synergie ulegają zmniejszeniu i jest możliwe ponowne odzyskanie właściwego wzorca ruchu. Warto również wspomnieć, że po udarze mózgu mogą występować reakcje stowarzyszone. Są to niezamierzone ruchy automatyczne, które mogą być wywoływane stresem bądź nadmiernym wysiłkiem fizycznym potrzebnym do wykonania jakiejś czynności ruchowej. Na przykład u pacjenta, u którego występują zaburzenia kontroli posturalnej mięśni tułowia mogą się pojawić niekontrolowane stowarzyszone ruchy kończyny górnej w sytuacji utraty stabilności posturalnej.

Po udarze mózgu dochodzi do osłabienia siły mięśniowej niezbędnej do zapoczątkowania i kontrolowania ruchów dowolnych (Au-Yeung 2006). Stopień osłabienia mięśniowego jest ściśle związany z lokalizacją i rozpiętością uszkodzenia ośrodków ruchowych sterujących ruchami dowolnymi. Może wystąpić porażenie całkowite lub częściowy niedowład mięśni. Niedowład najczęściej występuje w kończynie górnej i dolnej po stronie przeciwnej do uszkodzonej półkuli mózgu. Często większe osłabienie mięśni występuje w kończynie górnej niż dolnej oraz w mięśniach proksymalnych niż dystalnych. Prawdopodobnie jest to spowodowane różnicami anatomicznymi i czynnościowymi w połączeniach między nadrzędnymi ośrodkami nerwowymi i komórkami ruchowymi rdzenia kręgowego, które komunikują się z włóknami mięśniowymi znajdującymi się w poszczególnych mięśniach szkieletowych. Osłabienie siły mięśniowej spowodowane jest nieprawidłową rekrutacją jednostek ruchowych podczas skurczów dowolnych, co w rezultacie prowadzi do upośledzenia aktywacji mięśni i silniejszych współskurczów antagonistycznych grup mięśniowych. Zmiany w aktywności, napięciu i sterowaniu skurczem prowadzą do zmian morfologicznych. Obserwuje się atrofię głównie włókien mięśniowych II typu. Prowadzi to do spowolnienia prędkości rozwoju siły skurczu oraz spadku odporności na wysiłkowe zmęczenie mięśni szkieletowych. Dodatkowo zaburzenia czucia głębokiego przyczyniają się do upośledzenia koordynacji ruchów.

U osób po udarze mózgu mogą występować problemy z synchronizacją i sekwencjonowaniem skurczów mięśni. Może również dojść do bradykinezji oraz pojawienia się ruchów mimowolnych oraz ataksji. Zmiany te w dużym stopniu przyczyniają się do ograniczeń w zdolności przystosowania się do zmieniających się warunków środowiskowych. Są też główną przyczyną upośledzenia funkcjonalnego i niepełnosprawności.

1.1.5 Kontrola stabilności tułowia oraz sięgania i chwytania kończyną górną

Terminem stabilność posturalna definiuje się zdolność utrzymywania stabilnej postawy ciała dzięki odpowiedniej kontroli rzutu środka masy ciała na płaszczyznę podparcia. Natomiast utrzymywanie właściwego położenia segmentów ciała względem siebie oraz ciała względem otoczenia określa się terminem orientacja posturalna. Te dwie częściowo zależne od siebie zdolności są niezbędne w kontroli posturalnej postawy siedzącej (Horak i Macpherson 1996). Wykonywanie najróżniejszych czynności życia codziennego wymaga wykorzystania trzech rodzajów kontroli posturalnej. Po pierwsze zdolność kontroli postawy i orientacji ciała w przewidywalnych i niezmiennych warunkach, na przykład podczas siedzenia w spoczynku, wymaga tak zwanej kontroli posturalnej w stanie ustalonym. Po drugie, powrót ciała do pierwotnej stabilnej postawy po jego niespodziewanym wytrąceniu z niej jest możliwy dzięki wykorzystaniu mechanizmów reaktywnej kontroli posturalnej. Wreszcie umiejętność aktywowania mięśni tułowia z wyprzedzeniem w stosunku do potencjalnej destabilizacji ciała, np. wskutek jakiejś czynności ruchowej wykonanej z własnej woli (sięgnięcia, chwycenia i uniesienia przedmiotu), wymaga zastosowania strategii ruchowych związanych z proaktywną kontrolą posturalną.

Kontrola postawy siedzącej jest złożonym procesem. Wykazano, że istnieją silne wewnątrzosobnicze i międzyosobnicze różnice w orientacji posturalnej u zdrowych osób dorosłych, szczególnie w płaszczyźnie strzałkowej (Curtis i wsp. 2015). Tułów może być kontrolowany całościowo jako pojedynczy segment, lub kontrola może zachodzić na poziomie poszczególnych jego segmentów np. w strefie szyjnego i górnego piersiowego kręgosłupa, w środkowej strefie kręgosłupa piersiowego, w strefie kręgosłupa piersiowo-lędźwiowego, czy w strefie miednicy (Saavedra i wsp. 2012, Santamaria 2015). Utrzymanie statycznej pozycji ciała podczas siedzenia możliwe jest dzięki tonicznej aktywności mięśni posturalnych. Jest ona niezbędna do

utrzymywania głowy i stabilizacji tułowia. W przypadku, gdy dojdzie do utraty stabilności ciała podczas siedzenia, wtedy dochodzi do niezwłocznego krótkotrwałego wzrostu aktywacji lub włączenia się do aktywacji mięśni tułowia. Aktywność mięśni jest odpowiednio dostosowana do kierunku, w którym nastąpiło wytrącenie ciała ze stabilności. W przypadku nadmiernego wychylenia się tułowia w jedną stronę, aktywowane zostają mięśnie po przeciwnej stronie ciała w celu zapobiegnięcia utraty stabilności ciała (Masani i wsp. 2009). Taka prawidłowość w kompensacyjnej aktywacji mięśni występuje niezależnie od kierunku doświadczonej perturbacji tułowia. W odpowiedzi na zaburzenie stabilności, mięśnie są aktywowane błyskawicznie, nawet wcześniej niż podczas wykonywania szybkich ruchów wolicjonalnych tułowia w konkretnym kierunku. Wymaga to bardzo ścisłej koordynacji przestrzenno-czasowej mięśni synergistycznych przy utrzymaniu względnie niezmięnionej aktywności mięśni antagonistycznych. Podczas wykonywania ruchów sięgania kończyną górną w pozycji siedzącej dochodzi do wyprzedzającej tzw. antycypacyjnej aktywacji lub wzrostu aktywności mięśni posturalnych, która przebiega w kierunku czaszkowo-ogonowym. To znaczy najpierw aktywowane są mięśnie szyi i karku, a następnie mięśnie przykręgosłupowe w coraz niżej położonych segmentach kręgosłupa (Fits i wsp. 1998). Siła aktywacji mięśni wzrasta wraz ze wzrostem obciążenia kończyny.

U zdrowych dorosłych osób kontrola ruchów kończyny górnej zmienia się w zależności od celu czynności ruchowej. Na przykład, gdy wykonywana jest czynność wskazywania na jakiś obiekt, wszystkie segmenty kończyny kontrolowane są jako zespół członów biokinematycznych. Natomiast sięganie i chwytanie przedmiotów wydają się następować w dwóch oddzielnych fazach. Faza transportu ręki w kierunku przedmiotu zachodzi dzięki ruchom wykonywanym w stawie ramiennym i łokciowym. Natomiast czynność chwytania, np. otaczania palcami i dłonią jakiegoś przedmiotu, zachodzi dzięki ruchom wykonywanym w stawach ręki. Istnieją dowody, że obydwie fazy są kontrolowane przez inne drogi nerwowe (Kyupers i wsp. 1981). Uszkodzenie dróg zstępujących powoduje zaburzenie globalnych ruchów kończyny niezbędnych do transportu ręki, czyli sięgania w docelowe miejsce. Uszkodzenie innych zstępujących dróg nerwowych upośledza precyzyjną kontrolę ruchów palców niezbędną do chwytania.

Podczas czynności sięgania faza przyspieszenia transportu ręki do celu jest krótsza od fazy opóźnienia (Marteniuk i wsp. 1987). Prędkość ruchów transportowania

ręki do celu jest ściśle powiązana z odległością, którą ma pokonać ręka (Gordon i Ghez 1984). Szczytowa amplituda przyspieszenia ręki jest odpowiednio większa podczas sięgania do dalej niż bliżej położonych celów. Podczas planowania czynności sięgania do celu istotniejsze jest precyzyjne dostosowanie kierunku ruchu niż dystansu ruchu. Odkryto, że podczas trafiania ręką do celu, osoby zdrowe popełniają mniejsze błędy, jeśli chodzi o dobieranie odpowiedniego kierunku ruchu niż dobieranie odpowiedniego dystansu ruchu (Gordon i Ghez 1994).

Wyróżnia się dwa główne rodzaje chwytu: mocny i precyzyjny. Obydwa różnią się postawą kciuka i palców. W przypadku chwytu mocnego, powierzchnie opuszek palców i kciuka są ułożone równoległe do powierzchni dłoni i pomiędzy nimi są wywierane siły chwytu. Wśród chwytów mocnych wyróżnia się chwyt hakowy np. chwycenie rączki od walizki, sferyczny np. chwycenie piłeczki oraz cylindryczny np. chwycenie butelki. W przypadku chwytu precyzyjnego siły są wywierane między opuszkami palców i kciuka. Ten rodzaj chwytu umożliwia operowanie przedmiotem względem i w obrębie ręki. Sposób kształtowania się ręki podczas chwytania zależy od lokalizacji, wielkości i kształtu przedmiotu, który ma być chwycony (Johansson 1996). Żeby czynność chwycenia przedmiotu przebiegła z sukcesem, ręka musi być odpowiednio wcześniej ukształtowana, tzn. palce muszą się rozewrzeć, a następnie objąć docelowy przedmiot we właściwym momencie czasowym (Castiello 2005). Kształtowanie się ręki do chwytu zachodzi w sposób antycypacyjny jeszcze w fazie sięgania, tuż przed samym aktem chwycenia przedmiotu (Jeannerod 1990). Wielkość rozwarcia się palców wzrasta wraz z wielkością chwytanego przedmiotu (Marteniuk i wsp. 1990). Ta czynność jest kontrolowana wzrokowo. Dobór ukształtowania ręki jest zależny od kształtu, wielkości i tekstury powierzchni przedmiotu, jak również zależy od szeregu aspektów kontekstowych, takich jak orientacja, dystans i położenie przedmiotu względem ciała oraz celu w jakim zostanie użyty chwytyany przedmiot (Jeannerod 1984).

Istnieje istotna zależność między czynnością chwytania i sięgania. Polega ona na czasowym sprzężeniu tych obydwu czynności ruchowych. Podczas sięgania po przedmiot, stopień rozwarcia palców najpierw bardzo szybko wzrasta osiągając odpowiednio dobrane maksimum, a następnie maleje w taki sposób, aby precyzyjnie dostosować wielkość chwytu do wielkości przedmiotu. Ponadto podczas chwytania przedmiotu, dystans między palcem wskazującym a kciukiem staje się największy, gdy ręka rozpoczyna ostatnią powolną fazę zbliżania się do chwytanego przedmiotu

(Fraser i Wing 1981). Maksymalna separacja kciuka od palca wskazującego zależy od prędkości z jaką wykonywane są ruchy (Wing i wsp. 1986). Im szybszy ruch tym większa separacja palców podczas fazy przygotowującej do chwytu. Zwiększa to prawdopodobieństwo chwycenia przedmiotu.

Człowiek jest zdolny do precyzyjnego dostosowania chwytu przedmiotu o najróżniejszych masach i właściwościach powierzchni. Podniesienie i opuszczenie przedmiotu odbywają się w czterech fazach. W pierwszej następuje kontakt ręki i palców z przedmiotem. W drugiej siła chwytu i obciążenia palców zaczyna narastać. Trzecia faza rozpoczyna się, gdy siła obciążenia przewyższa masę przedmiotu i zaczyna być on unoszony. W czwartej fazie siła chwytu i obciążenia obniża się krótko po tym, gdy przedmiot uzyskał kontakt z podłożem (Johansson i Edin 1992). Długość drugiej fazy zależy od masy przedmiotu. Cięższe przedmioty wymagają wygenerowania większej siły obciążenia, aby mogły zostać uniesione, co wiąże się z wydłużeniem tej fazy generowania sił. Po uniesieniu stosunek siły chwytu do masy przedmiotu jest utrzymywany na odpowiednim poziomie. Siła chwytu dobierana jest w taki sposób, aby nie dopuścić do wyślizgnięcia się przedmiotu z ręki. Ośrodkowy układ nerwowy dokonuje tego dzięki wcześniejszemu doświadczeniu, bieżącym informacjom aferentnym otrzymywanym z receptorów skóry ręki oraz wskazówkom wzrokowym.

1.1.6 Kontrola i zaburzenia sprawności tułowia i funkcji kończyny górnej i dolnej

W wyniku udaru mózgu dochodzi do znacznego zaburzenia kontroli posturalnej w stanie ustalonym. U osób w ostrej fazie po udarze obserwuje się wzrost zakresu wychyleń tułowia w pozycji siedzącej, co świadczy o znaczącym pogorszeniu się stabilności posturalnej (Gentton i wsp. 2008). Główną przyczyną jest utrata zdolności kontroli stabilności w poszczególnych segmentach tułowia. Po udarze mózgu dochodzi również do upośledzenia reaktywnej kontroli posturalnej. Szczególnie dotyczy to zdolności powrotu ciała do pierwotnej postawy po jego wytrąceniu ze stabilności. W pozycji siedzącej bez podparcia osoby po udarze mózgu nie potrafią odzyskać stabilności posturalnej bez przekroczenia granic płaszczyzny podparcia nawet po niewielkim zachwianiu. W celu odzyskania stabilności muszą wykonać ruch kończyną górną i podeprzeć się ręką (Shumway – Cook i Woollacott 2017). Ponadto po udarze mózgu zmniejsza się prędkość przemieszczania się tułowia podczas jego

ruchów zgięcia i wyprostu wykonywanych z własnej woli. Obserwuje się również opóźnioną i zmniejszoną aktywację mięśni tułowia po stronie bezpośrednio zajętej w stosunku do pośrednio zajętej podczas wykonywania ruchów dowolnych kończyną górną w siadzie (Diskstein i wsp. 2004). Wskazuje to na upośledzenie proaktywnej kontroli posturalnej.

Wielu autorów zajmujących się tematyką kontroli ruchów kończyny górnej wykazało, że osoby po udarze mózgu wykonują ruchy sięgania znacznie wolniej, z mniejszą precyzją i w mniej skoordynowany sposób niż osoby zdrowe (Beer i wsp. 2000, Reisman i Scholz 2003, Shumway – Cook i Woollacott 2017). Osoby po przebytych udarach mózgu mają również problemy z dostosowaniem zakresu ruchu sięgania. Z dużą regularnością nie doszacowują odległości przemieszczania swojej ręki podczas sięgania do celów położonych bliżej i przeszacowują odległość podczas prób sięgania do przedmiotów położonych w dalszej odległości (Shumway – Cook i Woollacott 2017). Ponadto u osób tych występują znaczące problemy z wykonywaniem skoordynowanych ruchów w wielu stawach. U zdrowych osób podczas czynności sięgania ruchy w stawie ramiennym i łokciowym zachodzą równocześnie, w sposób zsynchronizowany i płynny. U osób po udarze mózgu, szczególnie w kończynie bezpośrednio zajętej dochodzi do segmentacji ruchów, tzn. ruchy są wykonywane w sposób nieskoordynowany i niepowiązany czasowo. Określa się to jako dekompozycja ruchów, czyli wykonywania ruchu tylko w jednym stawie w danym okresie czasowym (Levin 1996). Jest to spowodowane utratą synergii międzymięśniowej i niezdolnością sprzęgania w czasie momentów siły mięśniowej generowanych przez grupy mięśniowe zawiadujące stawem ramiennym i łokciowym. Efektem jest niezdolność do równoczesnej kontroli ruchu wyprostu w stawie łokciowym wraz z ruchem zgięcia w stawie ramiennym po udarze mózgu (Dewald i wsp. 1999). Ponadto u osób po udarze mózgu dochodzi do upośledzenia indywiduacji ruchów, to znaczy zdolności wykonywania ruchów w pojedynczych stawach bez udziału ruchu w innych stawach (Zackowski i wsp. 2004). Zmiany te powodują, że podczas sięgania do celu kończyną bezpośrednio zajętą trajektoria ruchu ręki ma przebieg pokrzywiony i nieliniowy (Levin 1996). Osoby po przebytych udarach mózgu mają również problem z organizacją komend ruchowych niezbędnych do programowania ruchów do celu wykonywanych pod kontrolą wzrokową. Faza opóźnienia ruchu sięgania jest wydłużona i dochodzi do nieregularnych, krótkotrwałych wzrostów i spadków opóźnienia ruchu (Rossetti i wsp. 2005).

Po przebytych udarze mózgu zmniejszenie lub całkowita utrata czucia powierzchownego przyczynia się do obniżenia zdolności wykonywania ruchów funkcjonalnych kończyną górną, szczególnie precyzyjnych chwytów. Udar mózgu powoduje upośledzenie odpowiedniego antycypacyjnego dostosowywania wielkości chwytu (Tretriluxana i wsp. 2009). Objawia się to niezdolnością do odpowiedniego dobierania wielkości rozstawienia palców do wielkości chwytanych przedmiotów. Zaburzona jest również koordynacja między przebiegiem fazy sięgania i chwytania. Podczas sięgania kończyną górną faza chwytania rozpoczyna się wcześniej i trwa dłużej niż u osób zdrowych. Upośledzona zostaje również zdolność do dyskryminacji sił tarcia powstających między przedmiotami o różnej teksturze a powierzchnią skóry, jak również odczuwania sił ściskania i kształtu przedmiotów (Blennerhassett i wsp. 2007). W konsekwencji obserwuje się wiele nieprawidłowości. Najważniejsze z nich to błędne dostosowywanie w czasie i dobieranie siły podczas wykonywania precyzyjnych chwytów (Robertson i Jones 1994). Zaburzenia rozwoju i kontroli siły chwytu występują dla szerokiego spektrum chwytanych przedmiotów, jeśli chodzi o ich wielkość i masę oraz stabilność położenia w przestrzeni (Shumway – Cook i Woollacott 2017). Osoby po udarze doświadczają problemów już podczas antycypacyjnego dobierania i skalowania siły chwytu w celu podnoszenia przedmiotów użytku codziennego (Shumway – Cook i Woollacott 2017). Nie potrafią korzystać z wcześniejszego doświadczenia, jak również zobrazować sobie cech fizycznych chwytanych przedmiotów na podstawie otrzymanych informacji wizualnych i dotykowych.

Istnieje ścisły związek między kontrolą tułowia, a umiejętnością operowania kończyną górną. U osób po udarze mózgu często dochodzi do upośledzenia wcześniej zaprogramowanego, antycypacyjnego napięcia mięśni posturalnych. Jest to naturalny proces przeciwdziałania destabilizacji postawy górnej części ciała wskutek ruchów kończyn górnych wykonywanych z własnej woli. Utrata zdolności antycypacyjnego dostosowywania postawy ciała prowadzi w konsekwencji do upośledzenia zdolności wykonywania czynności funkcjonalnych kończyną górną. U osób zdrowych stopień zgięcia tułowia jest zależny od odległości i wysokości położenia celu w stosunku do ciała. Jeśli cel jest położony w zasięgu długości kończyny, to nie dochodzi do wychylenia tułowia. Natomiast pacjenci po udarze mózgu, z ograniczeniami sprawności funkcjonalnej kończyny górnej często wykonują zgięcie tułowia podczas sięgania do celów położonych w zakresie długości kończyny górnej. Wielkość zgięcia

w tułowiu podczas ruchów funkcjonalnych kończyny górnej jest zależna od złożoności zadania oraz stopnia deficytów neurologicznych i mięśniowo-szkieletowych. Na przykład u pacjentów po udarze mózgu zgięcie tułowia jest zwiększone podczas sięgania w przód, gdy zmniejszony jest ruch wyprost ramienia. Dowiedziono, że podczas wyhamowania ruchów w obrębie tułowia zwiększa się zakres zgięcia w stawie ramiennym. Nie wykazano jednak dowodów na poprawę trajektorii i adekwatności ruchu kończyny górnej podczas sięgania (Wee i wsp. 2014). Po drugie aktywacja tułowia podczas sięgania rozpoczyna się szybciej niż u zdrowych osób. Ponadto podczas sięgania kończyną górną bezpośrednio zajęta do przedmiotów położonych po bocznej stronie ciała tułów ulega rotacji zewnętrznej. Pacjenci nie potrafią wykonać jednocześnie ruchu rotacji wewnętrznej tułowia wraz z rotacją zewnętrzną w stawie ramiennym, czyli w sposób, który jest charakterystyczny dla osób zdrowych (Robertson i wsp. 2011). Zaobserwowane zostały również różnice w ruchach tułowia u osób z prawo i lewostronnym udarem. Podczas sięgania kończyną bezpośrednio zajęta incydenty niestabilności były znacznie częściej obserwowane u pacjentów z prawostronnym niż z lewostronnym uszkodzeniem mózgu. Może to świadczyć o większym znaczeniu lewej półkuli mózgu w procesie koordynacji stabilizacji i ruchów tułowia podczas wykonywania czynności funkcjonalnych kończyną górną (Spinazzola i wsp. 2003). Są to strategie kompensacyjne, które rozwijają alternatywne wzorce ruchowe pozwalające na wykonanie zadania ruchowego i osiągnięcie celu pomimo ograniczenia wyprostnego ruchu kończyny górnej. Wykazano, że ustabilizowanie tułowia za pomocą zewnętrznych pasów zmniejsza upośledzenie zdolności antycypacyjnego dostosowywania postawy ciała podczas spontanicznego ruchu kończyną górną. Bez ustabilizowania tułowia trajektoria ruchów sięgania kończyną górną jest znacznie dłuższa, ruchy są mniej skoordynowane i pojawiają się dodatkowe, wzmożone ruchy w obrębie tułowia. Natomiast wraz ze wzrostem wysokości stabilizacji tułowia jakość ruchów kończyny górnej i tułowia staje się coraz bardziej zbliżona do występującej u zdrowych osób (Shumway-Cook i Woollacott 2017).

U pacjentów po udarze mózgu został również zaobserwowany związek między kontrolą ruchów kończyn górnych a kontrolą stabilności tułowia (Dell'Uomo i wsp. 2017). Udowodniono, że po udarze mózgu trening nakierowany na poprawę ruchów w stawie ramiennym i łopatkowo-żebrowym poprawia stabilizację tułowia ocenianą za pomocą między innymi takich skal jak Trunk Impairment Scale, Trunk Control Test,

czy też Sitting Balance Scale. Ponadto wraz ze wzrostem stabilizacji tułowia pacjenci uzyskiwali lepsze wyniki w czynnościach dnia codziennego ocenianych za pomocą Indeksu Barthel oraz funkcji kończyny górnej i dolnej ocenianej za pomocą skali Fugl-Meyer (Dell'Uomo i wsp 2017).

Niektóre prace przedstawiają zmiany jakie zachodzą u osób poddanych rehabilitacji wraz z czasem od wystąpienia udaru. Autorzy w swoich badaniach zobrazowali jednocześnie zwiększenie funkcji tułowia ze sprawnością kończyn górnych oraz podkreślili, że największy progres występuje do 3 miesięcy po udarze mózgu (Verheyden i wsp. 2008, Likhi i 2013, Lee i wsp. 2015). W literaturze odnaleźć można informacje na temat związku pozycji spoczynkowej kończyny poudarowej z kontrolą posturalną. Wykazano, że nieprawidłowości występujące w pozycji spoczynkowej u osób po udarze mózgu wpływają na kontrolę posturalną podczas wykonywania kończyną górną zamierzonych ruchów (Krakauer i Carmichael 2017).

W publikacjach (Van Criekinge 2020) można odnaleźć także informacje o związku jaki występuje pomiędzy kontrolą posturalną tułowia a funkcją kończyny dolnej u osób po udarze mózgu. Pacjenci poddani analizie charakteryzowali się wyraźnymi deficytami ruchów tułowia. Ograniczenie tych ruchów było kompensowane przez nadmierną boczną rotację miednicy oraz zwiększone wychylenie klatki piersiowej w przód. Ponadto stopień tej strategii kompensacyjnej był tym wyższy im bardziej upośledzona była sprawność funkcjonalna kończyn dolnych.

Udowodniono, że po przebytych niedokrwiennym udarze mózgu stopień powrotu sprawności motorycznej kończyny górnej jest uzależniony od innych czynników niż w przypadku powrotu czynności kończyny dolnej. Na podstawie wyników neuroobrazowania mózgu wykazano, że powrót sprawności kończyny górnej powiązany jest z plastycznymi zmianami strukturalnymi zachodzącymi w innych połączeniach między poszczególnymi ośrodkami nerwowymi niż w przypadku kończyny dolnej. Pokazuje to, że w obu przypadkach procesy zdrowienia przebiegają w odmienny sposób (Ahn 2006, Jang 2006, Guthrie 2013). Dowiedziono, że istnieje ścisły związek pomiędzy stopniem powrotu funkcji motorycznych kończyny górnej a rozległością uszkodzenia ośrodków nerwowych oraz zakresem czynnościowych połączeń występujących pomiędzy obiema półkulami mózgu u osób po niedokrwiennym udarze mózgu. Te strukturalne i czynnościowe zmiany przekładają się na wyniki uzyskiwane podczas oceny deficytów neurologicznych za pomocą skali

NIHSS. Natomiast powrót funkcji motorycznych kończyny dolnej zależy jest głównie od stopnia zachowania funkcji poznawczych (Lee 2021).

Mimo, że został wykazany związek między kontrolą posturalną tułowia a sprawnością funkcjonalną kończyny górnej i dolnej u pacjentów po udarze mózgu rekomendowane są dalsze badania dotyczące oceny stopnia zdrowienia kończyny górnej i dolnej w zależności od stopnia upośledzenia kontroli tułowia u pacjentów w różnym okresie po udarze mózgu. Brakuje na przykład informacji na temat stosunku zręczności ruchów kończyny górnej do poziomu upośledzenia kontroli poszczególnych segmentów tułowia oraz określenia związku kontroli tułowia z funkcją kończyny górnej przy użyciu przeznaczonych do tego instrumentów pomiarowych takich jak TIS i ARAT. Oba te narzędzia badawcze są uznawane za najbardziej adekwatne do oceny kontroli posturalnej tułowia oraz zręczności ruchów kończyny górnej po udarze mózgu.

1.1.7 Zarys założeń, celów i metod usprawniania

Istnieją trzy podstawowe czynniki, od których zależy przetwarzanie informacji sensomotorycznych niezbędnych w kontroli stabilności tułowia i czynnościach ruchowych kończyny górnej. Pierwszym z nich są indywidualne cechy osoby ocenianej, takie jak wiek, doświadczenie w wykonywaniu zadania ruchowego oraz obecność lub brak jakiejś patologii. Drugim czynnikiem jest rodzaj wykonywanego zadania ruchowego. Każde zadanie ruchowe cechuje się poziomem złożoności i organizacji. Złożoność zadania to liczba części składowych tego zadania, inaczej poszczególnych ruchów, które składają się na to zadanie. Zadanie może być złożone z mniejszej liczby części składowych np. wskazywanie do celu lub z większej liczby części składowych np. sięgnięcie, chwycenie, uniesienie, przemieszczenie i odłożenie na miejsce jakiegoś przedmiotu. Organizacja zadania to stopień współzależności przestrzenno-czasowej między częściami składowymi czynności ruchowej np. zintegrowanie ruchu zgięcia stawu ramiennego z wyprostem w stawie łokciowym, od czego może zależeć sukces w wykonaniu całej czynności wskazywania. Zatem niektórych części składowych nie da się rozłączyć i powinny być wyuczane jednocześnie, jako naturalne jednostki. W innych przypadkach wręcz wskazane jest rozbicie części składowych na pojedyncze komponenty i nauczanie ich osobno zanim połączy się je w całość. Wysoką organizacją ruchu charakteryzuje się wskazywanie, a niską sięganie i chwytanie w celu operowania jakimś przedmiotem. Trzecim, ostatnim

bardzo istotnym czynnikiem są specyficzne warunki środowiska, w którym odbywa się zadanie ruchowe. Na te warunki składają się cechy fizyczne miejsca, otaczających przedmiotów, czy też warunki sytuacyjne, w których ruch się odbywa (Shumway-Cook i Woollacott 2017). Wszystkie te składowe są istotne podczas uczenia właściwego jakościowo ruchu funkcjonalnego u zdrowych osób oraz są dużym wyzwaniem w dążeniu do ponownego odzyskania sprawności kończyny górnej u osób z udarem mózgu.

Na podstawie rekomendacji Canadian Stroke Best Practice Recommendation (Teasell i wsp. 2020) rehabilitacja u osób po udarze mózgu jest kluczowym procesem powrotu do zdrowia. Celem jest reedukacja utraconych umiejętności wykonywania konkretnych czynności ruchowych i odzyskanie sprawności fizycznej oraz zdobycie jak największej niezależności w życiu codziennym.

Sukces postępowania terapeutycznego jest niezwykle uzależniony od terminu rozpoczęcia rehabilitacji po wystąpieniu czynnika chorobotwórczego. Okresy czasu po wystąpieniu udaru mózgu dzieli się na: (1) bardzo ostry, który trwa 24 godziny, (2) ostry, który trwa od 1 do 7 dnia, (3) wczesny podostry, który rozpoczyna się od 7 dnia i trwa do 3 miesięcy, (4) późny podostry, który trwa od 3 do 6 miesięcy i (5) przewlekły, który rozpoczyna się po 6 miesiącu od wystąpienia udaru mózgu (Bernhardt i wsp 2017). Im wcześniej zostanie podjęta rehabilitacja, tym lepsze efekty zdrowienia zostaną uzyskane u pacjenta. Za moment krytyczny dla neuroplastyczności uznaje się okres od siódmego do ostatniego dnia miesiąca od wystąpienia udaru mózgu (Bernhardt i wsp. 2017).

W dostępnym piśmiennictwie zarówno polskim jak i światowym podkreślane jest znaczenie i istota założeń Międzynarodowej Klasyfikacji Funkcjonowania, Niepełnosprawności i Zdrowia (ICF) w procesie usprawniania osób po udarze mózgu (Bernhardt i wsp. 2017). American Stroke Association stworzyło wytyczne dotyczące powrotu do zdrowia i rehabilitacji osób po udarze mózgu, w obrębie których można wyróżnić pięć głównych filarów (Winstein i wsp. 2016). Pierwszy oparty jest na założeniu, że program rehabilitacji powinien być odpowiednio zorganizowany na poziomie systemowym. Pacjenci powinni być pod opieką interdyscyplinarnego zespołu, a organizacja miejsca opieki i leczenia osób po udarze mózgu powinna być na takim poziomie, żeby zapewniać jak najwyższą jakość pracy z pacjentami. Po drugie w procesie rehabilitacji należy uwzględnić postępowanie profilaktyczne i zapewnić leczenie współistniejących chorób i zaburzeń. Na przykład przeciwko wystąpieniu lub

rozwojowi odleżyn, przykurczów mięśniowych, zakrzepicy żył głębokich, nietrzymania moczu i stolca, bólu ramienia niedowładnego, ośrodkowego bólu udarowego, depresji i osteoporozy, czy zapobieganiu upadkom i powtórnemu wystąpieniu udaru mózgu. Po trzecie, zgodnie z oceną ICF, w procesie rehabilitacji powinna być wielokrotnie przeprowadzana ewaluacja stanu zdrowia pacjentów, która będzie skoncentrowana na określeniu stopnia zaburzenia struktury i funkcji narządów i układów ludzkiego ciała, w tym przede wszystkim zaburzeń sensomotorycznych (spastyczność, upośledzenie czucia powierzchownego i głębokiego). Po czwarte, w całym procesie oceny pacjenta należy uwzględnić ewaluację stopnia upośledzenia poszczególnych aktywności funkcjonalnych takich jak np. zaburzeń połykania pokarmów (dysfagia), zaburzeń mówienia i komunikowania się (afazja, dyzartria), zaburzeń funkcji kończyny górnej (apraksja, sięganie, chwytanie), zaburzeń stabilności posturalnej (ataksja) i poznawczych (zespół zaniedbywania połowiczego). Jako ostatni filar uznano zapewnienie opieki i rehabilitacji środowiskowej nakierowanej na poziom uczestnictwa w życiu społecznym: życiu rodzinnym (np. wykonywaniu czynności życia codziennego czy aktywności seksualnej), aktywności zawodowej (np. prowadzeniu pojazdów), prospołecznej (np. udzielanie się w różnych stowarzyszeniach), czy aktywności rekreacyjnej. W ocenie niesprawności pacjenta podkreśla się potrzebę zastosowania odpowiednich narzędzi pomiarowych służących do standaryzowanej oceny stanu zdrowia pacjenta oraz efektów terapeutycznych na poszczególnych poziomach ICF.

Wybór metod i technik terapeutycznych stosowanych w rehabilitacji powinien być zgodny z założeniami medycyny opartej na dowodach naukowych. Jest to podyktowane licznymi doniesieniami naukowymi dzięki którym udowodniono, że zweryfikowane pod względem efektywności i bezpieczeństwa metody terapeutyczne przynoszą lepsze i szybsze rezultaty w usprawnianiu pacjentów po udarze mózgu. Podobnie ocenę stopnia niesprawności, ograniczeń aktywności funkcjonalnych, środowiskowych, czy też ograniczeń uczestnictwa w życiu społecznym, należy przeprowadzać przy użyciu standaryzowanych instrumentów pomiarowych. Dostęp do prawidłowo zaadaptowanych kulturowo i walidowanych narzędzi badawczych daje możliwość rzetelnej i trafnej oceny stopnia niesprawności w funkcjonowaniu chorego.

1.2 Ocena sprawności tułowia i kończyny górnej w praktyce klinicznej

1.2.1 Narzędzia badawcze stosowane w świecie i Polsce

Stosowanie narzędzi pomiarowych do oceny ogólnego stanu zdrowia i poziomu niepełnosprawności jest niezwykle istotne dla zdobycia nowej wiedzy klinicznej zarówno na potrzeby badań naukowych, jak i kontroli procesu rehabilitacji osób po udarze mózgu. Na całym świecie stosuje się coraz więcej instrumentów pomiarowych, które zostały powszechnie uznane. Wybór właściwego narzędzia uzależniony jest od jego przeznaczenia klinicznego oraz parametrów psychometrycznych. Niektóre instrumenty pozwalają na ocenę deficytów w funkcjonowaniu, a niektóre w uczestniczeniu w życiu społecznym. Kierując się wytycznymi ICF, w ocenie stanu zdrowia osoby po udarze mózgu należy uwzględnić cztery podstawowe składniki: (1) ocenę funkcji ciała, (2) ocenę struktury ciała, (3) ocenę aktywności i uczestniczenia oraz (4) ocenę wpływu czynników środowiskowych. W literaturze anglojęzycznej można odnaleźć bardzo wiele narzędzi pomiarowych, które zostały przeznaczone do oceny osób po udarze mózgu. Za ich pomocą można wykryć występowanie zaburzeń czynnościowych w zakresie czucia powierzchownego i głębokiego, napięcia mięśni, odruchów własnych, synergii mięśniowych, koordynacji i funkcji motorycznych. Istnieją narzędzia przeznaczone do wykrywania deficytów w sile mięśniowej, ruchomości stawów, kontroli i stabilności posturalnej, chodzie, umiejętności zmieniania pozycji ciała oraz funkcji kończyn górnych i dolnych. Stworzono instrumenty przeznaczone do oceny bólu i sprawności słyszenia, widzenia i mówienia oraz mikcji i defekacji. Ponadto zostały opracowane narzędzia do oceny trudności w odnalezieniu się w życiu społecznym, relacji z innymi osobami, zdolności do pokonywania barier architektonicznych oraz gotowości do powrotu do pracy. Każdy z tych aspektów zdrowia może zostać zbadany w różnych etapach procesu rehabilitacji osoby po udarze mózgu. W związku z powyższym rola instrumentów pomiarowych w badaniach naukowych oraz w procesie oceny klinicznej osób po udarze mózgu jest niezwykle istotna, zarówno z punktu widzenia oceny pierwotnego stanu zdrowia pacjenta, jak również określenia stopnia zdrowienia i postępów w terapii.

Na świecie używa się w praktyce klinicznej wiele narzędzi pomiarowych, które są przeznaczone do oceny stabilności posturalnej tułowia i sprawności funkcjonalnej

kończyny górnej u osób po udarze mózgu. Jednym z bardzo często stosowanych narzędzi do badania kontroli ruchów tułowia jest *Trunk Control Test*. Narzędzie to zostało przeznaczone do oceny funkcjonalnej mobilności i stabilności tułowia u osób podczas różnych zadań funkcjonalnych: (1) obrotów na stronę bezpośrednio i (2) pośrednio zajęta, (3) siadu z pozycji leżącej i (4) utrzymania pozycji siedzącej. Innym ważnym instrumentem pomiarowym jest *The Function in Sitting Test*, który przeznaczony jest do oceny różnych czuciowych i ruchowych aspektów kontroli posturalnej tułowia w stanie ustalonym oraz kontroli reaktywnej i proaktywnej. Równie ważnym narzędziem badawczym stosowanym w praktyce klinicznej jest *Trunk Impairment Scale* (TIS, *Skala sprawności tułowia*), dzięki której można ocenić koordynację ruchów tułowia oraz statyczną i dynamiczną stabilność tułowia w pozycji siedzącej. W przypadku oceny sprawności funkcjonalnej kończyny górnej narzędziami, które w świecie zyskały renomę są między innymi *Box and Block Test*, który ocenia umiejętność sięgania, chwytania i odkładania przedmiotów oraz *Nine Hole Peg Test*, który ocenia zręczność operowania ręką. Najczęściej globalnie stosowanym narzędziem do oceny stopnia zaburzeń czynności i sprawności funkcjonalnej kończyny górnej jest skala *Fugl Meyer Motor Assessment for Upper Extremity* (FMA-UE, ocena sprawności sensomotorycznej kończyny górnej skali za pomocą Fugl-Meyer). Bardzo istotnym narzędziem przeznaczonym do oceny koordynacji oraz zręczności sięgania, chwytania i manipulowania przedmiotami jest *Action Research Arm Test* (ARAT, *Test badający czynność kończyny górnej*). Do oceny umiejętności kończyny górnej w wykonywaniu wybranych czynności dnia codziennego stosuje się *Jebsen Hand Function Test* oraz *Chedoke Arm and Hand Activity Inventory*.

W polskim systemie ochrony zdrowia istnieje jeszcze ciągle duży deficyt kulturowo zaadaptowanych narzędzi badawczych o sprawdzonej rzetelności i trafności, które służą do oceny osób po udarze mózgu. Spośród instrumentów wdrożonych do praktyki klinicznej można wyróżnić polską wersję skali *National Institutes of Health Stroke Scale* (PL-NIHSS, Wiśniewski i wsp. 2021a). Jest to złożone narzędzie badawcze, w którym oceniane są takie aspekty zdrowia jak poziom przytomności, zdolność do komunikacji werbalnej oraz wypełniania poleceń, ruchomość gałek ocznych, pole widzenia, czynność nerwu twarzowego, siła mięśniowa kończyn górnych i dolnych, zborność ruchów, czucie, występowanie afazji i dyzartrii oraz reakcja na bodźce zewnętrzne jednoczesne. Innym klinicznym instrumentem pomiarowym, o wiele mniej znanym w świecie, dla którego również został przeprowadzony cały proces kulturowej

adaptacji oraz oceny rzetelności i trafności pomiarowej jest polska wersja skali *Israeli Vertebrobasilar Stroke Scale* (IVBSS, Wiśniewski i wsp. 2021b). W swojej budowie skala ta jest zbliżona do PL-NIHSS, natomiast została wdrożona w Polsce, ponieważ jest jedyną, która bardziej adekwatnie ocenia występowanie klinicznych deficytów związanych z udarem tętnicy kręgowo-podstawnej. Stworzony został również polski instrument pomiarowy noszący nazwę *Polish Caregiver Burden Scale* (CBS, Jaracz i wsp. 2022), którego celem jest ocena stopnia obciążenia opiekuna podczas zajmowania się osobą po udarze mózgu. W żadnym stopniu nie ocenia on jednak jakiegokolwiek aspektu zdrowia chorego. Na podstawie dostępnego piśmiennictwa można stwierdzić, że tylko powyższe trzy instrumenty pomiarowe zostały prawidłowo kulturowo zaadaptowane i zwalidowane. Istnieje zatem olbrzymia potrzeba wdrażania do polskiego systemu opieki zdrowotnej uznanych instrumentów badawczych. Należy jednak podkreślić, że dotychczas nie został przeprowadzony pełen proces adaptacji kulturowej oraz oceny rzetelności i trafności jakiegokolwiek instrumentu pomiarowego ukierunkowanego na ocenę kontroli stabilności posturalnej tułowia czy sprawności funkcjonalnej kończyny górnej u osób po udarze mózgu. Obecnie trwają prace nad stworzeniem polskiej wersji skali *Fugl-Meyer*. Jest to jedyny instrument, który ocenia stopień zaburzeń w zakresie mobilności ciała oraz czucia, odruchów mięśniowych i koordynacji ruchów kończyny górnej i dolnej po udarze mózgu. W niniejszej pracy podjęto działania mające na celu przystosowanie do polskich warunków kulturowych oraz oszacowanie diagnostycznej użyteczności dwóch narzędzi badawczych, które są powszechnie uznane na świecie. Do oceny kontroli tułowia wybrano skalę TIS, a do oceny sprawności funkcjonalnej kończyny górnej test ARAT. Obydwa zostały dobrze dopracowane pod kątem oceny funkcjonalnej pacjentów po udarze mózgu i cechują się wysokimi właściwościami parametrycznymi.

1.2.2 Skala niesprawności tułowia

Twórcą TIS jest Geert Verheyden z Katolickiego Uniwersytetu w Leuven w Belgii (Verheyden i wsp. 2004). Autor skali skonstruował narzędzie, które w sposób wszechstronny będzie oceniać zaburzenia kontroli posturalnej tułowia. Celem było przekazanie do użytku fizjoterapeutom narzędzia pomiarowego ukierunkowanego na ocenę deficytów kontroli tułowia i ocenę skuteczności usprawniania osób po udarze mózgu (Verheyden i wsp. 2004, Verheyden i wsp. 2007). TIS charakteryzuje się

dobrymi właściwościami psychometrycznymi w ocenie sprawności tułowia. Rzetelność TIS określona wartością współczynnika kappa mieści się między 0,62 a 1. Rzetelność oceniona za pomocą metody ponownego testowania i metody oceny zgodności pomiarowej oszacowana za pomocą wartości współczynnika korelacji wewnętrznej mieści się w przedziale 0,85-0,99. Spójność wewnętrzna, obliczona za pomocą wskaźnika statystycznego Alfa Cronbacha mieści się w przedziale od 0,65 do 0,89 (Verheyden 2004). Wyniki trafności narzędzia pomiarowego zostały oszacowane za pomocą współczynnika rang Spearmana i mieszczą się w przedziale od 0,83 do 0,86. W innych pracach zweryfikowano rzetelność i trafność skali TIS wśród osób zdrowych (Verheyden i wsp. 2005) oraz osób, u których wystąpiły inne choroby neurodegeneracyjne. Dobre właściwości psychometryczne w ocenie funkcji tułowia zostały uzyskane podczas testowania osób z urazem mózgowo-czaszkowym (Verheyden i wsp. 2006) oraz z chorobą Parkinsona (Verheyden i Willems i wsp. 2007). Właściwości psychometryczne skali TIS były na tyle dobre, że uznano, że warto wdrożyć to narzędzie badawcze do praktyki klinicznej (Verheyden i wsp. 2004). W piśmiennictwie można odnaleźć wiele zwalidowanych wersji skali TIS, które zostały zaadaptowane kulturowo i przetłumaczone na język włoski (Lombardi i wsp. 2017, Monticone i wsp. 2019), koreański (Seo i wsp. 2008), norweski (Gjelsvik i wsp. 2012), turecki (Sağ 2018), hiszpański (Cabanas-Valdés i wsp. 2016) oraz brazylijski (Castellassi i wsp. 2009). Została również stworzona skrócona wersja TIS, którą nazwano TIS 2.0 (Verheyden i Kersten 2010). W nowopowstałej skali TIS odrzucono część testu zatytułowaną Stabilność statyczna w siedzeniu ze względu na to, że występował efekt sufitowy. Prawie wszystkie badane osoby uzyskały wynik maksymalny lub zbliżony do maksymalnego w tej części testu. Pozostałe części tego narzędzia badawczego zostały uznane, ponieważ charakteryzowały się właściwościami psychometrycznymi. Pomimo tych danych autor rekomenduje korzystanie z oryginalnej wersji TIS, zarówno w dalszych badaniach naukowych, jak i pracy klinicznej. Źródłowa wersja TIS została przetłumaczona na język polski (Sidaway 2015), jednak nie został przedstawiony proces adaptacji kulturowej tego instrumentu pomiarowego. Dotychczas nie opublikowano również badań, w których zostałaby oszacowana rzetelność i trafność TIS na podstawie oceny klinicznej pacjentów po udarze mózgu w Polsce.

1.2.3 Test badający czynność kończyny górnej

Twórcą i projektantem testu ARAT jest szkocki psycholog kliniczny Ronald Lyle (1981). ARAT został stworzony i zmodyfikowany na podstawie skali *Upper Extremity Function Test* (UEFT, Carroll 1965). Początkowo składał się z 33 zadań podzielonych na osiem podtestów takich jak: (1) chwyt precyzyjny (ang. *Grasp*), chwyt siłowy (ang. *Grip*), (2) chwyt boczny (ang. *Lateral Prehension*), chwyt szczypcowy (ang. *Pinch*), umieszczanie (ang. *Placing*), pronacja (ang. *Pronation*), supinacja (ang. *Supination*) i pisanie (ang. *Writing*). Lyle zaobserwował, że poszczególne zadania w teście UEFT oceniały więcej funkcji niż było to w rzeczywistości niezbędne do optymalnej oceny. Poddał pod wątpliwość zasadność umieszczania niektórych zadań w teście określając je zbędnymi lub niepowiązanymi dostatecznie z pozostałymi elementami. Istotnym przyczynkiem do wprowadzenia zmian był również zbyt długi czas potrzebny na przetestowanie pacjenta, którego ocena w przybliżeniu trwała godzinę (Van der Lee 2002). Proces powtórnej standaryzacji tego instrumentu pomiarowego miał na celu oszacować jego rzetelność i trafność oraz ustalić nową ostateczną formę biorąc pod uwagę wprowadzone zmiany. Właśnie na podstawie wyników tych badań powstał ARAT (Lyle 1981). Przeprowadzone następnie badania potwierdziły wysokie właściwości psychometryczne nowego narzędzia. Na podstawie współczynników korelacji Pearsona oraz korelacji wewnątrzklasowej, które mieściły się w zakresach od 0,71 do 0,99, wielokrotnie wykazano wysoką rzetelność testu (Lyle 1981, Wagenaar i wsp. 1990, Hsieh i wsp. 1998, Van der Lee i wsp. 2001, Hsueh i Hsieh 2002, Platz i wsp. 2005, Yozbatiran 2008, Page i wsp. 2012). Trafność narzędzia została oszacowana za pomocą współczynnika rang Spearmana w zakresie od 0 do 0,96. W zależności od tego jaki rodzaj trafności był badany wyniki różniły się znacząco. Niekiedy nie występowała korelacja, a w innych przypadkach korelacja była doskonała między testowanymi skalami (Lyle 1981, De Weerd i Harrison 1985, Wagenaar i wsp. 1990, Hsieh i wsp. 1998, Platz i wsp. 2005, Lang i wsp. 2006, Rabadi i Rabadi 2006, Yozbatiran i wsp. 2008, Lin i wsp. 2010, Fleming i wsp. 2014, Urbin i wsp. 2015, Pike i wsp. 2018).

Aktualnie w literaturze można odnaleźć krótsze wersje ARAT. Została stworzona wersja ARAT-2 (Persson i wsp. 2015). W tym skróconym instrumencie pomiarowym zostały użyte tylko dwa spośród dziewiętnastu zadań, które były uwzględnione w oryginalnej wersji ARAT, tj. przelanie wody z szklanki do szklanki

i umieszczenie ręki na szczycie głowy. Rezultaty badań wykazały wysoką wartość prognostyczną tego narzędzia pomiarowego. W rekomendacjach podkreślono łatwość wykonania testu i wskazano, że posiada on potencjał, by stać się uznanym narzędziem klinicznym (Persson i wsp. 2015, Kristersson i wsp. 2019). W najnowszych publikacjach opisana została również inna wersja oryginalnego instrumentu zwana Mini-ARAT. Jest to bardziej złożony test niż ARAT-2, który składa się z dwóch podtestów uwzględnionych w oryginalnym teście ARAT, tj. podtestu, podczas którego zadaniem jest wykonanie chwytu precyzyjnego oraz chwytu szczypcowego (Daghzen i wsp. 2022). Powyższe narzędzia nie są jednak powszechnie stosowane w warunkach klinicznych, a ich właściwości psychometryczne wymagają zweryfikowania.

1.3 Adaptacja kulturowa i walidacja narzędzi badawczych w rehabilitacji

W dzisiejszych czasach można zaobserwować wzrost międzynarodowej i wielokulturowej współpracy w projektach naukowych zmierzających do opracowania najlepszych narzędzi klinicznych stosowanych w procesie oceny stanu zdrowia pacjentów neurologicznych. Ponadto wielokrotnie w niektórych regionach świata nie opracowano jeszcze żadnych optymalnych skali, czy testów służących do wykrywania i opisanie stopnia niesprawności funkcjonalnej. Z tego powodu istnieje potrzeba kulturowego i językowego dostosowania pierwotnych, oryginalnych instrumentów pomiarowych stanu zdrowia do użycia w innych warunkach kulturowych i w innym języku. Dotychczas większość oryginalnych narzędzi oceny klinicznej pacjenta zostało opracowane w języku angielskim (Guillemin i wsp. 1993).

Jeśli instrument pomiarowy ma być stosowany w różnych warunkach kulturowych, treść danego narzędzia musi być nie tylko dobrze przetłumaczona na nowy język, w którym będzie stosowana, ale również zaadaptowana kulturowo. Jest to niezbędne, aby zachować znaczenie treści instrumentu i wyzbyć się błędów związanych z rozumieniem danego słowa, frazy czy zdania (Beaton i wsp. 1998). W literaturze możemy odnaleźć wytyczne, którymi należy kierować się w procesie adaptacji i walidacji narzędzi badawczych. W niniejszej pracy kierowano się głównie założeniami zaproponowanymi przez Guillemina i współautorów (Guillemin i wsp. 1993), WHO (WHO 1995) oraz wytycznymi nakreślonymi przez Beaton'a i współautorów (Beaton i wsp. 1998, Beaton i wsp. 2000).

1.3.1 Proces adaptacji międzykulturowej

Termin adaptacja międzykulturowa (*ang. cross-cultural adaptation*) odnosi się zarówno do takiego rodzaju przekładu, w którym zachowana jest wierność tłumaczenia opisu oryginalnego instrumentu badawczego, jak i jego adaptacji do warunków kulturowych społeczności, w której będzie to narzędzie używane (Beaton i wsp., 1998, Brzeziński, 2004). Proces odbywa się w kilku etapach. W pierwszym dokonuje się wstępnego tłumaczenia (*ang. forward translation*). Tekst źródłowy, który został użyty w oryginalnym narzędziu oceny zostaje przetłumaczony na język docelowy przez co najmniej dwóch niezależnych tłumaczy. Oba tłumaczenia powinny być wykonane w wersji pisemnej z zaznaczonymi komentarzami. Jeden z tłumaczy powinien być

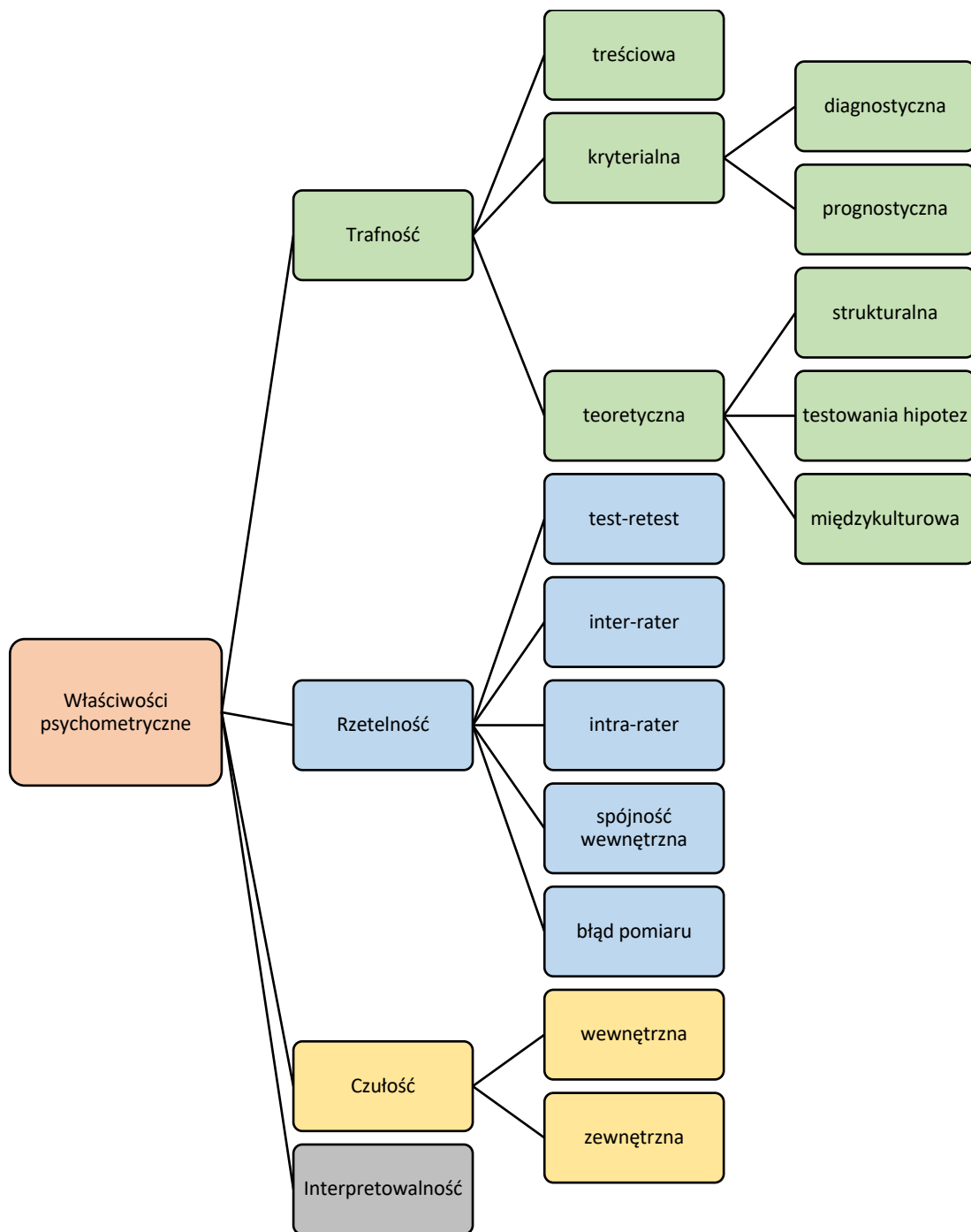
specjalistą w danej dziedzinie. Na przykład, jeśli tekst zawierał pojęcia medyczne, osoba dokonująca tłumaczenia powinna być wykwalifikowana w tłumaczeniu tekstów medycznych. Takie adaptacje mają na celu zapewnienie równoważności zarówno z perspektywy klinicznej oraz pomiarowej oryginalnego, jak i nowo adaptowanego instrumentu badawczego. Drugiego tłumacza określa się mianem „nieświadomego”. Osoba taka powinna być biegłym tłumaczem, lecz nie posiadać specjalistycznego wykształcenia. To tłumaczenie ma uwzględniać terminy i zwroty, które mają bardziej potoczną wymowę. Tłumacz ten ma za zadanie wykrywać wszelkie niejednoznaczne zwroty, terminy i określenia językowe zastosowane w oryginalnym narzędziu i zmienić w taki sposób, aby w jak najlepszym stopniu odzwierciedlać sposób porozumiewania się w innym języku. Porównanie obu wersji tłumaczenia umożliwia wykrycie rozbieżności w rozumieniu niejednoznacznych sformułowań użytych w opisie oryginalnej i nowej, kulturowo i językowo adaptowanej wersji narzędzia pomiarowego. W ten sposób powstają dwa niezależne tłumaczenia (T1 i T2) na język używany podczas komunikacji w danej populacji osób, w której będzie on w przyszłości używany (Beaton i wsp. 2000). W drugim etapie następuje synteza tłumaczenia (*ang. synthesis of the translation*). W tym etapie dochodzi do spotkania się obu tłumaczy. Różnice w doborze słownictwa, nazewnictwa, poszczególnych zwrotów, czy też samego układu zdań są konfrontowane podczas przeprowadzonej dyskusji. Na tej podstawie zostaje utworzona pierwsza, próbna, wspólna wersja tłumaczonego narzędzia. Nowopowstałe wersje oraz wersja oryginalna instrumentu pomiarowego zostają przeanalizowane przez zewnętrznego obserwatora, który nadzoruje cały proces tłumaczenia. Wszelkie niejasności w procesie syntezy, różnice w tłumaczeniu, poruszane problemy i sposób ich rozwiązania są odnotowywane i dokumentowane. Ustala się podobieństwa i/lub różnice między różnymi wersjami i formułuje wnioski wynikające z tego zestawienia. W ten sposób powstaje trzecia wersja tłumaczenia (T12) (Wild i wsp. 2005, Guillemin i wsp. 1993). W następnym, trzecim etapie (*ang. backward translation*), ta wersja tłumaczenia zostaje przetłumaczona zwrótnie przez co najmniej dwóch tłumaczy na język użyty w opisie oryginalnego narzędzia badawczego. Jeden z tłumaczy nie powinien być wykwalifikowany w tłumaczeniu tekstów w tematyce, której dotyczy opis instrumentu pomiarowego. Za pomocą takiej procedury unika się stronniczości w tłumaczeniu i niejednokrotnie pozwala na wydobycie wcześniej niespostrzeżonego znaczenia niektórych treści zawartych w opisie narzędzia badawczego. Należy podkreślić, że zwrótnie tłumaczenie nie

gwarantuje, że osiągnięte tłumaczenie będzie ostateczne i tożsame z oryginałem. Natomiast stanowi pewien rodzaj sprawdzenia poprawności tłumaczenia i pewien sposób na wykrycie niespójności oraz błędów koncepcyjnych. W ten sposób powstaje czwarta i piąta (BT1, BT2) wersja tłumaczenia na język źródłowy narzędzia pomiarowego (Beaton i wsp. 2007, Bejer i Kwolek 2009). W piątym etapie (*ang. expert committee*) wszystkie wersje instrumentu pomiarowego, czyli T1, T2, T12, BT1 oraz BT2 wraz z raportami pochodzącymi z wcześniejszych etapów tłumaczeń, zostają sprawdzone przez komitet ekspertów oraz poddane analizie porównawczej z oryginalnym narzędziem. Ma to na celu osiągnięcie równoważności międzykulturowej tego instrumentu. W składzie komisji sędziowskiej oceniającej powinni się znaleźć pracownicy wykwalifikowani w danej dziedzinie zawodowej. Na przykład, jeśli adaptacja instrumentu pomiarowego jest wykonywana w celu poprawy skuteczności oceny klinicznej pacjentów, w składzie takiej komisji powinni się znaleźć różni specjaliści powiązani ze systemem ochrony zdrowia np. lekarze, fizjoterapeuci, pielęgniarki czy psychologowie. Dodatkowo w składzie powinni znaleźć się tłumacze i specjaliści posługujący się biegle oboma językami, którzy byli dotychczas zaangażowani w prace nad kulturową adaptacją instrumentu badawczego. Rolą komisji sędziowskiej jest omówienie zmian dokonanych we wszystkich kwestionariuszach oraz utworzenie wstępnej zaadaptowanej międzykulturowo wersji w języku ojczystym dla danego kraju. Wersja docelowa instrumentu pomiarowego powinna być ekwiwalentna z wersją źródłową w czterech obszarach (Beaton i wsp. 2000). Po pierwsze powinna być zachowana równoważność semantyczna (*ang. semantic equivalence*). Odnosi się ona do stopnia weryfikacji, czy poszczególne słowa i zwroty w przetłumaczonych wersjach oznaczają to samo, co w oryginale. Czy występuje mnogość znaczeniowa dla danych pozycji w narzędziu badawczym oraz czy jest zachowana spójność gramatyczna zdań. Po drugie powinna być zapewniona równoważność idiomatyczna (*ang. idiomatic equivalence*). W tym procesie weryfikuje się, czy znajdujące się w oryginalnym tekście kolokwializmy, idiomy, czy też wyrażenia potoczne, stosowane w komunikacji danej społeczności zostały w ekwiwalentny sposób przetłumaczone podczas tworzenia nowej wersji narzędzia. Ważna jest również równoważność empiryczna (*ang. experiential equivalence*), w ramach której sprawdza się, czy w danym przekładzie istnieją zwroty dotyczące życia codziennego, które są charakterystyczne dla docelowej społeczności i kultury, a nie są zbieżne ze zwyczajami panującymi w kraju źródłowym. Na przykład „jedzenie

posiłku widelcem” w kraju, w którym sztucce nie są do tego używane może być opacznie zrozumiane. Ostatnim istotnym celem jest osiągnięcie równoważności konceptualnej (*ang. conceptual equivalence*). Chodzi tutaj o to, żeby wychwycić czy dane słowa mają różne znaczenie pojęciowe biorąc pod uwagę specyfikę języka źródłowego i docelowego. Jeśli znajdzie taka potrzeba i np. przesłanie zawarte w oryginalnej wersji zostało nieadekwatnie odzwierciedlone, wtedy należy się cofnąć do tłumaczenia wstępnego i zwrotnego, aby zastąpić nieodpowiednie sformułowania poprawniejszymi. Obecność tłumaczy w panelu sędziowskim umożliwia wychwycenie takich błędów i niezwłoczne naniesienie odpowiednich zmian. Przedostatnim, piątym etapem procesu kulturowej adaptacji (*ang. test of the prefinal version*) jest wykonanie badania pilotażowego na odpowiedniej próbie osób. Dzięki temu można uzyskać informacje czy osoby, które będą bezpośrednimi odbiorcami, potrafią odczytać znaczenie opisanych instrukcji i wydobyć i wyjaśnić sens przekazanych informacji w nowopowstałym przekładzie w sposób zgodny z intencjami zawartymi w jego oryginalnej wersji. Celem jest znalezienie ewentualnych niejasności, ocena przejrzystości, spójności oraz układu graficznego tekstu służącego w opisie konkretnego instrumentu badawczego (Beaton i wsp. 2000). Ostatnim, szóstym etapem jest przedstawienie komisji koordynującej całej dokumentacji zgromadzonej w procesie adaptacji (*ang. submission of documentation to the developers or coordinating committee for appraisal of the adaptation process*). Komisja sędziowska systematyzuje wszystkie informacje uzyskane podczas tworzenia poszczególnych tłumaczonych wersji kwestionariuszy. Następnie analizuje wszelkie poprawki i poddaje pod dyskusję zmiany naniesione w tekście w poprzednich etapach adaptacji kulturowej. Dokumentacja powstała w tym procesie powinna być zachowana i ewentualnie przedłożona do wglądu. Kolejnym krokiem jest określenie właściwości psychometrycznych ostatecznej wersji nowopowstałego narzędzia badawczego (Guillemin i wsp. 1993, Beaton i wsp. 2000, Wild i wsp. 2005, Beaton i wsp. 2007, Bejer i Kwolek 2009).

1.3.2 Właściwości psychometryczne

W literaturze można odnaleźć informacje na temat tego, które właściwości psychometryczne powinny być brane pod uwagę jako istotne przy ocenie narzędzi pomiarowych oraz w jaki sposób ta ocena powinna być wykonana. Najpowszechniej stosowane standardy zostały zaproponowane przez Scientific Advisory Committee of the Medical Outcomes Trust (SAC-MOS, Scientific Advisory Committee of the Medical Outcomes Trust 2002), American Psychological Association (APA) oraz przez Terwee (Terwee i Bot i wsp. 2007). Wszyscy zgodnie twierdzą, że instrumenty pomiarowe stosowane w naukach psychologicznych i medycznych powinny mieć wysokie właściwości psychometryczne, które określane są za pomocą takich parametrów jak trafność i rzetelność (Hornowska 2019, Polskie Towarzystwo Psychologiczne 1985). Jednak pomiędzy wytycznymi sugerowanymi w pracach przez wyżej wymienionych autorów znaleziono także różnice dotyczące definiowania poszczególnych wskaźników oceny. Mnogość prac wyznaczających standardy w tworzeniu kwestionariuszy analizujących różne aspekty zdrowia pacjenta (*ang. health - related patient reported outcomes HR PRO*) wpłynęła na stworzenie tzw. inicjatywy COSMIN (*ang. Consensus-based Standards for the selection of health status Measurement Instruments*) zrzeszającej specjalistów z różnych dziedzin naukowych tj. psychologii, epidemiologii oraz szeroko rozumianej statystyki. Głównym zadaniem było ustalenie wspólnego stanowiska, jakimi wskaźnikami pomiarowymi powinny się cechować narzędzia badawcze dotyczące aspektów oceny zdrowia. Uznano za kluczowe określanie takich właściwości psychometrycznych dla konkretnego narzędzia badawczego jak: rzetelność, trafność, czułość oraz interpretowalność (Ryc. 1, Mokkin i wsp. 2010, Mokkin i wsp. 2018).



Ryc. 1. Podział właściwości psychometrycznych. Źródło Mokkin 2010, 2018.

1.3.3 Ocena rzetelności

Rzetelność (*ang. reliability*) jest wyznacznikiem dokładności pomiaru wykonywanego z wykorzystaniem narzędzia i dotyczy powtarzalności wyników uzyskanych w kolejnych pomiarach (Fayers i Machin 2007, Brzeziński 2004). Narzędzie cechuje się wysoką rzetelnością, jeśli istnieje wysoka zgodność wyników otrzymanych przez badających podczas kilkakrotnie wykonywanych pomiarów, zakładając, że wynik nie ulegnie zmianie wskutek jakichś zmiennych zaburzających. Wysoka rzetelność pomiaru konkretnym narzędziem pomiarowym świadczy o jego dokładności pomiarowej i niskim błędzie pomiarowym (Mokkin i wsp. 2018). Istnieje kilka sposobów oceny rzetelności narzędzia badawczego. Metoda ponownego testowania (*ang. test-retest reliability*) polega na powtórzeniu pomiaru przez jednego oceniającego za pomocą tego samego narzędzia badawczego w określonym, krótkim odstępie czasowym. Wyniki kolejnych pomiarów powinny ze sobą silnie korelować (Mokkin i wsp. 2010). Drugą metodą jest ocena zgodności pomiarów wykonanych przez co najmniej dwóch oceniających (*ang. inter-rater reliability*). Polega ona na porównaniu wyników wykonanych w tym samym czasie przez różnych oceniających (Hornowska 2005, Mokkin i wsp. 2010). Trzecią metodą jest ocena stałości pomiarów wykonanych przez tego samego oceniającego (*ang. intra-rater reliability*). Polega ona na powtórzeniu badania przez jednego oceniającego za pomocą tego samego narzędzia badawczego w innych terminach (najczęściej przerwa wynosi kilka dni) (Mokkin i wsp. 2018). Czwartym sposobem oceny rzetelności jest oszacowanie współczynnika spójności wewnętrznej (*ang. internal consistency*), który jest miarą homogeniczności narzędzia badawczego. W tym przypadku ocenia się, czy elementy składowe zawarte w określonym narzędziu pomiarowym są ze sobą merytorycznie powiązane i czy badają te same aspekty. Do wykonania obliczeń najczęściej stosuje się wskaźnik alpha - Cronbacha (Cronbach 1951, Fayers i Machin 2007, Terwee i wsp. 2007). Piątą możliwością jest określenie błędu pomiarowego (*ang. measurement error*), który szacuje stopień z jakim będą różniły się wartości poszczególnej miary przy wykonywaniu kolejnych pomiarów w tych samych warunkach (Wyrwich i wsp. 1999). Składa się na niego błąd systematyczny i losowy, który nie jest przypisywany prawdziwemu wynikowi wpisanemu w konstrukt danego narzędzia (Mokkin i wsp. 2010). Na tej podstawie można również obliczyć minimalną wykrywalną zmianę (*ang. minimal detectable change*). Wyznacza ona najmniejszą różnicę w wartościach

konkretnej zmiennej pomiarowej uzyskaną w dwóch pomiarach dokonanych w określonym czasie, która jest niezbędna do uznania jej za statystycznie istotną (najczęściej z 95% poziomem ufności) (Hopkins 2000).

1.3.4 Ocena trafności

W psychometrii trafność jest wskaźnikiem tego, czy dany konstrukt mierzy to, co zakładano, żeby mierzył (Mokkin i wsp. 2018). Za jej pomocą jest określana wartość diagnostyczna konkretnego narzędzia badawczego. Trafność obrazuje, czy otrzymane wyniki dobrze reprezentują cechy kliniczne danego narzędzia. Według najnowszych wytycznych COSMIN możemy ją rozpatrywać w trzech kontekstach. W przypadku trafności treściowej (*ang. content validity*) sprawdza się, czy dane narzędzie badawcze zostało skonstruowane w taki sposób, że adekwatnie mierzy to wszystko, co zostało założone podczas konstruowania narzędzia. Przykładowo, czy TIS zawiera sekcję badającą stopień funkcjonalnej niesprawności tułowia. Trafność ta jest ściśle związana z analizą procedury powstawania instrumentu badawczego oraz jego struktury wewnętrznej (Fayers i Machin 2007, Hornowska 2019). Następnie wyróżnia się trafność teoretyczną (*ang. construct validity*), która jest najistotniejszym parametrem oceny narzędzia pomiarowego (Brzeziński 2004, Hornowska 2005, Fayers i Machin 2007). Określa w jakim stopniu wyniki pomiarów odwołują się lub są zgodne z teoretycznymi założeniami mierzonych cech. Wyniki powinny w sposób adekwatny wyrażać wewnętrzną strukturę założonego teoretycznego konstrukt narzędzia badawczego, w odpowiednim stopniu odzwierciedlać wzajemne powiązania między poszczególnymi wskaźnikami tego narzędzia oraz związki z innymi zmiennymi, zewnętrznymi. Wyróżnia się trzy rodzaje metod do określania trafności teoretycznej (Mokkin i wsp. 2018). Pierwszą z nich jest analiza strukturalna (*ang. structural validity*), która określa stopień w jakim wyniki są odzwierciedleniem wymiarowości mierzonego konstrukt. W drugiej metodzie (*ang. hypotheses testing*) definiuje się trafność założeń teoretycznych konstrukt narzędzia poprzez testowanie hipotez. Ostatnią metodą jest analiza międzykulturowa (*ang. cross-cultural validity*), która określa stopień z jakim wynik uzyskany na podstawie wykonanego w przetłumaczonym i zaadaptowanym kulturowo instrumencie pomiarowym jest odzwierciedleniem wyniku oryginalnego narzędzia pomiarowego (Mokkin i wsp. 2018). Kolejnym rodzajem trafności jest trafność kryterialna

(ang. *criterion validity*), która jest określana za pomocą skorelowania badanego narzędzia z innym konstruktem pomiarowym, stanowiącym jakieś zewnętrzne kryterium. Określenia tego rodzaju trafności dokonuje się przez zestawienie testowanego narzędzia z innym narzędziem pomiarowym o uznanej trafności, czyli z tzw. „złotym standardem”. Trafność kryterialna informuje o tym, czy dany instrument pomiarowy jest skuteczny w diagnozowaniu np. niesprawności funkcjonalnej w konkretnym obszarze funkcjonowania (Hornowska 2019). W tym rodzaju trafności wyróżnia się dwie składowe: diagnostyczną (ang. *concurrent validity*) oraz prognostyczną (ang. *predictive validity*). Pierwsza dotyczy oceny trafności za pomocą zestawienia ze sobą wyników narzędzia badawczego, którego trafność ma zostać określona z wynikami innego instrumentu pomiarowego o wcześniej uznanej trafności. Natomiast trafność prognostyczna polega na porównaniu wyników badanego narzędzia z przewidywanymi rezultatami (np. stan zdrowia pacjenta w przyszłości). W ten sposób ocenia zdolność przewidywania konkretnych zjawisk przez badane narzędzie (Brzeziński 2004, Polskie Towarzystwo Psychologiczne 1985, Hornowska 2019).

1.3.5 Badanie czułości na zmiany

Czułość na zmiany (ang. *responsiveness*) jest to zdolność instrumentu pomiarowego do wykrywania zmian w stanie zdrowia, które miały miejsce w określonym czasie np. różnice jakie można zaobserwować w stanie klinicznym pacjenta po przebytej rehabilitacji (Husted i wsp. 2000) (Mokkin i wsp. 2018). Wyróżnia się dwa rodzaje czułości. Pierwsza, zwana czułością wewnętrzną (ang. *internal responsiveness*) określa zdolność danego instrumentu pomiarowego do wykrywania zmian w wynikach klinicznych w czasie, wskutek oddziaływania leczniczego. Jest to możliwe dzięki porównaniu wyników badań uzyskanych przed i po zastosowaniu określonego postępowania terapeutycznego. Druga zwana zewnętrzną (ang. *external responsiveness*) określa zdolność danego instrumentu pomiarowego do wykrywania klinicznie istotnej zmiany w czasie, w odniesieniu do danych referencyjnych, pochodzących z innych badań, w których wykorzystano ten instrument.

1.3.6 Interpretowalność

Interpretowalność określa jakość i czytelność wyników uzyskanych podczas pomiarów dokonywanych danym narzędziem badawczym, które mierzy stan zdrowia lub jakość życia w powiązaniu ze stanem zdrowia, tzw. Patient-Reported Outcome Measure (Mokkin i wsp. 2018). To stopień z jakim cechom jakościowym o konkretnym znaczeniu klinicznym można przypisać wyniki ilościowe lub zmiany w wartości tych wyników w czasie. Interpretowalność wyników uzyskanych na podstawie pojedynczych, jak i wielu oddzielnych badań można przedstawić w przeglądzie systematycznym. Dzięki temu można uzyskać informacje na temat rozkładu wyników w odpowiednich podgrupach osób jak i całej badanej populacji. Taka analiza może odzwierciedlić sposób grupowania się wyników i w efekcie wykazać efekt podłogowy lub sufitowy danego narzędzia badawczego.

2. CEL PRACY I HIPOTEZY BADAWCZE

Pierwszym celem pracy było przetłumaczenie i zaadaptowanie do polskich uwarunkowań kulturowych *Skali niesprawności tułowia* oraz *Testu badającego czynność kończyny górnej*. W fachowej literaturze przedmiotu istnieją klarowne rekomendacje wskazujące na to, że instrumenty pomiarowe zaadaptowane do nowych warunków kulturowych powinny mieć wysokie właściwości psychometryczne, które określane są za pomocą takich parametrów jak trafność i rzetelność. Zatem drugim celem było określenie rzetelności pomiarowej i trafności treściowej *Skali niesprawności tułowia* oraz *Testu badającego czynność kończyny górnej* na podstawie oceny osób po udarze mózgu. Określenie właściwości psychometrycznych polskich wersji TIS oraz ARAT było niezbędne, aby zweryfikować, czy posiadają dobre właściwości diagnostyczne w ocenie sprawności tułowia oraz funkcji i zręczności kończyny górnej u osób po udarze mózgu w Polsce.

W pracy założono dwie główne hipotezy badawcze, które zostały sformułowane w celu weryfikacji trafności teoretycznej TIS-PL. Wybór odnośnikowych instrumentów pomiarowych był zależny od wcześniejszej wiedzy na temat związku jaki występuje między stopniem kontroli posturalnej tułowia, a sprawnością funkcjonalną kończyny górnej oraz dolnej u osób po udarze mózgu. Założono, że: (1) wystąpi co najmniej średnia korelacja między całościowym i częściowymi wynikami uzyskanymi z poszczególnych podtestów TIS-PL i całościowym wynikiem FMA-UE-PL, (2) wystąpi co najmniej średnia korelacja między całościowym i częściowymi wynikami uzyskanymi z poszczególnych podtestów TIS-PL i całościowym wynikiem FMA-LE-PL.

Zostały również sformułowane dwie główne hipotezy badawcze mające na celu weryfikację trafności teoretycznej ARAT-PL. Kierując się przesłankami z piśmiennictwa do oceny trafności zbieżnej wybrano FMA-UE, które jest narzędziem badawczym o podobny konstrukcie. Do oceny trafności rozbieżnej użyto FMA-LE, które jest instrumentem pomiarowym o odmiennym konstrukcie. Założono, że: (3) wystąpi co najmniej wysoka korelacja między całościowym i częściowymi wynikami uzyskanymi z poszczególnych podtestów ARAT-PL i całościowym wynikiem FMA-UE-PL, (4) nie wystąpi lub wystąpi niska korelacja między całościowym i częściowymi wynikami uzyskanymi z poszczególnych podtestów ARAT-PL i całościowym wynikiem FMA-LE-PL.

Trzecim celem było określenie zależności, która występuje między wynikami *Skali niesprawności tułowia* i wynikami *Testu badającego czynność kończyny górnej* uzyskanymi podczas oceny osób po udarze mózgu. W tym przypadku poszukiwano odpowiedzi na pytanie jak silny związek występuje między umiejętnością utrzymywania stabilnej postawy ciała w pozycji siedzącej, a sprawnością kończyn górnych w wykonywaniu czynności sięgania, chwytania i manipulowania przedmiotami. W tym przypadku założono, że (5) wystąpi co najmniej średnia korelacja pomiędzy całkowitymi i cząstkowymi wynikami oceny TIS-PL i ARAT-PL.

3. METODY

3.1 Projekt badań

W pracy został przedstawiony proces adaptacji kulturowej TIS i ARAT. Na tej podstawie zostały stworzone polskie wersje tych narzędzi, które nazwano TIS-PL i ARAT-PL. Następnie w celu określenia wskaźników psychometrycznych dla obu zaadaptowanych narzędzi badawczych zostały przeprowadzone badania obserwacyjne na próbie osób po udarze mózgu. Miały one na celu oszacowanie rzetelności i trafności pomiarowej obu narzędzi. Były to badania przekrojowe, w których każda osoba włączona do badań była testowana trzykrotnie w ciągu tego samego dnia. Badani byli rekrutowani w kolejności zależnej od ich dostępności. Badania zostały przeprowadzone w ciągu siedmiu miesięcy.

3.2 Badani

Uczestnikami badań byli pacjenci Bonifraterskiego Centrum Zdrowia w Piaskach. Jedna osoba została wykluczona z badań, ponieważ nie przystąpiła do ponownego testowania. Z tego powodu w badaniach ostatecznie uczestniczyło 80 osób. Osoby, które wzięły udział w badaniach były w podostrej i przewlekłej fazie ze względu na czas od wystąpienia udaru mózgu (Ryc. 2). Pacjenci zostali zakwalifikowani do badań na podstawie diagnozy lekarskiej. Osoby zakwalifikowane do badań spełniły następujące kryteria włączenia: (1) zdiagnozowany niedokrwienny udar mózgu, (2) niedowład połowiczny, (3) brak współtowarzyszących chorób neurologicznych oraz ortopedycznych, które mogłyby zaburzyć wynik testowania badanego. Na podstawie kryteriów wyłączenia wykluczone zostały osoby: (1) z głębokimi deficytami kognitywnymi, które uniemożliwiały zrozumienie poleceń, (2) z wadami wzroku uniemożliwiającymi wykonanie zadań oraz (3) porozumiewające się w innym języku niż polski. Badania zostały przeprowadzone zgodnie z zasadami Deklaracji Helsińskiej oraz uzyskały akceptację Komisji Bioetycznej przy Uniwersytecie Medycznym im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu – uchwała nr 187/19 z dnia 07.02.2019 r. Wszystkie osoby, które wzięły udział w badaniach złożyły świadomą oraz pisemną zgodę na swoje uczestnictwo.

Pacjenci, którzy zostali włączeni do badań uczestniczyli w standardowym programie usprawniania. Protokół rehabilitacyjny zawierał metody kinezyterapeutyczne takie jak: Proprioceptywne torowanie nerwowo-mięśniowe (PNF), Koncepcja Bobath (*Neurodevelopmental Treatment*, NDT-Bobath), ćwiczenia bierne, czynno-bierne, samowspomagane, czynne w odciążeniu, czynne, czynne z obciążeniem, równoważne, oddechowe, rozluźniające. Ponadto u pacjentów wykonywane były zabiegi fizykoterapeutyczne, które obejmowały wodolecznictwo, elektroterapię i masaż klasyczny.

3.3 Badane instrumenty pomiarowe

Skala niesprawności tułowia

TIS-PL to narzędzie do oceny jakościowej i ilościowej ruchów tułowia u osób po udarze mózgu. W skład TIS-PL wchodzi trzy procedury oceny. W ramach pierwszej oceniana jest stabilność statyczna w pozycji siedzącej podczas trzech zadań ruchowych. Pierwsze z nich dotyczy utrzymania pozycji wyjściowej podczas siedzenia bez podpierania się plecami, ze stopami ustawionymi na szerokość bioder na podłodze i kończynami górnymi położonymi na udach. W drugim zadaniu weryfikuje się umiejętność utrzymania pozycji siedzącej ze skrzyżowanymi kończynami dolnymi (kończyna pośrednio zajęta jest położona na bezpośrednio zajętej) z pomocą terapeuty. W trzecim zadaniu weryfikuje się umiejętność samodzielnego utrzymania tej samej pozycji, co w drugim zadaniu. Liczba punktów możliwych do uzyskania w tej części mieści się w przedziale od 0 do 3 punktów, w zależności od stopnia umiejętności wykonania ocenianej czynności ruchowej. W pierwszych z dwóch zadań pacjent otrzymuje maksymalnie 2 punkty, jeśli potrafi utrzymać pozycje przez 10 sekund. W trzecim zadaniu pacjent otrzymuje 1 punkt, jeśli wykona ruch, ale podeprze się kończyną górną. Pacjent otrzymuje 2 punkty, jeśli tułów się odchyli o więcej niż 10 cm. Pacjent zdobywa 3 punkty, jeśli wszystkie etapy zadania zostaną wykonane w prawidłowy sposób.

Podczas drugiej procedury oceniana jest dynamiczna stabilność w pozycji siedzącej podczas wykonywania czterech zadań ruchowych. W ramach pierwszych dwóch zadań wykonywane są trzy próby, a w kolejnych dwóch wykonywane są po dwie próby. Zatem łącznie punktuje się dziesięć aktywności ruchowych. W pierwszym zadaniu

pacjent jest oceniany podczas próby dotknięcia powierzchni łóżka łokciem kończyny bezpośrednio zajętej i powrotu do siedzącej pozycji wyjściowej. W drugim zadaniu wykonywana jest taka sama czynność, tylko że kończyną pośrednio zajęta. Podczas kolejnych dwóch zadań testowana jest zdolność uniesienia miednicy po stronie bezpośrednio i pośrednio zajętej oraz powrotu do pozycji wyjściowej. Pacjent otrzymuje 0 punktów, gdy nie jest zdolny i 1 punkt, gdy jest zdolny w sposób prawidłowy wykonać konkretne zadanie ruchowe. Maksymalnie pacjent może uzyskać 10 punktów.

Podczas ostatniego testu oceniana jest koordynacja ruchów. W tym przypadku wykonywane są dwa zadania ruchowe podczas dwóch prób. Pierwsze zadanie polega na rotacji górnego tułowia sześć razy w jedną i drugą stronę. Drugie polega na rotacji dolnego tułowia również sześć razy, ale w czasie 6 sekund. Za ten test pacjent może uzyskać maksymalnie 6 punktów.

W sumie za wykonanie wszystkich zadań zawartych w TIS można uzyskać 23 punkty. Jeżeli pacjent nie wykona pierwszego zadania w próbie, to przyznawane jest 0 punktów. Każda próba w TIS może być wykonana trzykrotnie. Do analizy wybierany jest najlepszy wynik (Verheyden i wsp. 2004, Sidaway i wsp. 2015).

Test badający czynność kończyny górnej

ARAT-PL to wystandaryzowany test służący do oceny zdolności funkcjonalnych i zręczności kończyny górnej u osób po udarze mózgu. Ocenia się zdolność chwytania i manipulowania przedmiotami o różnym rozmiarze, kształcie i masie (Ryc. 2), które mogą być używane podczas wykonywania czynności dnia codziennego (Platz i wsp. 2005). ARAT-PL składa się z czterech podtestów. W pierwszym oceniana jest zdolność wykonywania chwytu prostego. Oceniane jest sześć zadań ruchowych dotyczących chwytu, uniesienia i odłożenia różnych przedmiotów na górną część walizki przeznaczonej do testowania. Tymi przedmiotami są drewniane klocki sześciennie o długości boku 10 cm, 2,5 cm, 5 cm i 7,5 cm, piłka do krykieta o średnicy 7,5 cm oraz kamienny prostopadłościan o wymiarze 10 x 2,5 x 1 cm. W sumie za wykonanie wszystkich zadań zawartych w tym podteście możliwe jest uzyskanie 18 punktów. W kolejnym podteście oceniana jest umiejętność wykonywania chwytu precyzyjnego. W tym zadaniu maksymalna liczba punktów, która może być uzyskana wynosi 12 punktów. Weryfikowane w nim są umiejętności chwytania przedmiotów podczas:

(1) przelewania wody z jednego plastikowego kubka do drugiego, (2) umiejscowienia rurki o średnicy 2.25 cm i długości 16 cm w specjalnym otworze oraz (3) nakładania nakrętki na śrubę. W trzecim podteście oceniana jest umiejętność wykonywania chwytu szczypcowego. W tym zadaniu maksymalna liczba punktów, która może być uzyskana wynosi 18 punktów. W tym podteście sprawdzana jest umiejętność chwytania bardzo małych przedmiotów, w tym: (1) chwytania palcem serdecznym i kciukiem metalowej kulki o średnicy 6 mm, (2) chwytania palcem wskazującym oraz kciukiem szklanej kulki o średnicy 1,5 cm, (3) chwytania palcem środkowym, wskazującym i kciukiem metalowej kulki o średnicy 1,5 cm oraz (4) chwytania palcem serdecznym, środkowym i kciukiem szklanej kulki o średnicy 1,5 cm. W ostatnim czwartym podteście oceniana jest umiejętność wykonywania globalnych ruchów kończyną górną. W tym zadaniu maksymalna liczba punktów, która może być uzyskana wynosi 9 punktów. Oceniane są ruchy umieszczenia ręki za głową, umieszczenie ręki na czubku głowy, dotykania ręką ust (Hsieh i wsp. 1998). W całym ARAT poszczególne zadania ruchowe oceniane w zakresie od 0-3 punktów. Zero punktów przyznaje się, gdy ruch nie wystąpił. Jeden punkt przyznaje się, gdy czynność ruchowa została częściowo wykonana. Dwa punkty przyznaje się, gdy czynność została poprawnie wykonana, lecz plecy oderwały się od oparcia podczas testowania lub czas próby był wydłużony (Tab. 1 i 2). W literaturze można odnaleźć ogólnie ustalone wartości graniczne tego czasu, które są zawarte w zakresie od 5 do 60 s (Yozbatiran i wsp. 2008). Jeśli ruch został prawidłowo wykonany zostają przyznane 3 punkty dla konkretnego zadania ruchowego (Hsieh i wsp. 1998). Łączny, maksymalny wynik, który można uzyskać podczas oceny za pomocą ARAT wynosi 57 punktów. Im więcej punktów zostało przyznanych, tym bardziej sprawna funkcjonalnie jest kończyna górna badanego (Yozbatiran i wsp. 2008).



Ryc. 2. Asortyment używany podczas oceny wykonywanej za pomocą ARAT [Materiał własny].

Tab. 1. Skala porządkowa stosowana w ocenie ARAT.

Punktacja	Interpretacja
0	Brak ruchu
1	Czynność wykonana w sposób częściowy
2	Czynność wykonana, ale plecy odrywają się od oparcia podczas testowania lub czas próby jest wydłużony
3	Czynność wykonana w sposób prawidłowy

Tab. 2. Normy czasowe dla starszych osób dorosłych uzyskiwane w poszczególnych zadaniach ARAT.

Rodzaj zadania ruchowego	Czas wykonania zadania (s)
Drewniany klocek 2,5 cm	3,6
Drewniany klocek 5 cm	3,5
Drewniany klocek 7,5 cm	3,9
Drewniany klocek 10 cm	3,8
Piłka do krykieta 7,5 cm	3,6
Kamień	4,2
Rurka 2,25 cm	4,2
Rurka 1 cm	4,3
Nałożenie nakrętki na śrubę	4
Przelewanie wody z jednego kubka do drugiego	7,9
Kulka szklana kciuk i palec wskazujący	3,8
Kulka szklana kciuk i palec środkowy	3,8
Kulka szklana kciuk i palec serdeczny	4,1
Kulka metalowa kciuk i palec wskazujący	4
Kulka metalowa kciuk i palec środkowy	4,1
Kulka metalowa kciuk i palec serdeczny	4,4
Ruch ręki do ust	2,4
Położenie ręki na czubku głowy	2,7
Położenie ręki za głowę	2,7

ARAT, Action Research Arm Test.

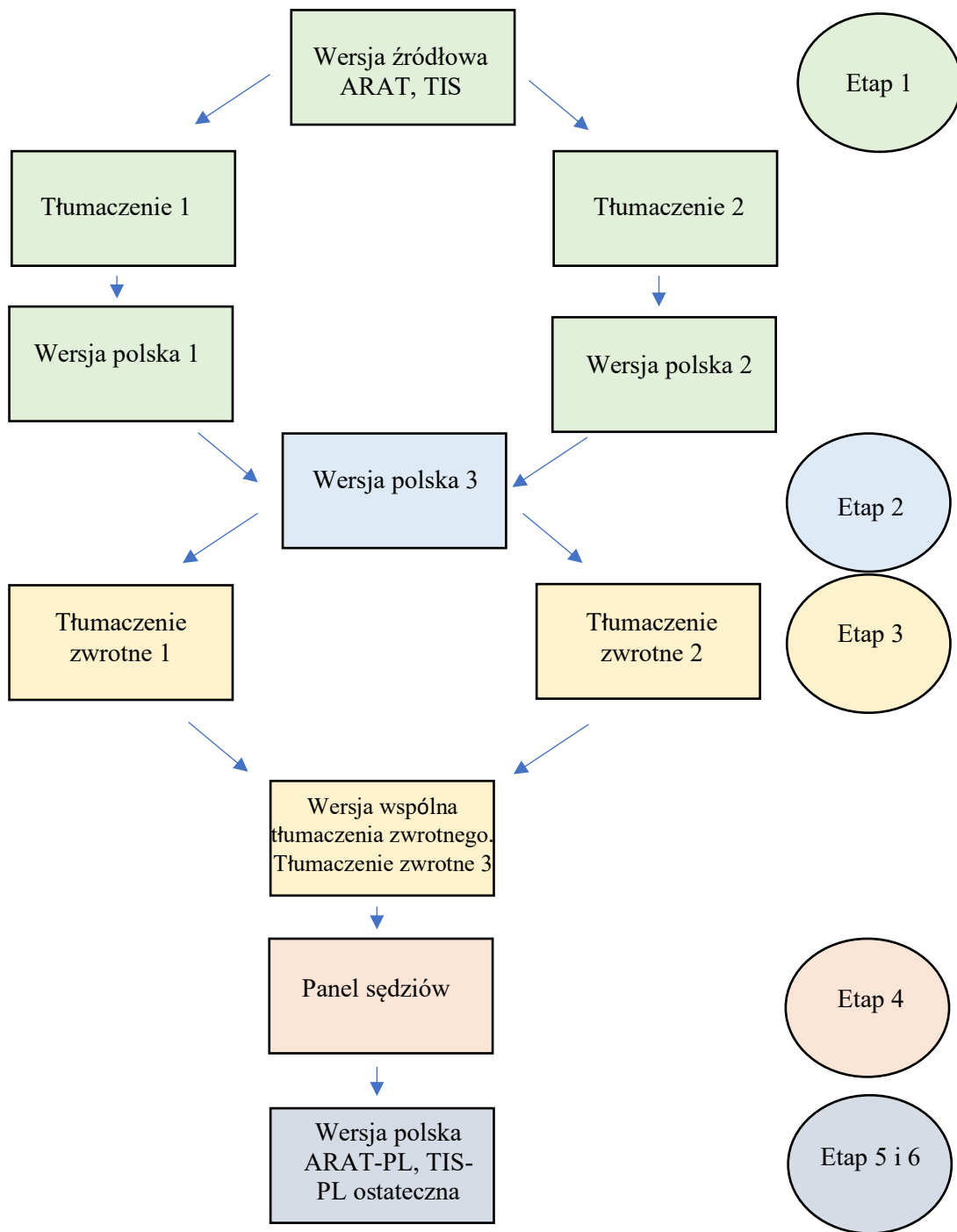
3.4 Odnośnikowy instrument pomiarowy

Narzędziem badawczym, który użyto jako referencyjny standard była *Ocena sprawności sensomotorycznej za pomocą skali Fugl-Meyer*. Konkretnie była to polska wersja tego narzędzia (FMA-PL, Załącznik 6). Skala została przetłumaczona i zaadaptowana kulturowo w wielu krajach. Powstały wersja duńska (Lundquist i Maribo 2017, Busk i wsp. 2021), kolumbijska (Barbosa i wsp. 2019), brazylijska (Emab i wsp. 2006), włoska (Cecchi i wsp. 2021), rumuńska (Roman i wsp. 2020), perska (Hassani i wsp. 2022) oraz igbo (Igwebuike i wsp. 2021). FMA-PL to 226 punktowy instrument do pomiaru dysfunkcji czuciowo-ruchowych u osób po udarze mózgu. Składa się z pięciu części, w których ocenia się: (1) motorykę kończyny górnej i kończyny dolnej, (2) czucie, (3) równowagę, (4) zakres ruchu w stawach oraz (5) ból (Fugl-Meyer i wsp. 1975). Każda z części zawiera elementy składowe, które oceniane są według trójstopniowej skali. Zero punktów przyznaje się, gdy pacjent nie potrafi całkowicie wykonać zadanego zadania ruchowego. Jeden punkt przyznaje się, gdy zadanie zostało tylko częściowo wykonane. Natomiast dwa punkty przyznaje się, gdy zadanie zostało wykonane prawidłowo (Gladstone i wsp. 2002). W części dotyczącej motoryki, oprócz elementów oceniających zadania ruchowe w obrębie ramienia, łokcia, przedramienia, nadgarstka, dłoni, stawu biodrowego, kolanowego i skokowego, oceniana jest również koordynacja ruchów i odruchy własne mięśni. Liczba punktów możliwych do uzyskania za zadania dotyczące oceny motorycznej mieści się w zakresie od 0 (oznacza całkowite porażenie) do 100 punktów (oznacza prawidłowe wykonanie zadania ruchowego). Sześćdziesiąt sześć punktów przyznawane jest maksymalnie za ocenę sprawności kończyny górnej (Page i wsp. 2015) oraz 34 punkty za ocenę sprawności kończyny dolnej (Gladstone i wsp. 2002). W kolejnych częściach pacjent może otrzymać maksymalnie 24 punkty za zdolność odczuwania bodźców czuciowych, 14 punktów za umiejętność utrzymywania stabilności posturalnej, 44 punkty za zakres ruchomości w stawach i 44 punkty za zdolność odczuwania bodźców bólowych (Gladstone i wsp. 2002).

3.5 Procedura adaptacji kulturowej

Na początku procedury została uzyskana zgoda od autorów oryginalnych wersji ARAT i TIS na ich wykorzystanie w procesie adaptacji kulturowej oraz oszacowaniu

rzetelności i trafności pomiarowej. ARAT i TIS zostały poddane tłumaczeniu i adaptacji kulturowej na język polski. Procedura została oparta na założeniach Guillemina (Guillemin i wsp. 1993) oraz Beatona (Beaton i wsp. 2000). Jej szczegółowy przebieg został przedstawiony na Rycinie 3. W pierwszym etapie oryginalna wersja ARAT oraz TIS została poddana tłumaczeniu na język polski przez dwóch niezależnych tłumaczy. W drugim etapie dwa nowopowstałe narzędzia zostały przeanalizowane przez tłumaczy i powstała trzecia scalona polska wersja. W trzecim etapie zostały wykonane kolejne tłumaczenia zwrotne przez dwóch tłumaczy, którzy utworzyli dwie angielskie wersje instrumentów pomiarowych. Na tej podstawie została stworzona trzecia angielska wersja tłumaczenia. W etapie czwartym wersja oryginalna skali ARAT i TIS, trzecie polskie wersje obydwu instrumentów oraz trzecie wersje zwrotnego tłumaczenia zostały przedstawione panelowi sędziowskiemu. W skład komisji oceniającej wchodziło trzech fizjoterapeutów, pracownicy badawczy z doświadczeniem klinicznym w pracy z pacjentami neurologicznymi oraz lekarz neurolog. Wszyscy sędziowie znali język angielski. Podczas panelu komisja oceniająca dokonała istotnych zmian słownych w narzędziach. Członkowie panelu sędziowskiego wspólnie stwierdzili, że tłumaczenia są tożsame znaczeniowo. Istotne zmiany w kwestionariuszach zostały uznane i skorygowane. Następnie, w piątym etapie, polskie wersje instrumentów pomiarowych zaakceptowane przez panel sędziowski zostały przetestowane na pilotażowej grupie osób po udarze mózgu. Fizjoterapeuci dokonujący oceny pacjenta nie mieli problemów ze zrozumieniem zadań ruchowych zawartych w testach, które były przekazywane badanym. Ostatnim, szóstym etapem było uznanie i zaakceptowanie kwestionariuszy użytych do badań pilotażowych jako ostatecznych polskich wersji narzędzi. W ten sposób powstała *Skala niesprawności tułowia* (TIS-PL, Załącznik 1) oraz *Test badający czynność kończyny górnej* (ARAT-PL, Załącznik 2), które następnie zostały wdrożone do dalszych badań.



Ryc. 3. Etapy polskiej adaptacji ARAT-PL i TIS-PL. ARAT, Action Research Arm Test. TIS, Trunk Impairment Scale. ARAT-PL, Test badający czynność kończyny górnej. TIS-PL, Skala niesprawności tułowia.

3.6 Procedura badań

Pacjenci byli rekrutowani do badań na podstawie diagnozy medycznej postawionej przez neurologa. Przed przystąpieniem do badań uzyskiwane były od uczestników dane metryczkowe, kliniczne oraz związane z lateralizacją kończyn górnych. Lateralizacja była określana za pomocą skróconej wersji kwestionariusza 4-item Edinburgh Handedness Inventory (Veale 2014, Załącznik 5). Na tej podstawie badani wskazywali preferowaną kończynę, którą wykonują czynności pisania, rzucania, mycia zębów oraz jedzenia za pomocą łyżki. Zadaniem badanego było określenie, czy do powyższych zadań ruchowych używa zawsze prawej ręki, zwykle prawej ręki, obydwu w równym stopniu, zawsze lewej bądź zwykle lewej. Sposób punktacji został przedstawiony w Tabeli 3.

Tab. 3 Sposób punktacji stosowany w skróconej wersji kwestionariusza *4-item Edinburgh Handedness Inventory*.

Kończyna górna	Zawsze prawa	Zwykle prawa	Obydwie	Zwykle lewa	Zawsze lewa
Punktacja (pkt)	100	50	60-61	-50	-100

W celu obliczenia ilorazu strony obliczana była suma punktów przyznanych za wszystkie wskazane odpowiedzi. Ta wartość była dzielona przez 4. Ręczność była określana na podstawie następującej klasyfikacji. Jeśli punktacja mieściła się w zakresie od -100 do -61 punktów osobę klasyfikowano jako leworęczną. Jeśli punktacja mieściła się w zakresie od 60 do 61 punktów osobę klasyfikowano jako oburęczną. Jeśli punktacja mieściła się w zakresie od 61 do 100 punktów osobę klasyfikowano jako praworęczną.

Poziom spastyczności oceniony został za pomocą Modified Ashworth Scale (MAS, Załącznik 4) przeznaczonej do badania pacjentów z deficytami neurologicznymi (Tab. 4). Jest to sześciostopniowa skala sprawdzająca opór stwarzany przez mięśnie podczas wykonywania szybkich, biernych ruchów w testowanych stawach (Charalambous 2014). Testowaniu zostały poddane kończyny górne, zarówno po stronie pośrednio zajętej jak i bezpośrednio zajętej.

Tab. 4. Skala oceny MAS.

Punktacja	Interpretacja
0	Norma
1	Delikatnie zwiększone napięcie mięśniowe na końcu zakresu ruchu
1+	Delikatnie zwiększone napięcie mięśniowe, z przeniesionym minimalnym oporem przez mniej niż połowę zakresu ruchu
2	Bardziej zaznaczone zwiększenie napięcia mięśniowego podczas prawie całego zakresu ruchu, ruch bierny nieznacznie utrudniony
3	Zwiększone napięcie mięśniowe, trudność w wykonaniu biernego ruchu
4	Znacznie wzmożone napięcie mięśniowe i sztywność w zgięciu lub wyproście

W celu określenia zgodności ocen między badaczami pacjenci podlegali dwukrotnej ocenie w tym samym czasie przez dwóch niezależnych klinicystów, którzy byli fizjoterapeutami. Osoby te posiadały doświadczenie w wykonywaniu oceny za pomocą badanych instrumentów pomiarowych. Natomiast zgodność oceny za pomocą metody testu powtórnego była określana poprzez dwukrotne wykonanie oceny w odstępie dwóch godzin przez tego samego badacza.

Podczas oceny wykonywanej za pomocą TIS-PL badana osoba siedziała prosto na krawędzi kozetki, bez podpierania się plecami i kończynami górnymi. Pośladki były w pełni oparte na kozetce, a stopy były rozstawione na szerokość bioder i całą powierzchnią podeszwową spoczywały na podłodze. W stawie kolanowym utrzymywany był kąt 90 stopni zgięcia. Dłonie były swobodnie oparte na udach. Głowa i tułów były ustawione symetrycznie. W przypadku występowania wzmożonego napięcia w kończynie górnej wyjściową pozycją była przyjęta przez pacjenta pozycja spoczynkowa. Badanym nie zezwalano na wykonywanie wcześniejszych prób treningowych przed rozpoczęciem procedury testowej. Sposób wykonania testu był objaśniany słownie lub zademonstrowany przez badacza, jeśli zaistniała taka potrzeba. Podczas wykonywania prób testowych pacjent był korygowany zgodnie z instrukcjami zawartymi w procedurze oceny TIS-PL.

Podczas oceny wykonywanej za pomocą ARAT-PL badany siedział na krześle lub wózku inwalidzkim, który nie posiadał podłokietników. Przez cały okres testowania badany był poinstruowany, aby opierać się plecami o oparcie krzesła. Stopy były postawione na podłożu. Cały czas zwracano uwagę, żeby podczas testowania pacjent

nie wykonywał dodatkowych ruchów w obrębie tułowia. Przyrządy testowe były ustawiane na wysokości ostatniego żebra ocenianej osoby. Odległość badanego od walizki była określana na podstawie długości kończyny bezpośrednio zajętej. W tym celu prostowano kończynę w sposób bierny, tak aby czubki palców pacjenta dotykały górnej dalszej krawędzi walizki. Kończyny górne były nawrócone i ręce były układane na podstawie blatu przed oraz po zakończeniu testowania. Poszczególne przedmioty używane do testowania były układane na blacie tuż przed testowaną kończyną górną. Przed każdą z 19 czynności testowych badany najpierw przyjmował odpowiednią pozycję startową. Następnie przez badacza była przekazywana instrukcja słowna, po której następowało wykonanie konkretnej czynności testowej.

3.7 Statystyczna analiza danych

Właściwości psychometryczne ARAT-PL i TIS-PL zostały określone przez oszacowanie rzetelności i trafności obu narzędzi pomiarowych. Obliczeń statystycznych dokonano za pomocą pakietu statystycznego STATISTICA 13.0 oraz R studio program.

Rzetelność pomiarowa

Została określona spójność wewnętrzna narzędzia, zmierzona współczynnikiem alpha - Cronbacha. Przyjęto, że współczynnik o wartości $> 0,80$ świadczy o doskonałej spójności, w przedziale od $0,79$ do $0,70$ świadczy o dobrej spójności, a $< 0,70$ świadczy o słabej spójności wewnętrznej danego instrumentu (Bernstein i Nunnally 1994, Andresen 2000). Rzetelność została oszacowana za pomocą metody testu powtórnego i oceny zgodności pomiarowej między badaczami poprzez obliczenie współczynnika kappa, współczynnika korelacji wewnątrzklasowej (ICC) oraz zgodności procentowej (PA). Interpretacja stopnia rzetelności pomiarowej na podstawie wartości współczynnika kappa została dokonana przyjmując, że gdy jego wartość wynosi 0, oznacza brak korelacji, gdy mieści się w przedziale $0,01-0,20$, oznacza bardzo słabą zgodność, gdy mieści się w przedziale $0,21-0,40$, oznacza słabą zgodność; gdy mieści się w przedziale $0,41-0,60$, oznacza średnią zgodność; gdy mieści się w przedziale $0,61-0,80$, oznacza istotną zgodność oraz gdy mieści się w przedziale $0,81-1,0$, oznacza prawie idealną zgodność pomiarową (Cohen 1960). Interpretacja stopnia rzetelności

pomiarowej na podstawie wartości współczynnika ICC została dokonana przyjmując, że gdy jego wartość jest $< 0,5$, to oznacza to słabą rzetelność, gdy mieści się w zakresie $0,50-0,75$, oznacza średnią rzetelność, gdy mieści się w zakresie $0,75-0,9$, oznacza dobrą rzetelność, a gdy jego wartość jest $> 0,9$, oznacza doskonałą rzetelność pomiarową (Koo i Li 2016). Ponadto pomiary uznawano za rzetelne, gdy wartość zgodności procentowej wyniosła co najmniej 80% (McHugh 2012). W pracy określono standardowy błąd pomiarowy (SEM), który definiuje w jakim stopniu wartość określonej miary będzie różniła się z powodów czysto losowych podczas powtórnego badania wykonanego w tych samych warunkach (Wyrwich i wsp. 1999). Obliczeń SEM dokonano na podstawie następującego wzoru: $SEM = S \cdot \sqrt{(1-r_{xy})}$. Minimalna wykrywalna zmiana (MDC) została ustanowiona poprzez wykrycie najmniejszej zmiany (z ufnością na poziomie 95%) w punktacji TIS-PL i ARAT-PL, którą można uznać za istotną statystycznie oraz która może być uznana za istotną z klinicznego punktu widzenia (Hopkins 2000). Obliczeń MDC dokonano na podstawie następującego wzoru: $MDC=1,96 \times SEM \times \sqrt{2}$.

Trafność pomiarowa

Trafność teoretyczna została określona za pomocą analizy hipotez zamieszczonych w drugim rozdziale pracy. Przyjęto, że trafność teoretyczna ARAT-PL oraz TIS-PL zostanie uznana za wysoką, gdy mniej niż 25% z zakładanych hipotez zostanie odrzuconych. Gdy procent odrzucenia będzie mieścił się w granicach 25-50% obranych hipotez będzie to oznaczało umiarkowaną trafność. Natomiast jeśli odrzuconych zostanie więcej niż 50% zakładanych hipotez, to trafność teoretyczna zostanie uznana za niską (Terwee i wsp. 2007). Weryfikacji generycznych hipotez dokonano na podstawie wytycznych sformułowanych przez COSMIN (Mokkin 2018). W celu potwierdzenia hipotezy, na temat związków między narzędziami badawczymi o niepodobnym konstrukcie teoretycznym tj. TIS-PL oraz FMA-UE-PL i FMA-LE-PL, wyliczone współczynniki korelacji powinny mieścić się w przedziale 0,30 do 0,50. W celu potwierdzenia hipotezy, w której korelowano wyniki pomiarów dokonywanych instrumentami mierzącymi podobne konstrukty tj. ARAT -PL oraz FMA-UE-PL, wyliczone współczynniki korelacji powinny być $\geq 0,50$. Czyli powinna występować co najmniej średnia korelacja. W celu potwierdzenia hipotezy na temat związków występujących między instrumentami pomiarowymi, których konstrukty nie są ze sobą

powiązane teoretycznie wartość współczynnika korelacji powinna być $\leq 0,30$. Trafność narzędzi badawczych została oszacowana za pomocą korelacji rang Spearmana. W pracy założono, że korelacja TIS-PL z FMA-UE-PL oraz FMA-LE-PL będzie co najmniej umiarkowana. Trafność ARAT-PL została oszacowana na podstawie wyników korelacji tego instrumentu pomiarowego z FMA-UE-PL. W badaniach własnych założono, że korelacja pomiędzy tymi instrumentami badawczymi będzie co najmniej wysoka. Skala FMA-PL ocenia motorykę kończyny górnej i dolnej oraz cechuje się doskonałą rzetelnością i trafnością. Jest to jedyna skala, która została zaadaptowana kulturowo na warunki polskie, choć wyniki z przeprowadzenia tego procesu nie zostały jeszcze opublikowane. Z tego powodu została wybrana jako odpowiedni instrument odniesienia względem ARAT-PL. Do określenia trafności teoretycznej ARAT-PL został użyty również test FMA-LE-PL. W badaniach założono, że wyniki korelacji nie wykażą, bądź udowodnią niski związek między sprawnością funkcjonalną kończyny górnej i dolnej. Przyjęto, że jeśli wartość obliczonego współczynnika korelacji będzie się mieściła w zakresie od 0 do 0,30, to zostanie wykazana minimalna bądź żadna korelacja. Natomiast jeśli jego wartość będzie się mieściła w zakresie od 0,30 do 0,50, od 0,50 do 0,70, od 0,70 do 0,90 i od 0,90 do 1,00, to zostanie wykazana odpowiednio niska, średnia, wysoka i bardzo wysoka korelacja między zmiennymi (Hinkle i wsp. 1988).

Współczynnik korelacji rang Spearmana oblicza się w sposób identyczny jak współczynnik iloczynu Pearsona. Z tego powodu na podstawie oszacowania wielkości próby w przypadku zastosowania korelacji Pearsona (dwuwymiarowy model normalny) została obliczona za pomocą oprogramowania G*Power (wersja 3.1.9.2; Uniwersytet w Kilonii, Kilonia, Niemcy, Faul i wsp. 2007) wymagana wielkość próby dla korelacji rang Spearmana. A priori przyjęte zostały następujące założenia dla testu jednostronnego (oczekiwano, że korelacja między obydwoma miarami będzie dodatnia): prawdopodobieństwo testowe dla hipotezy alternatywnej = 0,70 (oczekiwano umiarkowanej korelacji), błąd alfa = 0,05, moc testu = 0,95 i prawdopodobieństwo testowe dla hipotezy zerowej = 0 (oczekiwano żadnej korelacji). W wyniku obliczeń zostało oszacowane, że w badaniach powinno uczestniczyć co najmniej 44 uczestników. Natomiast zostało zbadanych 80 osób.

Trafność strukturalna została oszacowana za pomocą confirmacyjnej analizy czynnikowej (CFA) w celu oceny jednowymiarowości TIS-PL i ARAT-PL. Obliczony został również efekt sufitowy i podłogowy biorąc pod uwagę odsetek badanych osób,

które uzyskały wynik poniżej dolnej (podłogowy) oraz górnej (sufitowy) granicy odcięcia. Granicę odcięcia ustalono na poziomie 5% i 95% wartości punktacji całej skali TIS-PL (0-23 punkty) i ARAT-PL (0-57 punktów). W przypadku TIS-PL dolna granica była ustalona na poziomie 1 punktu, a górna na poziomie 22 punktów. W przypadku ARAT-PL dolna granica była ustalona na poziomie 3 punktów, a górna na poziomie 54 punktów (Zhao i wsp. 2019). Efekt podłogowy występował, jeśli więcej niż 20 % badanych uzyskało punktację równą lub niższą od dolnej granicy pomiarowej, a sufitowy, jeśli więcej niż 20 % badanych uzyskało punktację równą lub wyższą od górnej granicy pomiarowej. W przypadku wszystkich analiz wynik był uznawany za istotny statystycznie, jeśli wartość prawdopodobieństwa testowego była $< 0,05$ (Stanisz 2007).

4. WYNIKI

4.1 Kulturowa adaptacja *Skali niesprawności tułowia*

W początkowym etapie tłumaczenia zostały stworzone dwie niezależne polskie wersje skali TIS, następnie podczas wspólnej dyskusji i analizy prowadzonej przez tłumaczy została utworzona 3 wspólna wersja instrumentu pomiarowego. Tytuł skali Trunk Impairment Scale został przetłumaczony jako Skala dysfunkcji tułowia. W sekcji instrukcja słowo „podpunkt” [ang. „*item*”] zostało zmienione na „zadanie” [ang. „*task*”], słowo „ręka” [ang. „*arm*”] zastąpiono słowem „kończyna górna” [ang. „*upper limb*”]. Zdanie „dotykają się w pełni” [ang. „*make full contact*”] zostało zmodyfikowane na „w pełni przylegają” [ang. „*adhere fully*”], wyraz „położone” [ang. „*placed*”] przetłumaczono na „ustawione” [ang. „*positioned*”], słowo „kolana” [ang. „*knee*”] zostało zastąpione słowami „w stawie kolanowym” [ang. „*in the knee joint*”]. Kolejne zmiany dotyczyły zadania „ramiona spoczywają na nogach” [ang. „*the arms rest on the legs*”] i zostały przetłumaczone jako „kończyny górne położone są na udach” [ang. „*upper limbs are placed on thigh*”], zdanie „jeśli hipertonia jest obecna, pozycja ręki niedowładnej jest wzięta jako pozycja początkowa” [ang. „*if hypertonia is present the position of the hemiplegic arm is taken as the starting position*”], zamieniono na „jeśli występuje wzmożone napięcie, pozycja kończyny górnej niedowładnej zostaje uznana jako pozycja wyjściowa” [ang. „*if hypertension occurs the position of the hemiplegic upper limb is recognized as starting position*”]. Następnie słowo „pośrodkowa” [ang. „*midline*”] zastąpiono wyrazem „pośrednia” [ang. „*intermediate*”], czasownik „są” [ang. „*are*”] został zamieniony na słowa „są ustawione” [ang. „*are positioned*”], wyraz „wypunktuje” [ang. „*scors*”] ujęty został jako „uzyska” [ang. „*obtain*”], słowo „jest” [ang. „*is*”] przetłumaczono jako „wyniesie” [ang. „*amount to*”], wyraz „nie” [ang. „*no*”] został zmieniony na słowa „została usunięta” [ang. „*has been deleted*”].

W części dotyczącej pierwszego podtestu zdanie „równowaga statycznego siedzenia” [ang. „*static sitting balance*”] zostało przetłumaczone na „stabilność statyczna w siedzeniu” [ang. „*static stability in sitting*”], słowo „początkowa” [ang. „*starting position*”] zmieniono na „wyjściowa” [ang. „*initial position*”]. Tłumaczenie powyższego słowa zostało zastosowane w każdym miejscu jego występowania w całym narzędziu badawczym. Wyraz „krzyżuje” [ang. „*crosses*”]

został zmieniony na „zakłada” [ang. „*put on*”], słowo „krzyżuje” [ang. „*crosses*”] opisano jako „zakłada” [ang. „*put on*”], wyraz „przemieszcza” [ang. „*displaces*”] przetłumaczono jako „odchyla” [ang. „*swing away*”]. Następnie, zdanie „wspomaga krzyżowanie ręką” [ang. „*assist crossing with the hand*”] zostało zamienione na „pomaga sobie ręką podczas zakładania nogi” [ang. „*when putting on the lower limb helps yourself with the hand*”].

W drugim podteście skali, wyrażenie „równowaga dynamicznego siedzenia” [ang. „*dynamic sitting balance*”] została przetłumaczona jako „stabilność dynamiczna w siedzeniu” [ang. „*dynamic stability in sitting*”], zdanie „jest instruowany” [ang. „*is instructed*”] opisano jako „otrzymuje polecenie” [ang. „*recive a command*”]. Ponadto, do słowa „kończyna” [ang. „*limb*”] dodano słowo niedowładna: „kończyna niedowładna” [ang. „*hemiplegic limb*”]. Następnie zdanie „pacjent demonstruje brak lub przeciwne skracanie/wydłużanie” [ang. „*patient demonstrates no or opposite shortening/lengthening*”] przetłumaczono na „u pacjenta nie ma skracania/wydłużania ciała lub występuje ono w odwrotny sposób” [ang. „*there is no body shortening/lengthening on the patient or it occurs in the revers way*”]. Zostało dodane słowo „ciało” [ang. „*body*”] do zdania „u pacjenta występuje właściwe skracanie/wydłużanie” [ang. „*patient demonstrate appropriate shortening/lengthening*”], w wyniku czego powstało zdanie „u pacjenta występuje właściwe skracanie/wydłużanie ciała”. [ang. „*there is approiote body shortening/lengthening*”], wyraz „tożstronna” [ang. „*ipsilateral*”] został zmieniony na „po tej samej stronie” [ang. „*at the same side*”]. Ponadto każdorazowo, gdy występowało słowo kolano, dodany został przed nim wyraz staw.

W ostatnim podteście słowa „górny tułów” [ang. „*upper trunk*”] zostały zmienione na „górną część tułowia” [ang. „*upper part of the trunk*”], zdanie „nie rusza się” [ang. „*is not moved*”] przetłumaczono jako „nie wysuwa się” [ang. „*is not moved forward*”]. Następnie, słowa „dolny tułów” [ang. „*lower trunk*”] zostały zmienione na „dolną część tułowia” [ang. „*lower part of the trunk*”], wyraz „utrwalona” [ang. „*fixated*”] przetłumaczono jako „pozostać” [ang. „*remain*”].

Podczas tłumaczenia zwrotnego drobne różnice zostały zaobserwowane. Skala Trunk Impairment Scale został dwukrotnie zwrotnie przetłumaczony i wspólna trzecia wersja kwestionariusza została stworzona.

W części dotyczącej instrukcji, zdanie „ramiona spoczywają na nogach” [ang. „*the arms rest on the legs*”] zostało przetłumaczone na „ręka została umieszczona na

kolanie” [ang. „*the arm was placed on the lap*”], słowo „są” [ang. „*are*”] zamieniono na „są ustawione” [ang. „*are set*”], wyrazy „sesja praktyczna” [ang. „*practise*”] przetłumaczono jako „trening” [ang. „*training*”].

W pierwszej części skali wyrażenie „równowaga statycznego siedzenia” [ang. „*static sitting balance*”] zostało zamienione na „balans statyczny w siedzeniu” [ang. „*static stability while seated*”], słowa „kończyna górna” [ang. „*upper limb*”] zamieniono na „ręka” [ang. „*arm*”], oraz słowo „są” [ang. „*are*”] zostało zamienione na „są ustawione” [ang. „*are set*”], wyraz „przemieszcza” [ang. „*displaces*”] przetłumaczono na „pochyla” [ang. „*leans*”], słowa „zgięcie kolana” [ang. „*knee flexion*”] zastąpiono słowami „zgięcie w stawie kolanowym” [ang. „*flexion in the knee joint*”],

W drugiej części narzędzia pomiarowego wyrażenie „równowaga dynamicznego siedzenia” [ang. „*dynamic sitting balance*”] zamieniono na „stabilność dynamiczna w siedzeniu” [ang. „*dynamic balance while seated*”] oraz słowa „wynik całościowy” [ang. „*total score*”] został dodany na końcu narzędzia badawczego.

W ostatecznej części tłumaczenia i adaptacji, komisja sędziowska ponownie porównała oraz przeanalizowała wszystkie wersje tłumaczonych kwestionariuszy wraz z oryginałem. Tytuł „Trunk Impairment Scale” został przetłumaczony jako „Skala dysfunkcji tułowia”, jednak podczas panelu wspólnie uznano, że słowo „dysfunkcja” powinno być zastąpione przez „niesprawność”, dlatego nazwa Trunk Impairment Scale została ostatecznie przetłumaczona jako „Skala niesprawności tułowia”. Zdanie „jeśli potrzeba” [ang. „*if needed*”], zostało zastąpione „jeśli jest to potrzebne” [ang. „*if it is needed*”] oraz słowo „pośrednia” [ang. „*intermediate*”] zastąpiono wyrazem „pośredkowa” [ang. „*midline*”]. Ponadto w pierwszej części skali zdanie „na kończynie górnej” [ang. „*upper limb*”] zastąpiono „na kończynach górnych” [ang. „*upper limbs*”], słowo „niezajęta” [ang. „*unaffected*”] przetłumaczono jako „pośrednio zajęta” [ang. „*indirectly affected*”]. W miejscach, gdzie w kwestionariuszu występowały liczby dodane zostało również słowo „punkty”.

4.2 Kulturowa adaptacja Testu badającego czynność kończyny górnej

Podczas pierwszego etapu analizy nowopowstałej polskiej wersji (polska wersja 3) skali przetłumaczonej z oryginalnego narzędzia zostało wprowadzonych wiele zmian

językowych. Opierały się one głównie na wariacjach kontekstowych, które związane były z doprecyzowaniem, bądź zmianą sposobu wyrażania danego określenia lub słowa. Z wyjątkiem niewielu przypadków język polski cechuje się bardziej rozbudowaną formą wyrażania ekspresji za pomocą słów i zwrotów. W porównaniu z językiem angielskim istnieje więcej określeń nadających znaczenie poszczególnym wyrazom. W związku z tym związane angielskie zdania niekiedy musiały być zastąpione bardziej szczegółowymi i rozbudowanymi odpowiadającymi językowi polskiemu.

Pierwsza zmiana dotyczyła tytułu skali [ang. „*Action Research Arm Test*’] w wolnym tłumaczeniu określona jako „Test czynnego badania kończyny” została przeredagowana na „*Test badający czynność kończyny górnej*” [ang. „*Test assessing function of upper limb*”]. W sekcji dane personalne, słowo „nazwisko” zostało dodane, w wersji oryginalnej widniało tylko słowo „imię” [ang. „*name*”]. Kolejna zmiana dotyczyła zdania „istnieją cztery podtesty” [ang. „*here are four subtests*”], która została zastąpiona zdaniem „składa się z 4 podtestów” [ang. „*consist of 4 subtests*”]. Określenia związane z konkretnymi ruchami wymagają bardziej szczegółowego wyjaśnienia w języku polskim. W drugim zdaniu w sekcji wprowadzenie zdanie „punkty w każdym są uporządkowane” [ang. „*items in each are ordered*”] zostały zastąpione zdaniem „tasks are ordered” [ang. „*zadania są uporządkowane*”]. Następnie słowo „chwyt” [ang. „*grasp*’] został przetłumaczony na „chwyt statyczny” [ang. „*static grip*”], słowo „chwyt” [ang. „*grip*’] został określony jako „chwyt dynamiczny” [ang. „*dynamic grip*”], słowo „szczypcowy” [ang. „*pinch*’] zostało zmienione na „chwyt szczypcowy” [ang. „*pinch grip*”], wyrażenie „duży ruch” [ang. „*gross movement*’] zostało nazwane jako „ruch całościowy” [ang. „*total movement*”], w dalszej części kwestionariusza zmienione nazwy podtestów zostały również zastosowane. W pierwszym i drugim punkcie we wprowadzeniu słowo „zadanie” [ang. „*task*”] zostało dodane. Ponadto słowo „zero” [ang. „*zero*”] zostało zastąpione cyfrą „0”. Zdanie „i ponownie więcej testów nie musi być wykonanych w tym podteście” [ang. „*and again no more tests need to be perform in that subtest*”] zostało przetłumaczone na „nie ma potrzeby wykonania dodatkowych zadań w tym podteście” [ang. „*and again there is no need to perform additional tasks in that subtest*”]. W ostatnim zdaniu sekcji wprowadzenie słowo „on” [ang. „*he*”] zostało zmienione na „badany” [ang. „*subject*”]. W pierwszym podteście słowo „drzewo” [ang. „*wood*”] zostało określone jako „drewniany” [ang. „*wooden*”]. W trzecim podteście wyrażenie „trzeci palec” [ang. „*3rd finger*”] zostało zmienione na „serdeczny palec” [ang. „*ring*”].

finger”), sformułowanie „drugi palec” [ang. „*2nd finger*”] zostało przetłumaczone jako „środkowy palec” [ang. „*middle finger*”), fraza „pierwszy palec” [ang. „*1st finger*”) została zamieniona na „wskazujący palec” [ang. „*index finger*”). W ostatnim podteście tytuł „duży ruch” [ang. „*Gross Movement*”) został zastąpiony skrótem „GC”.

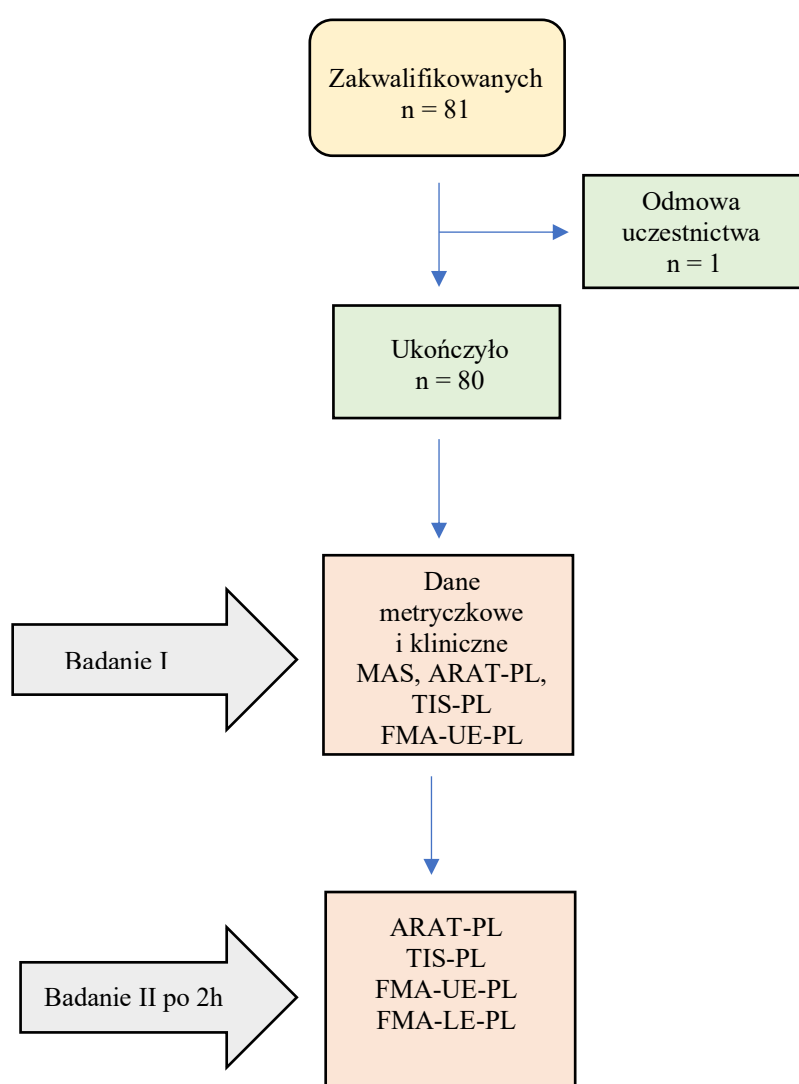
Podczas tłumaczenia zwrotnego, gdzie oryginalne narzędzie badawcze zostało porównane ze wspólną wersją tłumaczeń zwrotnych w języku angielskim niewiele rozbieżności zostało zaobserwowanych. Właściwy tytuł instrumentu pomiarowego Action Research Arm Test został zwrotnie przetłumaczony jako „Research Test of Upper Extremity Action” [„Test badawczy czynności kończyny górnej”). W sekcji wprowadzenie słowo „uporządkowane” [ang. „*ordered*”) zostało zastąpione słowem „rozmiszczone” [ang. „*arranged*”), a słowo „najwyższe” [ang. „*top*”) zostało określone jako „maksymalne” [ang. „*maximum*”). Zgodnie z oczekiwaniami, wszystkie słowa, które zostały dodane w wersji polskiej, również w tłumaczeniu zwrotnym zostały umieszczone (takie jak: *static, dynamic, exercise*). W jednym przypadku kolejność słów została zmieniona: „podkładka nad śrubą” [ang. „*washer over bolt*”) na „podkładka śrubowa” [ang. „*bolt washer*”). W sekcji Chwyty słowa „first and third” [pierwszy i trzeci] opisujące palce dłoni zostały zastąpione słowami „index and ring” [wskazujący i serdeczny].

Podczas panelu sędziowskiego wszystkie przetłumaczone wersje skali zostały użyte do porównania. W momencie pojawienia się jakichkolwiek wątpliwości językowych, specyficzne stylistyczne zmiany zostawały wykonane i poszczególne zadania przeredagowano tak, aby tekst był bardziej zrozumiały i czytelny dla odbiorcy. Tytuł „Research Test of Upper Extremity Action” przetłumaczony jako „Test badawczy czynności kończyny górnej” został zastąpiony nazwą „Test of Upper Extremity Function” oznaczający „*Test badający czynność kończyny górnej*”). W sekcji dane osobowe słowo „oceniający” [ang. „*rater*”) został zastąpiony przez słowo „badający” [ang. „*examiner*”). W sekcji wprowadzenie słowo „chwyt statyczny” [ang. „*static grip*”) został przetłumaczony jako „chwyt prosty” [ang. „*grasp*”), fraza „chwyt dynamiczny” [ang. „*dynamic grip*”) została opisana jako „chwyt precyzyjny” [ang. „*precision grip*”), zwrot „ruch całościowy” [ang. „*gross movement*”) został zmieniony na „ruch globalny” [ang. „*global movement*”), słowo „zaliczyć” [ang. „*passess*”) zostało zastąpione wyrażeniem „wykona prawidłowo” [ang. „*execute correctly*”), zdanie „nic więcej nie trzeba wykonać” [ang. „*no more need to be administered*”) przeredagowano na „pomija się dalszą część testu” [ang. „*the rest of*

the test is skipped”), zdanie „badanemu nie powiedzie się w zadaniu” [ang. „*subject fails*”) zostało przetłumaczone na „badany nie wykona zadania” [ang. „*subject does not complete the task*”), zdanie „ponownie nie ma potrzeby wykonywania” [ang. „*no more test need to be performer*”) zostało zmienione na „i pomija się wykonanie” [ang. „*and the execution is skipped*”), słowo „dodatkowych” [ang. „*more*” as the adjective] zostało zastąpione przez słowo „kolejnych” [ang. „*further*”) oraz zwrot „w przeciwnym razie” [ang. „*otherwise*”) został zapisany jako „w innym wypadku” [ang. „*otherwise*”). W części dotyczącej pierwszego podtestu Chwytu prostego niektóre słowa zmieniły swoją kolejność np. „klocek, drewno” [ang. „*block, wood*”) zamieniono na „drewniany klocek” [ang. „*wooden, block*”), słowo „podnieś” [ang. „*pick up*”) zostało przeredagowane na „podniesienie” [ang. „*lifting*”). W drugim podteście Chwytu precyzyjny fraza „przelej wodę” [ang. „*pour water*”) została opisana jako „przelanie wody” [ang. „*decanting water*”). W ostatnim podteście zwrot „umieść rękę” [ang. „*place hand*”) został zastąpiony słowami „umieszczenie ręki” [ang. „*placing hand*”), zdanie „ręka do ust” [ang. „*hand to mouth*”) została zmieniona na „dotknięcie ręką ust” [ang. „*touching the mouth with the hand*”). Ponadto w całej skali do cyfr został dodany skrót wyrażający punktację.

4.3 Charakterystyka badanych

Schemat przepływu pacjentów oraz etapy badań zostały przedstawione na Rycinie 4. Ostatecznie zostało przebadanych 80 osób po niedokrwiennym udarze mózgu. W badaniach wzięło udział 80 osób po udarze mózgu w średnim lub starszym wieku. Średni czas od wystąpienia udaru wyniósł 46 dni. Odsetek mężczyzn wśród wszystkich uczestników był prawie dwukrotnie większy od odsetka kobiet. Większość badanych stanowili pacjenci praworęczni z lewostronną hemiplegią. Średni czas pobytu na oddziale rehabilitacyjnym wynosił 24 dni.



Ryc. 4. Diagram przepływu pacjentów i etapy badania. MAS-Modified Ashworth Scale, ARAT-PL - Test badający czynność kończyny górnej, TIS-PL- Skala niesprawności tułowia, FMA-PL- ocena sprawności sensomotorycznej za pomocą skali Fugl Meyer

Tab. 5. Charakterystyka grupy badanej.

Zmienna	Dane
Wiek (lata)	63 ± 12,3 (31-85)
Odsetek mężczyzn	62,5% (50)
Odsetek kobiet	37,5% (30)
Odsetek lewostronnych niedowładów	58,7% (47)
Odsetek prawostronnych niedowładów	41,3% (33)
Liczba dni od wystąpienia udaru	46 ± 43,4 (10-313)
Liczba dni przebytej rehabilitacji	24.5 ± 20,0 (7-91)
Odsetek osób praworęcznych	95% (76)
Odsetek osób leworęcznych	0% (0)
Odsetek osób oburęcznych	5% (4)

Wiek oraz liczbę dni zaprezentowano jako średnie ± odchylenia standardowe. W przypadku tych zmiennych w nawiasach podano wartości minimalne i maksymalne. W przypadku reszty zmiennych w nawiasach zamieszczono liczby badanych.

W Tabeli 6 zaprezentowano odsetek chorób współistniejących, który wystąpił u badanych pacjentów. Największy odsetek stanowiły choroby układu krwionośnego oraz choroby metaboliczne.

Tab. 6. Choroby współistniejące występujące u badanych osób.

Rodzaj choroby współistniejącej	Odsetek badanych (n)
Nadciśnienie tętnicze	63,8% (51)
Nadwaga	36,3% (29)
Otyłość	36,3% (29)
Cukrzyca	26,3% (21)
Choroby serca (migotanie przedsionków, arytmia, stymulator, zawał, powiększona komora, stent)	18,6% (15)
Inne (choroby zwyrodnieniowe, astma, POChP, choroby tarczycy, miażdżyca, żylaki, refluks, bezdech, choroby nerek)	15,0% (12)

W nawiasach zamieszczono liczby badanych. POChP, Przewlekła obturacyjna choroba płuc.

U badanych został oceniony także poziom napięcia mięśniowego w kończynach górnych za pomocą skali MAS. W kończynie pośrednio zajętej nie zaobserwowano zmian w napięciu mięśniowym. Podobnie w kończynie bezpośrednio zajętej u znakomitej większości badanych również nie zaobserwowano wzrostu napięcia mięśni zawiadujących poszczególnymi stawami (Tab. 7 i 8).

Tab. 7. Wyniki MAS dla ramienia, przedramienia, nadgarstka i kciuka kończyny górnej bezpośrednio zajętej.

Części kończyny górnej/Punktacja według skali MAS	Odsetek osób (n)	
	Zginacze	Prostowniki
Ramię		
0	88,8 % (71)	97,5 % (78)
1	1,25 % (1)	0% (0)
1+	1,25 % (1)	0% (0)
2	2,5 % (2)	1,25 % (1)
3	3,75 % (3)	0% (0)
4	0% (0)	0% (0)
Przedramię		
0	81,3% (65)	87,5 % (70)
1	10% (8)	7,5 % (6)
1+	1,25 % (1)	2,5 % (2)
2	2,5 % (2)	0% (0)
3	5% (4)	2,5 % (2)
4	0% (0)	0% (0)
Nadgarstek		
0	85% (68)	95% (76)
1	5% (4)	3,75 % (3)
1+	2,5 % (2)	0% (0)
2	0% (0)	1,25 % (1)
3	3,75 % (3)	0% (0)
4	1,25 % (1)	1,25 % (1)
Kciuk		
0	92,5% (74)	96,25% (77)
1	1,25 % (1)	1,25 % (1)
1+	0% (0)	0% (0)
2	3,75 % (3)	1,25 % (1)
3	1,25 % (1)	0% (0)
4	0% (0)	0% (0)

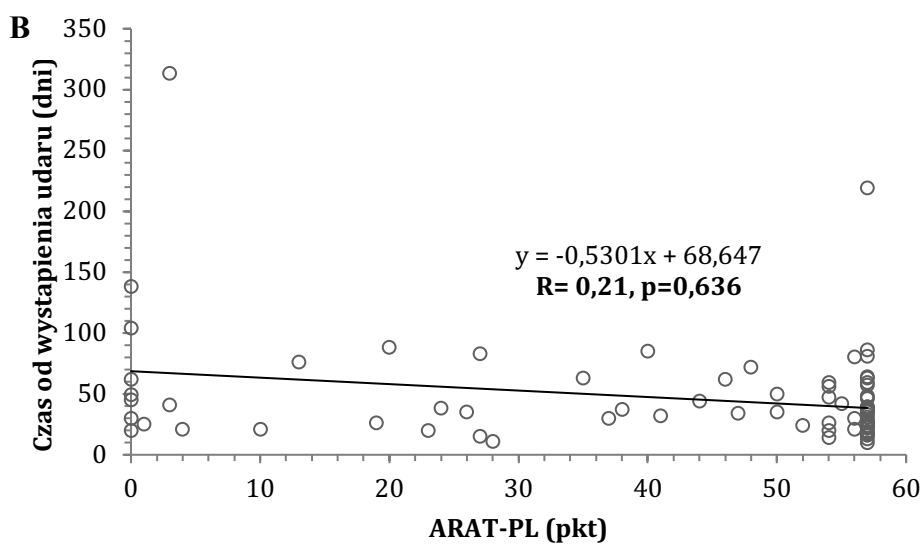
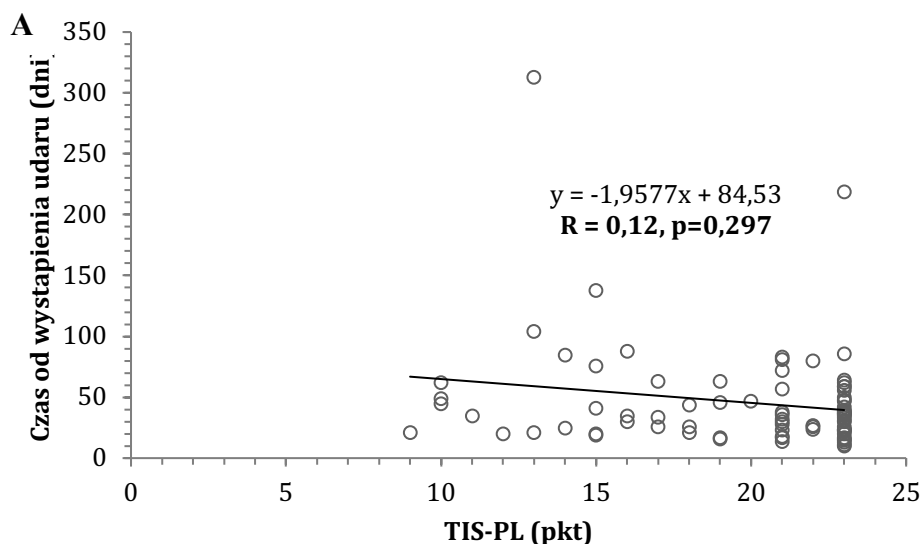
W nawiasach zamieszczono liczby badanych. MAS, Modified Ashworth Scale.

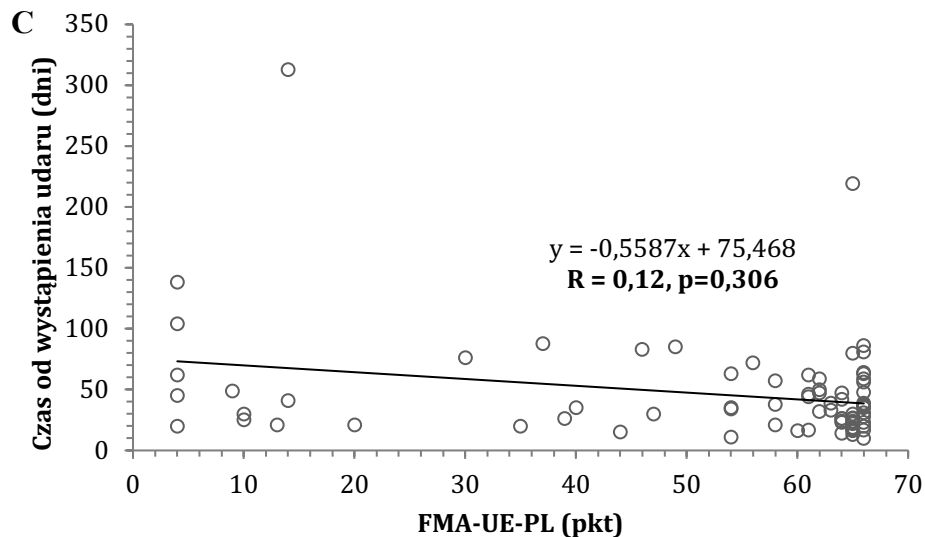
Tab. 8. Wyniki MAS dla palca wskazującego, środkowego, serdecznego oraz małego kończyny górnej bezpośrednio zajętej.

Części kończyny górnej/Punktacja według skali MAS	Odsetek osób (n)	
	Zginacze	Prostowniki
Palec wskazujący		
0	96,25% (77)	98,75% (79)
1	1,25 % (1)	0% (0)
1+	0% (0)	1,25 % (1)
2	1,25 % (1)	0% (0)
3	1,25 % (1)	0% (0)
4	0% (0)	0% (0)
Palec środkowy		
0	95% (76)	97,5 % (78)
1	1,25 % (1)	2,5 % (2)
1+	0% (0)	0% (0)
2	1,25 % (1)	0% (0)
3	2,5 % (2)	0% (0)
4	0% (0)	0% (0)
Palec serdeczny		
0	96,25% (77)	98,75% (79)
1	1,25 % (1)	1,25 % (1)
1+	0% (0)	0% (0)
2	1,25 % (1)	0% (0)
3	1,25 % (1)	0% (0)
4	0% (0)	0% (0)
Palec mały		
0	96,25% (77)	98,75% (79)
1	1,25 % (1)	1,25 % (1)
1+	0% (0)	0% (0)
2	1,25 % (1)	0% (0)
3	1,25 % (1)	0% (0)
4	0% (0)	0% (0)

W nawiasach zamieszczono liczby badanych. MAS, Modified Ashworth Scale.

W pracy również został określony związek pomiędzy czasem od wystąpienia udaru, a wynikami uzyskanymi w TIS-PL, ARAT-PL oraz FMA-UE-PL. Nie został wykazany istotny związek między czasem od wystąpienia udaru, a sprawnością tułowia ocenioną za pomocą TIS-PL (Ryc. 5A) oraz funkcją i zręcznością kończyny górnej ocenioną za pomocą ARAT-PL (Ryc. 5B), FMA-UE-PL (Ryc. 5C) u osób po udarze mózgu.





Ryc. 5 (A) Związek pomiędzy wynikami TIS-PL a czasem od wystąpienia udaru mózgu. (B) Związek pomiędzy wynikami ARAT-PL a czasem od wystąpienia udaru mózgu. (C) Związek pomiędzy wynikami FMA-UE-PL a czasem od wystąpienia udaru mózgu. TIS-PL, Skala niesprawności tułowia. ARAT-PL, Test badający czynność kończyny górnej. FMA-UE-PL, Ocena sprawności sensomotorycznej kończyny górnej za pomocą skali Fugl Meyer.

4.4 Właściwości psychometryczne TIS-PL

4.4.1 Rzetelność

Uzyskane wartości współczynnika alpha - Cronbacha wykazały, że zarówno dla wyników uzyskanych wskutek całościowej oceny jak i uzyskanych w podtestach TIS spójność wewnętrzna była doskonała (Tabele 9-11). Ponadto wartość współczynnika tylko nieznacznie się zmieniała podczas usuwania z analizy kolejnych zadań zarówno w całym teście jak i podtestach. W przypadku pierwszego i siódmego zadania wartość współczynnika alpha - Cronbacha nie mogła zostać obliczona (zbyt mała zmienność wyników pomiarów).

Tab. 9. Wartości współczynnika zgodności wewnętrznej dla całej skali TIS-PL.

Rodzaj zadania	Alpha - Cronbacha, po usunięciu konkretnego zadania (n=80)
Zadanie 2	0,897
Zadanie 3	0,889
Zadanie 4	0,888
Zadanie 5	0,888
Zadanie 6	0,878
Zadanie 8	0,896
Zadanie 9	0,883
Zadanie 10	0,893
Zadanie 11	0,876
Zadanie 12	0,898
Zadanie 13	0,885
Zadanie 14	0,882
Zadanie 15	0,881
Zadanie 16	0,879
Zadanie 17	0,880
Wartość dla całego testu	0,894

TIS-PL, Skala niesprawności tułowia.

Tab. 10. Wartości współczynnika zgodności wewnętrznej dla podtestu TIS-PL
Dynamiczna stabilność w siedzeniu.

Rodzaj zadania	Alpha - Cronbacha, po usunięciu konkretnego zadania (n=80)
Zadanie 4	0,838
Zadanie 5	0,827
Zadanie 6	0,809
Zadanie 8	0,859
Zadanie 9	0,813
Zadanie 10	0,853
Zadanie 11	0,807
Zadanie 12	0,865
Zadanie 13	0,825
Wartość dla całego podtestu	0,851

Tab. 11. Wartości współczynnika zgodności wewnętrznej dla podtestu TIS-PL
Koordynacja.

Rodzaj zadania	Alpha - Cronbacha, po usunięciu konkretnego zadania (n=80)
Zadanie 14	0,879
Zadanie 15	0,879
Zadanie 16	0,881
Zadanie 17	0,882
Wartość dla całego podtestu	0,907

Wyliczona za pomocą współczynnika kappa i zgodności procentowej rzetelność pomiarowa uzyskana po zastosowaniu metod testu powtórnego oraz ocen zgodności pomiarowej między oceniającymi mieściły się w przedziale odpowiednio od 0,96 do 1 oraz od 0,65 do 1 (Tab. 12). Dla pierwszej metody oznacza to doskonałą rzetelność pomiarową. W przypadku zastosowania drugiej metody rzetelność pomiarowa mieściła się od istotnej do doskonałej. Współczynnik kappa nie został obliczony dla drugiego zadania w przypadku zastosowania obu metod oraz dla siódmego zadania w przypadku zastosowania metody oceny zgodności pomiarowej między oceniającymi. Było to

wynikiem niskiej zmienności wyników dla uzyskanych pomiarów. Wszystkie uzyskane wartości zgodności procentowej przekraczały wartość 96%.

Tab. 12. Wartości współczynnika kappa oraz zgodności procentowej uzyskane po zastosowaniu metody testu powtórnego i oceny zgodności pomiarowej między oceniającymi (n=80).

Zadanie	Test powtórnny		Ocena zgodności pomiarowej	
	κ	PA	κ	PA
<i>Stabilność statyczna w siedzeniu</i>				
Zadanie 1	1,00	100%	1,00	100%
Zadanie 2	0,00	98,75%		98,75%
Zadanie 3	0,96	98,75%	0,92	97,50%
<i>Dynamiczna stabilność w siedzeniu</i>				
Zadanie 4	1,00	100%	1,00	100%
Zadanie 5	1,00	100%	0,93	98,75%
Zadanie 6	1,00	100%	1,00	100%
Zadanie 7	1,00	100%		96,25%
Zadanie 8	1,00	100%	0,66	98,75%
Zadanie 9	1,00	100%	0,92	97,50%
Zadanie 10	1,00	100%	0,84	97,50%
Zadanie 11	1,00	100%	0,94	97,50%
Zadanie 12	1,00	100%	0,65	97,50%
Zadanie 13	1,00	100%	0,93	97,50%
<i>Koordinacja</i>				
Zadanie 14	0,97	98,75%	1,00	100%
Zadanie 15	1,00	100%	0,947	97,50%
Zadanie 16	1,00	100%	0,956	97,50%
Zadanie 17	1,00	100%	1,00	100%

K, współczynnik kappa. PA, zgodność procentowa.

Na podstawie obliczonych współczynników korelacji ICC wykazano, że TIS-PL charakteryzował się doskonałą rzetelnością pomiarową zarówno dla metody testu powtórnego jak i dla oceny zgodności pomiarowej (Tab. 12-14). Wyjątek stanowił podtest Stabilność statyczna w siedzeniu dla której rzetelność oceniona na podstawie

metody oceny zgodności pomiarowej była dobra. Dla obu metod uzyskane wartości SEM i MDC stanowiły bardzo niewielki odsetek punktacji uzyskiwanej w całym teście i podtestach.

Tab. 13. Wskaźnik rzetelności pomiarowej obliczonej po zastosowaniu metody testu powtórnego (n=80).

Podtest (zakres pkt)	Dolny CI (95%)	ICC	Górny CI (95%)	SEM (pkt)	MDC (pkt)
Całość TIS-PL (0-23)	0,998	0,998	0,999	0,168	0,465
Stabilność statyczna w siedzeniu (0-7)	0,908	0,936	0,956	0,168	0,465
Dynamiczna stabilność w siedzeniu (0-10)	0,999	0,999	0,999	0,056	0,155
Koordinacja (0-6)	1,000	1,000	1,000	0,000	0,000

TIS-PL, Skala niesprawności tułowia. CI, przedział ufności. ICC, współczynnik korelacji wewnątrzklasowej. SEM, standardowy błąd pomiarowy. MDC, minimalna wykrywalna zmiana.

Tab. 14. Wskaźniki rzetelności pomiarowej obliczonej po zastosowaniu metody oceny zgodności pomiarowej między ocenającymi (n=80).

Podtest (zakres pkt)	Dolny CI (95%)	ICC	Górny CI (95%)	SEM (pkt)	MDC (pkt)
Całość TIS-PL (0-23)	0,994	0,996	0,997	0,268	0,743
Stabilność statyczna w siedzeniu (0-7)	0,807	0,867	0,908	0,230	0,639
Dynamiczna stabilność w siedzeniu (0-10)	0,985	0,989	0,993	0,209	0,579
Koordinacja (0-6)	0,992	0,995	0,996	0,148	0,410

TIS-PL, Skala niesprawności tułowia. CI, przedział ufności. ICC, współczynnik korelacji wewnątrzklasowej. SEM, standardowy błąd pomiarowy. MDC, minimalna wykrywalna zmiana.

4.4.2 Trafność

Na podstawie wyliczonych wartości współczynnika rang Spearmana w pracy została wykryta wysoka korelacja między całościowym wynikiem TIS-PL oraz wynikiem podtestu Dynamiczna stabilność w siedzeniu i całościowym wynikiem FMA-UE-PL (Tab. 15). Korelacja między podtestem Koordynacja i Statyczna stabilność w siedzeniu TIS-PL i całościowym wynikiem FMA-UE-PL była odpowiednio niska i średnia. Tym samym jedna z czterech hipotez szczegółowych została obalona.

Tab. 15. Wskaźniki określające siłę korelacji między TIS-PL i FMA-UE-PL.

	FMA-UE-PL		Interpretacja trafności	Weryfikacja hipotezy
	R	P		
Całościowy wynik TIS-PL	0,713	< 0,001	wysoka	Hipoteza 1: potwierdzona
Statyczna stabilność w siedzeniu	0,423	< 0,001	niska	Hipoteza 2: obalona
Dynamiczna stabilność w siedzeniu	0,716	< 0,001	wysoka	Hipoteza 3: potwierdzona
Koordynacja	0,621	< 0,001	średnia	Hipoteza 4: potwierdzona

TIS-PL, Skala niesprawności tułowia. FMA-UE-PL, Ocena sprawności sensomotorycznej kończyny górnej za pomocą skali Fugl-Meyer. R, współczynnik korelacji rang Spearmana. P, wartość prawdopodobieństwa testowego.

Na podstawie wyliczonych wartości współczynnika rang Spearmana w pracy została wykryta wysoka korelacja między całościowym wynikiem TIS-PL, wynikiem podtestu Dynamiczna stabilność w siedzeniu i Koordynacja oraz całościowym wynikiem FMA-UE-PL (Tab. 16). Jedynie korelacja między podtestem Statyczna stabilność w siedzeniu TIS-PL i całościowym wynikiem FMA-LE-PL była niska. Tym samym jedna z czterech hipotez szczegółowych została obalona.

Tab. 16 Wskaźniki określające siłę korelacji między TIS-PL i FMA-LE-PL.

	FMA-LE-PL		Interpretacja trafności	Weryfikacja hipotezy
	R	P		
Całościowy wynik TIS-PL	0,756	< 0,001	wysoka	Hipoteza 5: potwierdzona
Stacyczna stabilność w siedzeniu	0,394	< 0,001	niska	Hipoteza 6: obalona
Dynamiczna stabilność w siedzeniu	0,688	< 0,001	wysoka	Hipoteza 7: potwierdzona
Koordynacja	0,697	< 0,001	wysoka	Hipoteza 8: potwierdzona

TIS-PL, Skala niesprawności tułowia. FMA-LE-PL, Ocena sprawności sensomotorycznej kończyny dolnej za pomocą skali Fugl-Meyer. R, współczynnik korelacji rang Spearmana. P, wartość prawdopodobieństwa testowego.

Na podstawie wyników analizy hipotez wykazano, że TIS-PL charakteryzuje się umiarkowaną trafnością teoretyczną, ponieważ 25% z wszystkich wymaganych hipotez szczegółowych zostało odrzuconych.

Trafność strukturalna została poddana analizie za pomocą confirmacyjnej analizy czynnikowej (CFA). W przypadku *Skali niesprawności tułowia* obliczenia statystyczne były niemożliwe ze względu na brak wariacji zmiennych.

4.4.3 *Efekt „podłogowy i sufitowy”*

W przypadku TIS-PL został wykryty efekt sufitowy, ponieważ 46% osób po udarze mózgu uzyskało wynik w skali punktacji, który był równy lub przekroczył górną granicę pomiarową. Nie został odnotowany efekt podłogowy, ponieważ żadna z badanych osób nie uzyskała wyniku równego lub niższego od dolnej granicy pomiarowej.

4.5 Właściwości psychometryczne ARAT-PL

4.5.1 Rzetelność

Uzyskane wartości współczynnika alpha - Cronbacha wykazały, że zarówno dla wyników uzyskanych wskutek całościowej oceny jak i uzyskanych w poszczególnych podtestach ARAT-PL, spójność wewnętrzna była doskonała (Tab. 17-21). Ponadto wartość współczynnika prawie w ogóle się nie obniżyła się podczas usuwania z analizy kolejnych zadań zarówno w całym teście jak i podtestach.

Tab. 17. Wartości współczynnika zgodności wewnętrznej dla całego ARAT-PL.

Rodzaj zadania	Alpha - Cronbacha, po usunięciu konkretnego zadania (n=80)
Cały test	0,992
Drewniany klocek, sześcián, 10 cm	0,991
Drewniany klocek, sześcián, 2,5 cm	0,992
Drewniany klocek, sześcián, 5 cm	0,991
Drewniany klocek, sześcián, 7,5 cm	0,991
Piłka (krykietowa), średnica 7,5 cm	0,991
Kamień 10 x 2,5 x 1 cm	0,991
Przelenie wody ze szklanki do szklanki	0,992
Rurka, średnica 2,25 cm	0,991
Rurka, wymiary 1 x 16 cm	0,991
Podkładka (średnica 3,5 cm) na śrubę	0,992
Metalowa kulka, 6 mm, palec serdeczny i kciuk	0,993
Szklana kulka, 1,5 cm, palec wskazujący i kciuk	0,992
Metalowa kulka, palec środkowy i kciuk	0,992
Metalowa kulka, palec wskazujący i kciuk	0,992
Szklana kulka, palec serdeczny i kciuk	0,992
Szklana kulka, palec środkowy i kciuk	0,992
Umieszczenie ręki za głową	0,992
Umieszczenie ręki na szczycie głowy	0,992
Dotknięcie ręką ust	0,992

ARAT-PL, Test badający czynność kończyny górnej.

Tab. 18. Wartości współczynnika zgodności wewnętrznej dla podtestu ARAT-PL

Rodzaj zadania	Alpha - Cronbacha po usunięciu konkretnego zadania (n=80)
Drewniany klocek, sześcián, 10 cm	0,995
Drewniany klocek, sześcián, 2,5 cm	0,995
Drewniany klocek, sześcián, 5 cm	0,994
Drewniany klocek, sześcián, 7,5 cm	0,993
Piłka (krykietowa), średnica 7,5 cm	0,995
Kamień 10 x 2,5 x 1 cm	0,994
Cały podtest	0,995

Tab. 19. Wartości współczynnika zgodności wewnętrznej dla podtestu ARAT-PL

Rodzaj zadania	Alpha - Cronbacha, po usunięciu konkretnego zadania (n=80)
Przelanie wody ze szklanki do szklanki	0,982
Rurka, średnica 2,25 cm	0,983
Rurka, wymiary 1 x 16 cm	0,977
Podkładka (średnica 3,5 cm) na śrubę	0,984
Cały podtest	0,986

Tab. 20. Wartości współczynnika zgodności wewnętrznej dla podtestu ARAT-PL

Rodzaj zadania	Alpha - Cronbacha, po usunięciu konkretnego zadania (n=80)
Metalowa kulka, 6 mm, palec serdeczny i kciuk	0,988
Szklana kulka, 1,5 cm, palec wskazujący i kciuk	0,975
Metalowa kulka, palec środkowy i kciuk	0,975
Metalowa kulka, palec wskazujący i kciuk	0,973
Szklana kulka, palec serdeczny i kciuk	0,973
Szklana kulka, palec środkowy i kciuk	0,973
Cały podtest	0,979

Tab. 21. Wartości współczynnika zgodności wewnętrznej dla podtestu ARAT-PL

Rodzaj zadania	Alpha - Cronbacha, po usunięciu konkretnego zadania (n=80)
Umieszczenie ręki za głową	0,989
Umieszczenie ręki na szczycie głowy	0,984
Dotknięcie ręką ust	0,993
Cały podtest	0,993

Wyliczona za pomocą współczynnika kappa i zgodności procentowej rzetelność pomiarowa uzyskana po zastosowaniu metod testu powtórnego oraz ocen zgodności pomiarowej między oceniającymi mieściły się w przedziale odpowiednio od 0,94 do 1 oraz od 0,85 do 1 (Tab. 22). Dla pierwszej i drugiej metody oznacza to doskonałą rzetelność pomiarową. Wszystkie uzyskane wartości zgodności procentowej przekraczały wartość 95%.

Tab. 22. Wartości współczynnika kappa oraz zgodności procentowej uzyskane podczas oceny metody testu powtórnego oraz oceny zgodności pomiarowej pomiędzy oceniającymi (n=80).

Zadanie	Test powtórnny		Ocena zgodności pomiarowej	
	κ	PA	κ	PA
<i>Chwyt prosty</i>				
Drewniany klocek, sześcián, 10 cm	0,98	98,75%	1,00	100%
Drewniany klocek, sześcián, 2,5 cm	0,98	98,75%	0,98	98,75%
Drewniany klocek, sześcián, 5 cm	0,98	98,75%	1,00	100%
Drewniany klocek, sześcián, 7,5 cm	0,98	98,75%	1,00	100%
Piłka (krykietowa), średnica 7,5 cm	1,00	100%	0,95	97,50%
Kamień 10 x 2,5 x 1 cm	1,00	100%	1,00	100%
<i>Chwyt precyzyjny</i>				
Przelanie wody ze szklanki do szklanki	1,00	100%	1,00	100%
Rurka, średnica 2,25 cm	0,98	98,75%	0,93	96,25%
Rurka, wymiary 1 x 16 cm	0,98	98,75%	0,98	98,75%
Podkładka (średnica 3,5 cm) na śrubę	1,00	100%	1,00	100%
<i>Chwyt szczypcowy</i>				
Metalowa kulka, 6 mm, palec serdeczny i kciuk	0,96	97,50%	1,00	100%
Szklana kulka, 1,5 cm, palec wskazujący i kciuk	0,98	98,75%	0,93	96,25%
Metalowa kulka, palec środkowy i kciuk	1,00	100%	0,96	97,50%
Metalowa kulka, palec wskazujący i kciuk	0,94	96,25%	0,98	98,75%
Szklana kulka, palec serdeczny i kciuk	1,00	100%	1,00	100%
Szklana kulka, palec środkowy i kciuk	0,98	98,75%	1,00	100%
<i>Ruch globalny</i>				
Umieszczenie ręki za głową	1,00	100%	0,97	98,75%
Umieszczenie ręki na szczycie głowy	1,00	100%	0,97	98,75%
Dotknięcie ręką ust	1,00	100%	0,85	95%

K, współczynnik kappa. PA, zgodność procentowa.

Na podstawie obliczonych współczynników korelacji ICC wykazano, że ARAT-PL charakteryzował się doskonałą rzetelnością pomiarową zarówno dla metody testu powtórnego jak i dla oceny zgodności pomiarowej (Tab. 23-24). Dla obu metod uzyskane wartości SEM i MDC stanowiły bardzo niewielki odsetek punktacji uzyskiwanej w całym teście i podtestach.

Tab. 23. Rzetelność metody ponownego testu, n=80.

Podtest (zakres pkt)	Dolny CI (95%)	ICC	Górny CI (95%)	SEM (pkt)	MDC (pkt)
Całościowy ARAT-PL (0-57)	0,999	0,999	0,999	0,415	1,149
Chwył prosty (0-18)	0,998	0,999	0,999	0,224	0,619
Chwył precyzyjny (0-12)	0,999	0,999	0,999	0,112	0,309
Chwył szczypcowy (0-18)	0,999	0,999	0,999	0,185	0,514
Ruch globalny (0-9)	1,000	1,000	1,000	0,000	0,000

ARAT-PL, Test badający czynność kończyny górnej. CI, przedział ufności. ICC, współczynnik korelacji wewnątrzklasowej. SEM, standardowy błąd pomiarowy. MDC, minimalna wykrywalna zmiana.

Tab. 24. Rzetelność metody oceny zgodności pomiarowej, n=80.

Podtest (zakres pkt)	Dolny CI (95%)	ICC	Górny CI (95%)	SEM (pkt)	MDC (pkt)
Całościowy ARAT-PL (0-57)	0,999	0,999	0,999	0,316	0,876
Chwył prosty (0-18)	0,999	0,999	0,999	0,097	0,268
Chwył precyzyjny (0-12)	0,998	0,999	0,999	0,137	0,379
Chwył szczypcowy (0-18)	0,999	0,999	0,999	0,112	0,309
Ruch globalny (0-9)	0,996	0,997	0,998	0,158	0,438

ARAT-PL, Test badający czynność kończyny górnej. CI, przedział ufności. ICC, współczynnik korelacji wewnątrzklasowej. SEM, standardowy błąd pomiarowy. MDC, minimalna wykrywalna zmiana.

W pracy została również oceniona kończyzna górna pośrednio zajęta u badanych, jednak wyniki były zbliżone bądź równe wartościom maksymalnym skali ARAT-PL, dlatego nie zostały poddane głębszej analizie statystycznej.

4.5.2 Trafność

Na podstawie wyliczonych wartości współczynnika rang Spearmana w pracy została wykryta wysoka korelacja między całościowym wynikiem ARAT-PL i wszystkimi wynikami podtestów oraz całościowym wynikiem FMA-UE-PL (Tab. 25). Tym samym wszystkie hipotezy szczegółowe zostały potwierdzone.

Tab. 25. Wskaźniki określające siłę korelacji między ARAT-PL i FMA-UE-PL.

	FMA-UE-PL		Interpretacja trafności	Weryfikacja hipotezy
	R	P		
Całościowy wynik ARAT-PL	0,802	<0,001	wysoka	Hipoteza 9: potwierdzona
Chwyt prosty	0,821	<0,001	wysoka	Hipoteza 10: potwierdzona
Chwyt precyzyjny	0,799	<0,001	wysoka	Hipoteza 11: potwierdzona
Chwyt szczypcowy	0,796	<0,001	wysoka	Hipoteza 12: potwierdzona
Ruch globalny	0,699	<0,001	wysoka	Hipoteza 13: potwierdzona

ARAT-PL, Test badający czynność kończyny górnej. FMA-UE-PL, Ocena sprawności sensomotorycznej kończyny górnej za pomocą skali Fugl-Meyer. R, współczynnik korelacji rang Spearmana. P, wartość prawdopodobieństwa testowego.

Na podstawie wyliczonych wartości współczynnika rang Spearmana w pracy została wykryta średnia korelacja między całościowym wynikiem ARAT-PL, wynikiem podtestu Chwyt prosty, Chwyt precyzyjny i Ruch globalny oraz całościowym wynikiem FMA-LE-PL (Tab. 26). Jedynie korelacja między podtestem Chwyt szczypcowy ARAT-PL i całościowym wynikiem FMA-LE-PL była niska. Tym samym tylko jedna z czterech hipotez szczegółowych została potwierdzona.

Tab. 26. Wskaźniki określające siłę korelacji między ARAT-PL i FMA-LE-PL.

	FMA-LE-PL		Interpretacja trafności	Weryfikacja hipotezy
	R	P		
Całościowy wynik ARAT-PL	0,513	< 0,001	średnia	Hipoteza 14: obalona
Chwyt prosty	0,617	< 0,001	średnia	Hipoteza 15: obalona
Chwyt precyzyjny	0,578	< 0,001	średnia	Hipoteza 16: obalona
Chwyt szczypcowy	0,497	< 0,001	niska	Hipoteza 17: potwierdzona
Ruch globalny	0,534	< 0,001	średnia	Hipoteza 14: obalona

ARAT-PL, Test badający czynność kończyny górnej. FMA-LE-PL, Ocena sprawności sensomotorycznej kończyny dolnej za pomocą skali Fugl-Meyer. R, współczynnik korelacji rang Spearmana. P, wartość prawdopodobieństwa testowego.

Na podstawie wyników analizy hipotez wykazano, że ARAT-PL charakteryzuje się umiarkowaną trafnością teoretyczną, ponieważ 40% z wszystkich wymaganych hipotez szczegółowych zostało odrzuconych.

Trafność strukturalna została określona za pomocą confirmacyjnej analizy czynnikowej (CFA). Oszacowane wyniki dotyczą jedno, dwu, trzy i czteroczynnikowej analizy podtestów i całego narzędzia (Tab. 27). Niezależnie od doboru zadań w ramach analizowanych czynników, nie zostały spełnione kryteria dobrego dopasowania, które zostały przedstawione w ostatnim wersie tabeli.

Tab. 27. Analiza wyników CFA dla ARAT-PL

ARAT-PL (n=80)	P	CFI	TLI	RMSEA (90% CI)
1_1				
1 czynnik: wyniki dla wszystkich podtestów łącznie	<0,001	0,642	0,597	0,391(0,376-0,407)
2 czynniki: wynik podtestu Ruch globalny i reszty podtestów łącznie	<0,001	0,702	0,663	0,358(343-0,373)
3 czynniki: wynik podtestu Ruch globalny, Chwył szczypcowy i reszty podtestów łącznie	<0,001	0,775	0,741	0,314 (0,298-0,329)
4 czynniki: wynik dla wszystkich podtestów osobno	<0,001	0,793	0,757	0,304 (0,288-0,320)
Kryterium dobrego dopasowania		> 0,90	> 0,90	< 0,08

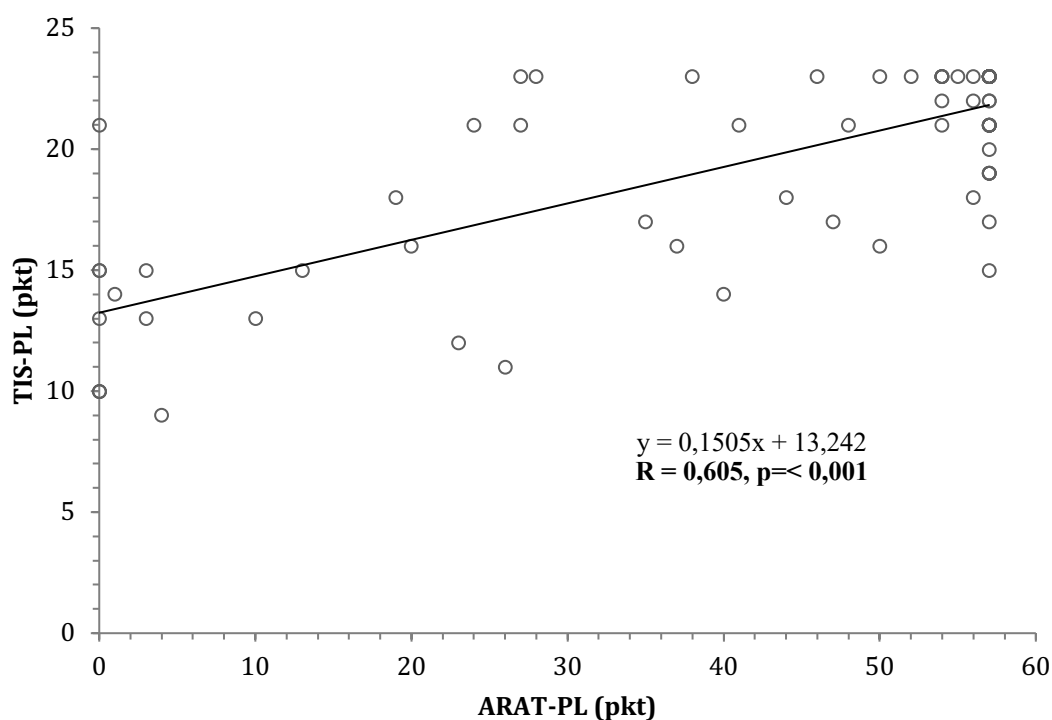
ARAT-PL, Test badający czynność kończyny górnej. P, wartość prawdopodobieństwa testowego. CFI, Confirmatory Fit Index (analiza ścieżek). TLI, Tucker-Lewis Index (modelowanie równań strukturalnych). RMSEA, Root mean square error of approximation (wskaźnik dopasowania modelu).

4.5.3 *Efekt podłogowy i sufitowy*

W przypadku ARAT-PL został wykryty efekt sufitowy, ponieważ 59% osób po udarze mózgu uzyskało wynik w skali punktacji, który był równy lub przekroczył górną granicę pomiarową. Nie został odnotowany efekt podłogowy, ponieważ 12,5% z badanych osób uzyskało wynik równy lub niższy od dolnej granicy pomiarowej.

4.6 Zależność między wynikiem oceny sprawności tułowia a wynikiem oceny czynności kończyny górnej.

Na podstawie wyników współczynnika korelacji rang Spearmana wykazano istotny związek pomiędzy sprawnością tułowia, a funkcją i zręcznością kończyny górnej ocenianą za pomocą TIS-PL oraz ARAT-PL. Ponadto została wykazana niska korelacja pomiędzy wynikami podtestu Stabilność statyczna w siedzeniu TIS-PL a wszystkimi wynikami podtestów ARAT-PL. Uzyskana została również wysoka korelacja dla związków między podtestem Dynamiczna stabilność w siedzeniu TIS-PL a podtestami Chwył prosty, Chwył precyzyjny oraz Ruch globalny ARAT-PL. Dla innych związków pomiędzy poszczególnymi testami i podtestami TIS-PL i ARAT-PL została uzyskana umiarkowana korelacja (Ryc. 6, Tab. 28).



Ryc. 6. Związek między wynikami ocen narzędzi TIS-PL i ARAT-PL zebranych wśród osób testowanych. TIS-PL, Skala niesprawności tułowia. ARAT-PL, Test badającego czynność kończyny górnej.

Tab. 28. Wskaźniki korelacji między wynikami całościowymi oraz wynikami uzyskanymi dla poszczególnych podtestów ARAT-PL oraz TIS-PL.

ARAT-PL	TIS-PL	R	P
Chwyt prosty	Stabilność statyczna w siedzeniu	0,425	0,001
Chwyt prosty	Dynamiczna stabilność w siedzeniu	0,749	< 0,001
Chwyt prosty	Koordinacja	0,567	< 0,001
Chwyt prosty	Całościowy wynik TIS-PL	0,677	< 0,001
Chwyt precyzyjny	Stabilność statyczna w siedzeniu	0,403	0,026
Chwyt precyzyjny	Dynamiczna stabilność w siedzeniu	0,733	< 0,001
Chwyt precyzyjny	Koordinacja	0,519	< 0,001
Chwyt precyzyjny	Całościowy wynik TIS-PL	0,628	< 0,001
Chwyt szczypcowy	Stabilność statyczna w siedzeniu	0,376	0,020
Chwyt szczypcowy	Dynamiczna stabilność w siedzeniu	0,662	< 0,001
Chwyt szczypcowy	Koordinacja	0,499	< 0,001
Chwyt szczypcowy	Całościowy wynik TIS-PL	0,598	< 0,001
Ruch globalny	Stabilność statyczna w siedzeniu	0,466	0,001
Ruch globalny	Dynamiczna stabilność w siedzeniu	0,718	< 0,001
Ruch globalny	Koordinacja	0,543	< 0,001
Ruch globalny	Całościowy wynik TIS-PL	0,651	< 0,001
Całościowy wynik ARAT-PL	Stabilność statyczna w siedzeniu	0,398	0,012
Całościowy wynik ARAT-PL	Dynamiczna stabilność w siedzeniu	0,675	< 0,001
Całościowy wynik ARAT-PL	Koordinacja	0,504	< 0,001

ARAT-PL, Test badający czynność kończyny górnej. TIS-PL, Skala niesprawności tułowia. R, współczynnik korelacji rang Spearmana. P, wartość prawdopodobieństwa testowego.

5 DYSKUSJA

Celem pracy było zaadaptowanie do polskich warunków kulturowych oraz zweryfikowanie, czy polskie wersje ARAT-PL i TIS-PL są rzetelnymi oraz trafnymi instrumentami pomiarowymi. W efekcie zostały stworzone polskie wersje tych narzędzi badawczych, którym nadano nazwę *Test badający czynność kończyny górnej i Skala niesprawności tułowia*. Wyniki własne potwierdziły, że zarówno TIS-PL jak i ARAT-PL są odpowiednio zaadaptowanymi kulturowo instrumentami badawczymi. Ponadto w pracy wykazano, że TIS-PL charakteryzuje się wysoką spójnością wewnętrzną i doskonałą bądź umiarkowaną rzetelnością pomiarową. Natomiast ARAT-PL cechuje się wysoką spójnością wewnętrzną i rzetelnością pomiarową. Na podstawie wyników analizy hipotez wykazano, że oba narzędzia badawcze cechują się umiarkowaną trafnością teoretyczną.

Adaptacja kulturowa TIS-PL i ARAT-PL

Pierwszym etapem niniejszego projektu doktorskiego było przetłumaczenie oryginalnych narzędzi ARAT i TIS na język polski oraz przeprowadzenie złożonego procesu, jakim jest adaptacja kulturowa. Tłumaczenie powinno być wykonane w wystandaryzowany sposób i pieczołowicie weryfikować pod względem kulturowym i językowym każde sformułowanie zawarte w wersji oryginalnej. Ma to na celu zapewnienie jak najlepszej równoważności znaczeniowej oraz odpowiedniej zgodności w zakresie rozumienia i interpretacji źródłowej i nowopowstałej wersji narzędzia badawczego. Jeśli chodzi o TIS, to w literaturze światowej można znaleźć kilka opublikowanych prac w których opisany został proces tłumaczenia. Natomiast wyniki adaptacji kulturowej poszczególnych słów lub zwrotów zostały pominięte lub nie zostały przedstawione (Castellasi i wsp. 2009, Cabanas-Valdés i wsp. 2016, Lombardi i wsp. 2017, Sağ 2018). Jedynie w wersji norweskiej można odnaleźć cały proces adaptacji kulturowo-językowej. Zmiany dokonane w tym procesie ograniczyły się głównie do podtestu o nazwie Koordynacja skali TIS i dotyczyły rozumienia słowa „should” (powinien). W pracy zaproponowano, aby zastąpić je słowem „ought to”, bądź „must” (Gjelsvik i wsp. 2012). W niniejszej pracy proces adaptacji kulturowej został przeprowadzony w sposób bardzo szczegółowy. Jeśli chodzi o równoważność semantyczną to dokonano szeregu dostosowań. Przykładowo zastąpiono zastosowany

w języku angielskim zwrot „pozycja początkowa” [ang. „starting position”], zwrotem w języku polskim „pozycja wyjściowa” [ang. „initial position”]. Ponadto została zweryfikowana również równoważność idiomatyczna, która odnosi się do wyrażen potocznych i kolokwializmów, stosowanych podczas komunikowania się w danej społeczności. Na przykład w przypadku TIS, w języku angielskim użyto wyrażenia krzyżować nogę na nodze [ang. „crosses”]. W tym wypadku w języku polskim zastąpiono to wyrażenie słowem „zakładać” [ang. „put on”]. W pracy oceniono również równoważność konceptualną. Pozwala ona na zweryfikowanie, czy słowa obecne w instrumencie źródłowym mają różne znaczenie pojęciowe. W tym przypadku zostały zastosowane drobne zmiany, które dotyczyły głównie nazw testów i podtestów. Przykładem może być zmiana słowa „dysfunkcja”, które obecne było w pierwszym tłumaczeniu tytułu TIS jako „Skala dysfunkcji tułowia” na „niesprawność”, które aktualnie w Polsce jest uznawane jako słowo lepiej opisujące zaburzenie.

Do tej pory nie zostało przedstawionych w literaturze zbyt wiele rzetelnych procesów tłumaczenia i kulturowej adaptacji skali ARAT. Wśród niewielu opublikowanych prac można odnaleźć wersję szwedzką (Nordin i wsp. 2014), chińską (Zhao i wsp. 2019) oraz chilijską (Doussoulin i wsp. 2012). Jednakże najprawdopodobniej polskie międzykulturowe tłumaczenie i adaptacja jest jednym z pierwszych, które zostało wykonane stosując tak restrykcyjne zasady metodologiczne regulujące ten proces. W przypadku adaptacji ARAT-PL w doktoracie dokonano najwięcej zmian niezbędnych do uzyskania równoważności semantycznej z oryginalnym narzędziem badawczym. Zdania i słowa zostały bardzo dokładnie przeanalizowane i przetłumaczone z zachowaniem ich oryginalnego znaczenia. Przykładowo angielski zwrot „*upper extremity*” został przetłumaczony jako „kończyna górna”, wyraz „*movement*” jako „ruch”, czy wyraz „*finger*” jako „palec”. W celu uzyskania równoważności idiomatycznej w pracy dostosowano kolokwializmy występujące w języku angielskim do języka polskiego. Na przykład zwrot „3rd finger”, który powinien oryginalnie być przetłumaczony jako „trzeci palec”, został przetłumaczony na język polski jako „serdeczny palec”, ponieważ w języku potocznym takiego zwrotu się używa. Równoważności konceptualna została uzyskana na przykład poprzez zmianę oryginalnego tłumaczenia tytułu z: „Test czynnego badania kończyny” na „Test badający czynność kończyny górnej”. W celu określenia równoważności empirycznej sprawdzono, czy opisane w źródłowym teście zwyczajnie charakterystyczne dla danego społeczeństwa mają swoje odzwierciedlenie w kulturze społeczeństwa,

dla którego została przygotowana zaadaptowana wersja narzędzia. W badaniach własnych nie odnaleziono żadnych nieścisłości dotyczących tego rodzaju równoważności. Dzięki podjętemu wysiłkowi została stworzona oficjalna wersja ARAT-PL, która jest przygotowana do szerokiego stosowania klinicznego jak i naukowego w Polsce i na świecie.

Rzetelność TIS-PL i ARAT-PL

W piśmiennictwie światowym można znaleźć wiele prac badających właściwości psychometryczne obu źródłowych wersji badanych narzędzi pomiarowych (Lyle 1981, Wagenaar i wsp. 1990, Hsieh i wsp. 1998, Van der Lee i wsp. 2001, Hsueh i Hsieh 2002, Verheyden i wsp. 2004, Platz i wsp. 2005, Verheyden i wsp. 2007, Seo i wsp. 2008, Yozbatiran i wsp. 2008, Castellasi i wsp. 2009, Nijland i wsp. 2010, Gjelsvik i wsp. 2012, Page i wsp. 2012, Cabanas-Valdés i wsp. 2016, Lombardi i wsp. 2017, Monticone i wsp. 2019, Sağ 2018.). W niniejszej pracy wykazano, że cała skala TIS-PL, jak i jej poszczególne podtesty, cechują się doskonałą rzetelnością dla pomiarów uzyskanych metodą testu powtórnego. Podobne rezultaty zostały uzyskane w piśmiennictwie międzynarodowym. Verheyden i wsp. (2004) oraz Sağ i wsp. (2018) wykazali w swoich pracach na podstawie współczynnika korelacji wewnątrzklasowej, że TIS charakteryzuje się doskonałą rzetelnością pomiarową określoną metodą ponownego testu. Podobne wyniki zostały uzyskane biorąc pod uwagę wartości współczynnika kappa i korelacji wewnątrzklasowej, które mieściły się w przedziale od 0,77 do 0,98 (Seo i wsp. 2008, Cabanas-Valdés i wsp. 2016, Lombardi i ws 2017).

W niniejszej pracy wykazano, że TIS-PL charakteryzował się doskonałą rzetelnością pomiarową określaną metodą oceny zgodności pomiarowej między oceniającymi. Wyjątek stanowiły jego trzy składowe zadania. W przypadku dwóch z nich rzetelność była na umiarkowanym poziomie, a w przypadku jednego na dobrym poziomie. Rzetelność oryginalnej wersji TIS oszacowana za pomocą metody oceny zgodności pomiarowej na podstawie wartości współczynnika korelacji wewnątrzklasowej oraz kappa była doskonała (Verheyden i wsp. 2004). Wyniki uzyskane w innych pracach są zróżnicowane, gdyż obliczone wartości współczynników korelacji wewnątrzklasowej oraz kappa mieściły się w przedziale od 0,49 do 0,99 (Lombardi i wsp. 2017, Seo i wsp. 2008, Cabanas-Valdés i wsp. 2016).

W niniejszej pracy wykazano na podstawie wartości współczynnika kappa, że rzetelność była niemalże doskonała, a zgodność procentowa dotycząca wyników uzyskanych metodą zgodności pomiarowej między oceniającymi była na poziomie ≥ 0.90 . W związku z powyższym wyniki zaprezentowane w pracy świadczą o doskonałej rzetelności TIS-PL, które są porównywalne z oryginalnym narzędziem. Ponadto zaprezentowane dane wydają się być wiarygodniejsze w porównaniu z uzyskanymi w innych pracach, w których badane próby były znacząco mniejsze.

Na podstawie uzyskanych wartości współczynników kappa oraz korelacji wewnątrzklasowej, w doktoracie wykazano, że zarówno cały test ARAT-PL jak i jego podtesty charakteryzują się doskonałą rzetelnością dla pomiarów uzyskanych metodą testu powtórnego oraz oceny zgodności pomiarowej. Rezultaty pracy są zgodne z aktualnymi publikacjami, w których obliczony współczynnik korelacji wewnątrzklasowej mieścił się w przedziale od 0,98 do 0,99 dla pomiarów uzyskanych metodą oceny zgodności pomiarowej (Hsieh i wsp. 1998, Van der Lee i wsp. 2001) oraz testu powtórnego (Lin i wsp. 2009) u pacjentów z hemiplegią. Podobnie biorąc pod uwagę wyniki uzyskane w poszczególnych podtestach ARAT-PL uzyskana została prawie doskonała zgodność dla obu metod na podstawie wartości współczynnika kappa Cohena i zgodności procentowej ($\geq 0,90$). Wyniki zaprezentowane w pracy są wyższe niż można odnaleźć w innych pracach naukowych, gdzie zgodność procentowa była oszacowana na poziomie ≥ 70 (Nordin i wsp. 2014). W związku z powyższym ARAT-PL cechuje się doskonałą rzetelnością pomiarową, która jest porównywalna z oszacowaną dla oryginalnego instrumentu pomiarowego.

Spójność wewnętrzna TIS-PL i ARAT-PL

Za wyjątkiem wyniku uzyskanego dla jednego podtestu, TIS-PL charakteryzował się doskonałą spójnością wewnętrzną. Współczynnik Alfa Cronbacha wyliczony dla wyników podtestów o nazwie Dynamiczna równowaga w siedzeniu, Koordynacja, jak i całkowitego wyniku TIS-PL przyjmował odpowiednio wartość 0,85, 0,91 i 0,89. Wyniki te są podobne i porównywalne z innymi badaniami, wykazującymi spójność wewnętrzną ocenianą na podstawie współczynnika Alfa Cronbacha w zakresie 0,61-0,97 (Verheyden i wsp. 2004, Seo i wsp. 2008, Cabanas-Valdés i wsp. 2016, Lombardi i wsp. 2017). Wydaje się więc, że polska wersja TIS-PL została dobrze przetłumaczona i ma porównywalną zgodność wewnętrzną do oryginalnej wersji skali.

Co więcej, dla podtestu o nazwie Koordynacja, TIS-PL charakteryzował się jeszcze większą spójnością wewnętrzną niż oryginalne narzędzie.

Wyliczona wartość wskaźnika alpha - Cronbacha wyniosła 0,99 dla wyników uzyskanych dla całego ARAT-PL. W przypadku poszczególnych podtestów wartości te również były na bardzo wysokim poziomie i mieściły się w zakresie od 0,97 do 0,99. Oznacza to, że ARAT-PL cechuje się doskonałą spójnością wewnętrzną. Uzyskane wyniki są zgodne z uzyskanymi we wcześniejszych badaniach wykonanych wśród pacjentów z podoстрыm i przewlekłym udarem mózgu, w których również wykazano, że oryginalna wersja ARAT cechuje się doskonałą spójnością wewnętrzną. W pracach tych obliczone wartości wskaźnika alpha - Cronbacha były $\geq 0,98$ (Van der Lee i wsp. 2001, Nijland i wsp. 2010). Ponadto, bardzo podobne rezultaty zostały zaprezentowane w pracy walidującej chińską wersję ARAT, gdzie wartość współczynnika alpha - Cronbacha, wyniosła również 0,98 (Zhao i wsp. 2019). Badania własne dowiodły, że poszczególne zadania ruchowe zawarte w skali ARAT-PL zostały poprawnie przetłumaczone na język polski oraz ostateczna wersja ARAT-PL jest wysoce zbieżna z oryginalną skalą oraz z innymi zagranicznymi adaptacjami.

Minimalna wykrywalna zmiana oraz standardowy błąd pomiarowy TIS-PL i ARAT-PL

W pracy zostały określone wartości minimalnej wykrywalnej zmiany oraz błędu pomiarowego dla TIS-PL. W przypadku obliczeń dokonanych za pomocą metody oceny zgodności pomiarowej, wartości SEM i MDC wyniosły odpowiednio 0,27 oraz 0,74 punktu pomiarowego. W przypadku obliczeń dokonanych metodą testu powtórnego wartości te były jeszcze niższe i wynosiły odpowiednio 0,17 i 0,46 punktu pomiarowego. Obliczone wartości były niższe niż odnalezione w literaturze. W przypadku źródłowej wersji skali TIS (Verheyden i wsp. 2004), wyliczony SEM miał wartość 1,84 punktu pomiarowego dla pomiarów dokonanych metodą oceny zgodności pomiarowej i 3,68 punktu pomiarowego dla pomiarów dokonanych metodą testu powtórnego. Doniesienia innych autorów wykazały, że obliczony SEM przyjmował wartość 1,64 oraz 0,46 punktu pomiarowego odpowiednio dla pomiarów wykonywanych metodą oceny zgodności pomiarowej i testu powtórnego (Lombardi i wsp. 2017). MDC została obliczona wyłącznie dla włoskiej wersji TIS i wyniosła 4,55 oraz 1,29 punktu pomiarowego odpowiednio dla pomiarów wykonywanych metodą oceny zgodności pomiarowej i testu powtórnego (Lombardi i wsp. 2017). Wyniki

uzyskane w niniejszej pracy pokazują, że TIS-PL jest czułym narzędziem badawczym, dzięki któremu można będzie monitorować nawet niewielkie zmiany w sprawności kontroli posturalnej tułowia u osób po udarze mózgu spowodowane procesami terapeutycznymi, bądź naturalnym procesem zdrowienia. Niezależnie, czy pomiary będą dokonywane powtórnie przez tego samego oceniającego, czy też przez dwóch różnych oceniających.

W pracy określone zostały wartości błędu pomiarowego oraz minimalnej wykrywalnej zmiany, które wyniosły kolejno 0,34 oraz 0,93 punktu pomiarowego dla procedury oceny zgodności pomiarowej oraz 0,48 i 1,33 punktu pomiarowego dla metody testu powtórnego. Powyższe wartości liczbowe były niższe w porównaniu z opublikowanymi we wcześniejszych artykułach naukowych. W innych badaniach wykonanych na pacjentach po przebytych udarze mózgu obliczone dla metody testu powtórnego wartości błędu pomiarowego, jak i minimalnej wykrywalnej zmiany wynosiły odpowiednio 1,3 oraz 3,5 punktu pomiarowego (Simpson i Eng 2013). W kolejnych publikacjach dotyczących skali ARAT obliczone wartości MDC i SEM wyniosły odpowiednio 13,1 oraz 3,5 punktu pomiarowego (Lin i wsp. 2009). Wyniki sugerują, że ARAT-PL może wykrywać całkiem niewielkie zmiany u pacjentów z udarem mózgu, zarówno podczas oceny dokonywanej wielokrotnie przez tego samego oceniającego, jak i pomiarów wykonywanych przez dwóch różnych oceniających.

Trafność teoretyczna TIS-PL oraz ARAT-PL

W pracy dokonano oceny trafności teoretycznej TIS-PL, którą oszacowano na podstawie korelacji wyników całościowych i poszczególnych podtestów składających się na TIS-PL z wynikami całościowymi i podtestów FMA-UE-PL i FMA-LE-PL. Podczas dobierania narzędzi pomiarowych do oszacowania trafności kierowano się wiedzą na temat związków jakie występują między kontrolą posturalną tułowia i sprawnością funkcjonalną kończyny u osób po udarze mózgu (Duncan i wsp. 1994, Verheyden i Nieuwboer i wsp. 2008, Robertson i Roby-Brami 2011, Likhi i wsp. 2013 Wee i wsp. 2015, Lee i wsp. 2015, Shumway-Cook i wsp. 2017, Dell'Uomo i wsp. 2017), jak również dostępnością na rynku polskim zaadaptowanych i zwalidowanych instrumentów badawczych. Niestety z tego powodu nie mogło być użyte inne narzędzie bezpośrednio dedykowane do oceny kontroli posturalnej tułowia.

Przedstawione w pracy wyniki wykazały wysoką korelację między całościowymi wynikami wszystkich trzech narzędzi ($R = 0,71$ i $0,76$). Odmienne wyniki uzyskano dla poszczególnych podtestów. Korelacje między wynikami podtestów TIS-PL a FMA-UE-PL były niskie, umiarkowane i wysokie, a wartości współczynnika korelacji rang Spearmana mieściły się w przedziale od $0,42$ do $0,72$. Nieco niższa korelacja wystąpiła między wynikami uzyskanymi w podtestach TIS-PL i FMA-LE-PL, dla której wartości współczynnika korelacji rang Spearmana mieściły się w przedziale od $0,39$ do $0,69$. Zatem wykazano, że występuje podobny związek między stopniem kontroli posturalnej tułowia, a stopniem sprawności kończyny górnej i dolnej u osób po udarze mózgu. Po przeanalizowaniu wszystkich postawionych hipotez okazało się, że TIS-PL charakteryzuje się umiarkowaną trafnością teoretyczną. W przeszłości nie dokonano oceny związku między wynikami oceny za pomocą TIS i FMA. Trafność TIS była szacowana na podstawie korelacji z wynikami testu kontroli tułowia (TCT, Trunk Control Test, Verheyden i wsp. 2004, Fujiwara i wsp. 2004, Lombardi i wsp. 2017). We wszystkich przypadkach odnotowano wysoką korelację świadczącą o wysokiej trafności treściowej. Opublikowane wartości współczynnika rang Spearmana przyjmowały wartość $0,83$ (Verheyden i wsp. 2004), $0,81$ (Lombardi i wsp. 2017) i $0,91$ (Fujiwara i wsp. 2004). Jednak w żadnym z tych badań nie badano korelacji między poszczególnymi podtestami obu tych narzędzi pomiarowych, a jedynie między wynikami całościowymi. Ponadto liczebność próby była niższa, ponieważ w cytowanych pracach przebadano odpowiednio 29, 41 i 53 osób (Verheyden i wsp. 2004, Fujiwara i wsp. 2004, Lombardi i wsp. 2017).

W pracy została wykazana wysoka korelacja pomiędzy wynikiem całościowym testu i podtestu ARAT-PL i wynikami testu FMA-UE-PL u pacjentów po udarze mózgu. Obliczone wartości dla współczynnika korelacji rang Spearmana zawierały się w przedziale od $0,71$ do $0,83$. Na podstawie wyników analizy hipotez wykazano, że ARAT-PL charakteryzuje się umiarkowaną trafnością teoretyczną, ponieważ 40% z wszystkich wymaganych hipotez zostało odrzuconych. Powyższe rezultaty są zgodne z wynikami wcześniejszych prac, w których obliczony współczynnik korelacji rang Spearmana przyjmował wartość $0,77$, w przypadku badania wykonanego 72 godziny po przyjęciu pacjentów na oddział rehabilitacyjny oraz wartość $0,84$ w przypadku badania wykonanego 24 godziny przed wypisem pacjenta (Rabadi i Rabadi 2006). W innych badaniach wykonanych wśród pacjentów z przewlekłym stanem po udarze mózgu siła korelacji między ARAT oraz FMA-UE określona za pomocą

współczynnika rang Spearmana mieściła się w przedziale od 0,71 do 0,74 (Hsieh i wsp. 2009). Z drugiej strony w piśmiennictwie można również odnaleźć prace, w których uzyskano nieco wyższe wyniki korelacji niż w badaniach własnych. W badaniach De Weerd i Harrison (1985) obliczony współczynnik korelacji rang Spearmana dla związku między ARAT i FMA-UE wyniósł 0,91 po 2 tygodniach oraz 0,94 po 8 tygodniach od wystąpienia udaru mózgu. Wyższe wartości uzyskano również w badaniach Lin (Lin i wsp. 2009), w których współczynnik korelacji dla zależności między ARAT i FMA-UE przyjmował wartość 0,90, 0,90, 0,82 oraz 0,92 dla pomiarów wykonywanych 14, 30, 90 oraz 180 dni po udarze mózgu. Jednakże powyższe prace charakteryzowały się niską liczebnością badanych. Podobnie w pracy Wei i wsp. (2011) wartość współczynnika była wyższa ($R = 0,93$). Jednak w tym przypadku badane były osoby z przewlekłym udarem mózgu. Co więcej ocena była dokonywana przed oraz po rehabilitacji kończyny górnej z zastosowaniem treningu robotycznego. Wygląda na to, że jest wiele czynników takich jakich jak: (1) wielkość grupy badanej, (2) moment od wystąpienia udaru mózgu, w którym była dokonywana ocena, (3) rodzaj postępowania rehabilitacyjnego, które mogą w pewnym stopniu wpływać na siłę współzależności między ARAT i FMA-UE. Zarówno ARAT jak i FMA-UE oceniają stopień uszkodzenia kończyny górnej u osób po udarze mózgu. ARAT został zaprojektowany do wykrywania zaburzeń funkcjonalnych kończyny górnej, natomiast FMA zaburzeń czynnościowych w motoryce kończyny górnej. Zatem, wszystkie powyższe publikacje wspólnie potwierdzają, że ARAT może oceniać nie tylko sprawność funkcjonalną, ale pośrednio również niektóre pewne zaburzenia motoryczne występujące w kończynie górnej bezpośrednio zajętej po udarze mózgu. W porównaniu z FMA, ARAT charakteryzuje się zmyślnym systemem punktacji. Zarówno osoby z zaawansowaną jak i niewielką dysfunkcją kończyny górnej mogą od razu otrzymać minimalny lub maksymalny wynik w konkretnym zadaniu ruchowym. W każdej takiej sytuacji wykonanie dalszego testowania w ramach konkretnego podtestu jest już niepotrzebne. Taki sposób oceny znacznie skraca całościowy czas niezbędny do przetestowania pacjenta. Ponadto dużą zaletą ARAT jest zdolność do bardzo precyzyjnej oceny ruchów dłoni oraz wykazywanie specyficznych funkcjonalnych problemów w obrębie kończyny górnej, nawet jeśli pacjent prezentuje ogólnie dobry stan fizyczny. Badanie własne dowodzą, że ARAT jest odpowiednim narzędziem do oceny osób po umiarkowanym i rozległym udarze mózgu.

Trafność strukturalna TIS-PL oraz ARAT-PL

W niniejszym badaniu dokonano również czynnikowej analizy eksploracyjnej (CFE), za pomocą której można ocenić, czy dane narzędzie jest jednowymiarowe, czyli czy ocenia tę samą cechę (Veloza i Woodbury 2011). Zarówno dla TIS-PL jak i ARAT-PL w rozprawie doktorskiej nie zostały spełnione wymagane kryteria do określenia trafności strukturalnej. W jedynym dotychczas wykonanym badaniu na grupie 201 pacjentów po udarze mózgu (Gjelsvik i wsp. 2012), analizie czynnikowej zostały poddane wszystkie podtesty skali TIS. Wyniki uzyskane dla podtestu Statyczna stabilność w siedzeniu nie zostały uwzględnione w analizie z powodu zbyt dużej liczby osób (96%), która uzyskała maksymalny wynik. Dla pozostałych podtestów wyniki były zadowalające. W pracy wyznaczono sześć czynników. W podteście Dynamiczna stabilność w siedzeniu w skład pierwszego czynnika wchodziły zadania 1-3, w skład drugiego zadania 4-6, w skład trzeciego zadania 7-8, a w skład czwartego zadania 9-10. W podteście Koordynacja w skład piątego czynnika wchodziły zadania 1-2, a w skład szóstego zadania 3-4. Przy tak skonstruowanym modelu doboru zagadnień wykazano, że odpowiednie grupy zagadnień w TIS zostały dobrze dopasowane do teoretycznych założeń tego instrumentu pomiarowego.

Jeśli chodzi o ARAT, to dotychczas opublikowano zaledwie tylko kilka prac, w których przeprowadzono CFA. W jednej z prac zastosowano taki sam czteroczynnikowy model, jak w prezentowanej pracy (Grattan i wsp. 2019). W przypadku 1 czynnika, analizie poddano wyniki dla wszystkich podtestów łącznie. W przypadku 2 czynnika, wynik podtestu Ruch globalny i reszty podtestów łącznie. W przypadku 3 czynnika, wynik podtestu Ruch globalny, Chwyt szczypcowy i reszty podtestów łącznie i w przypadku 4 czynnika wynik dla wszystkich podtestów osobno. Wyniki wykazały, że przy tak skonstruowanym modelu, ARAT spełnia kryterium dopasowania (Grattan i wsp. 2019). Wyniki innych dostępnych badań również potwierdziły, że przy uwzględnieniu wszystkich 19 elementów składowych ARAT spełnia teoretyczne założenia jednowymiarowości (Chen i wsp. 2012, Koh i wsp. 2006, Van der Lee i wsp. 2002, Lyle 1981). Należy podkreślić, że jednym z czynników będących istotnym kryterium umożliwiającym prawidłową ocenę stopnia dopasowania jest liczebność grupy. W badaniach własnych była ona mniejsza niż w cytowanych pracach, w których przebadano odpowiednio 122, 191 oraz 351 pacjentów (Van der Lee i wsp. 2002, Koh i wsp. 2006, Chen i wsp. 2012, Grattan i wsp. 2019).

Efekt sufitowy i podłogowy

W pracy nie zaobserwowano efektu podłogowego zarówno dla TIS-PL jak i ARAT-PL. Odnotowany został jednak efekt sufitowy, który został zaobserwowany dla obu narzędzi badawczych. W związku z tym wykonywane w ramach oceny zadania dotyczące kontroli posturalnej tułowia dla dużego odsetka badanych były zbyt proste, aby wykryć zaburzenia kontroli tułowia u pacjentów z łagodnym udarem mózgu, którzy uzyskali znaczną poprawę po przebytych udarach mózgu. Jedynym podtestem Koordynacja charakteryzował się dużą zmiennością wyników niezależnie od tego w jakim okresie po udarze byli pacjenci. Wydaje się zatem, że TIS jest narzędziem badawczym, raczej przeznaczonym do oceny pacjentów z umiarkowanym i ciężkim stopniem udaru mózgu. Może to sugerować, że system punktacji TIS nie został dobrze zaprojektowany. Wyniki również wskazują na to, że duża liczba uczestników zdążyła już znacznie wyzdrowieć od momentu wystąpienia udaru mózgu do momentu wykonywania pomiarów.

W pracy nie został zaobserwowany efekt progowy dla ARAT-PL. Natomiast odnotowano znaczący efekt pułapowy. 48% uczestników ocenianych uzyskało wynik ≥ 55 . Badani byli w okresie od 22 do 138 dni od wystąpienia udaru. Prawdopodobnie otrzymanie wyższych wyników w ARAT-PL było związane z dłuższą rekonwalescencją, dzięki której została osiągnięta wyższa sprawność funkcjonalna w kończynie górnej. Wydaje się, że ARAT jest mniej użytecznym narzędziem badawczym do oceny osób po przebytych udarach mózgu, które były w stanie w znacznym stopniu wyzdrowieć. Na przykład, u osób z wysoką sprawnością kończyny górnej nie zaobserwowano trudności w wykonywaniu specyficznych zadań ruchowych zawartych w ARAT-PL. Jedynym wyjątkiem była umiejętność wykonywania chwytu szczypcowego małej metalowej kulki za pomocą kciuka i palca serdecznego. Dlatego też, relatywnie wysoka liczba pacjentów otrzymała maksymalną punktację w ARAT. Ten wynik może sugerować, że system oceny ARAT nie jest prawidłowo zaprojektowany dla ludzi z małymi dysfunkcjami w obrębie kończyny górnej. Jednocześnie został zaobserwowany znaczący efekt sufitowy w FMA-UE. 50% pacjentów otrzymało maksymalną punktację wynoszącą ≥ 64 . Efekt podłogowy nie został wykryty. Podobnie jak w ARAT-PL, w instrumencie FMA-UE połowa badanych osób uzyskała wyniki bliskie maksymalnym. Test kliniczny FMA ocenia niektóre dodatkowe cechy motoryczne, takie jak koordynacja ruchu, czy odruchy własne mięśni.

W porównaniu z ARAT, badanie wykonywane za pomocą FMA jest bardziej skoncentrowane na ocenie mobilności pacjenta. Spójność pomiędzy rezultatami oceny ARAT i FMA-UE sugeruje, że poprawa koordynacji ruchowej jak i zmniejszenie wygórowania odruchów własnych mięśni jest powiązane z poprawą funkcji kończyny górnej bezpośrednio zajętej (Yozbatiran i wsp. 2008, See i wsp. 2013).

Związek między wynikami TIS-PL i ARAT-PL

Dodatkowym celem pracy było określenie siły związku między wynikami uzyskanymi za pomocą TIS-PL i ARAT-PL u pacjentów po udarze mózgu. Z literatury wiadomo, że istnieje zależność między stopniem kontroli posturalnej tułowia i stopniem sprawności funkcjonalnej kończyny górnej po udarze mózgu. Rzeczywiście wykazana została przede wszystkim wysoka i średnia dodatnia korelacja pomiędzy całościowymi i cząstkowymi wynikami oceny TIS-PL i ARAT-PL. W kilku przypadkach zaobserwowano niską dodatnią korelacją między wynikami uzyskanymi dla konkretnych podtestów obu narzędzi badawczych. Został wykazany wysoki związek między wynikami uzyskanymi w podteście TIS-PL o nazwie Dynamiczna stabilność w siedzeniu, a uzyskanymi w podteście ARAT-PL o nazwie Chwył prosty, Chwył precyzyjny oraz Ruch globalny (R odpowiednio = 0,75, 0,73 oraz 0,72). Wyniki uzyskane w podteście Koordynacja TIS-PL były średnio skorelowane z wynikami uzyskanymi we wszystkich podtestach ARAT-PL (R = 0,50-0,57). Najmniejszy związek wykryto dla wyników uzyskanych w podteście Statyczna stabilność w siedzeniu TIS-PL i uzyskanych we wszystkich podtestach ARAT-PL. W tym przypadku korelacja była niska (R = 0,376-0,499).

Mimo wnikliwego przeglądu dostępnego piśmiennictwa, nie zostały odnalezione artykuły przedstawiające wyniki korelacji między funkcją kończyny górnej ocenianej za pomocą ARAT i kontrolą posturalną tułowia ocenioną za pomocą TIS. W literaturze ponadto nie przedstawiono również tak szczegółowych analiz związków korelacyjnych między wynikami poszczególnych podtestów obu narzędzi pomiarowych. Zależność pomiędzy poziomem uszkodzenia w obrębie kończyny górnej i tułowia u osób po udarze mózgu była badana w pracy Likhi i wsp. (2013). Kontrolę tułowia oceniano za pomocą TIS, natomiast sprawność funkcjonalną kończyny górnej za pomocą *Simplified Stroke Rehabilitation Assessment of Movement*. Wykazany został niższy związek niż w badaniach własnych między wynikami uzyskanymi podczas pomiarów dokonanych

tymi instrumentami pomiarowymi. Współczynnik korelacji rang Spearmana mieścił się w przedziale od 0,501 do 0,598. W innej pracy skorelowano wyniki oceny dokonanej za pomocą TIS oraz FMA-UE. Wykazany został średni związek między wynikami uzyskanymi w tych ocenach. Współczynnik korelacji rang Spearmana miał wartość 0,53 (Wee i wsp. 2015). Również w tym przypadku okazało się, że badany związek był na niższym poziomie niż w niniejszej pracy doktorskiej. Zatem wyniki zaprezentowane w pracy wskazują na wyższy związek między poszczególnymi umiejętnościami składającymi się na kontrolę tułowia i różnymi umiejętnościami funkcjonalnymi kończyny górnej u osób po udarze mózgu, niż to zostało wykazane we wcześniejszych badaniach. Szczególnie wyniki podtestu Dynamiczna stabilność w siedzeniu TIS-PL są wysoko skorelowane z umiejętnością wykonywania różnego rodzaju chwytów. Dowodzi to o silnym powiązaniu funkcji kończyny górnej z kontrolą postawy tułowia w pozycji siedzącej u osób po udarze mózgu. Co więcej uzyskano wysoką zależność między ruchami kontrlateralnymi w obrębie tułowia i funkcją kończyn górnych. Może to oznaczać, że istnieje zależność między stopniem napięcia mięśni w obrębie tułowia po jednej stronie, a sprawnością funkcjonalną kończyny górnej (chwytania i operowania ręką) po przeciwnej stronie ciała. Mimo tego, że podczas wykonywania zadań zawartych w ARAT jednym z warunków dotyczących standaryzacji pomiarów było utrzymanie opartego o krzesło tułowia, to wyniki badań własnych udowodniły, że kontrola tułowia jest niezbędna podczas używania kończyn górnych nawet w pozycji podpartej.

Ograniczenia badań

Głównym ograniczeniem badań były różnice związane z różnym stopniem rozległości udaru wśród osób testowanych. Występowały również znaczące różnice w czasie od wystąpienia udaru do momentu wykonywania pomiarów, co mogło być przyczyną znacznych różnic w sprawności funkcjonalnej. Większa jednorodność grupy badanej mogłaby wpłynąć na uzyskanie wiarygodniejszych wyników. Niestety w czasie prowadzenia badań, oceniający nie mieli dostępu do bardziej jednorodnej pod względem klinicznym grupy osób po udarze mózgu. Przyszłe badania z użyciem ARAT-PL i TIS-PL powinny oddzielnie analizować pacjentów w poszczególnych okresach czasu od wystąpienia udaru. Miałoby to na celu poprawę standaryzacji badań

obserwacyjnych i przyczyniło się do trafniejszego określenia współzależności pomiędzy zbadanymi zmiennymi.

Do określenia trafności teoretycznej skali ARAT-PL, wyniki uzyskane na podstawie oceny z użyciem tego testu zostały skorelowane z wynikami FMA-LE-PL. Uzyskany został wynik znaczący, ale współczynnik korelacji rang Spearmana był niższy w porównaniu z całościowym wynikiem FMA-UE-PL ($R = 0,83$) i wyniósł 0,59. To może mylnie wskazywać, że u osób po udarze mózgu poziom funkcji kończyny górnej ma umiarkowany związek z poziomem sprawności kończyny dolnej. Ponadto w badaniach własnych nie została sprawdzona czułość na zmiany TIS-PL i ARAT-PL. Było to związane z tym, że pacjenci przebywali na oddziale rehabilitacyjnym przez różny okres czasu, co uniemożliwiło wykonania powtórnych badań w jednorodnym odstępie czasowym.

Podsumowując, na podstawie uzyskanych wyników badań oryginalne instrumenty pomiarowe TIS i ARAT zostały odpowiednio dostosowane do polskich warunków kulturowo-językowych. Ponadto na podstawie uzyskanych właściwości psychometrycznych wykazano, że TIS-PL i ARAT-PL są rzetelnymi i umiarkowanie trafnymi instrumentami pomiarowymi do oceny sprawności tułowia oraz oceny funkcji i zręczności kończyny górnej u osób po udarze mózgu w Polsce. Co więcej nowopowstałe narzędzia w przyszłości mogą zostać wprowadzone jako instrumenty diagnostyczne oraz służyć do kontroli postępów leczenia i terapii w polskim systemie ochrony zdrowia. Na uwagę zasługuje fakt, że zarówno w przypadku TIS-PL jak i ARAT-PL został wykryty efekt sufitowy. Z tego powodu ocena osób po udarze mózgu z niewielkim stopniem upośledzenia może być utrudniona w diagnostyce klinicznej. W pracy zostało również wykazane, że im wyższy jest poziom kontroli posturalnej tułowia, tym wyższy jest poziom sprawności funkcjonalnej i zręczności kończyny górnej u osób po udarze mózgu.

6. WNIOSKI

Na podstawie uzyskanych wyników sformułowano następujące wnioski ogólne.

1. Adaptacja TIS i ARAT do polskich warunków kulturowych wymagała znaczącego dostosowania polskiego przekładu, aby uzyskać równowagę semantyczną, idiomatyczną oraz konceptualną z oryginalną wersją narzędzi badawczych.
2. *Skala niesprawności tułowia* i *Test badający czynność kończyny górnej* charakteryzują się wysoką spójnością wewnętrzną.
3. *Skala niesprawności tułowia* charakteryzuje się wysoką rzetelnością pomiarową podczas oceny dokonanej metodą powtórnego testu.
4. *Skala niesprawności tułowia* charakteryzuje się rzetelnością pomiarową w przedziale od umiarkowanej do doskonałej podczas oceny dokonanej metodą ocen zgodności pomiarowej pomiędzy oceniającymi.
5. *Skala niesprawności tułowia* charakteryzuje się umiarkowaną trafnością treściową.
6. *Test badający czynność kończyny górnej* charakteryzuje się wysoką rzetelnością pomiarową zarówno podczas oceny dokonanej za pomocą metody powtórnego testu i metody ocen zgodności pomiarowej pomiędzy oceniającymi.
7. *Test badający czynność kończyny górnej* charakteryzuje się umiarkowaną trafnością treściową.
8. U osób po udarze mózgu występuje dodatnia korelacja między punktacją uzyskaną za pomocą oceny TIS-PL i ARAT-PL. Im lepsza jest kontrola posturalna tułowia, tym wyższa jest sprawność funkcjonalna kończyny górnej.
9. *Skala niesprawności tułowia* i *Test badający czynność kończyny górnej* są odpowiednimi narzędziami badawczymi do oceny kontroli posturalnej tułowia i sprawności funkcjonalnej kończyny górnej u osób po udarze mózgu w Polsce.

7 PIŚMIENNICTWO

1. World Health Organisation. (1978) *Cerebrovascular Disorders* (Offset Publications). In Geneva: World Health Organization.
2. O'Sullivan S B, Schmitz T J, Fulk G D. (2014) *Physical Rehabilitation* (6th wyd.). Philadelphia. F.A. Davis Company.
3. Feigin V L, Brainin M, Norrving B, Martins S, Sacco R L, Hacke W, Fisher M, Pandian J, Lindsay P. (2022) World Stroke Organization (WSO): Global Stroke Fact Sheet 2022. W *International Journal of Stroke*. 17(1), 18-29. <https://doi.org/10.1177/17474930211065917>
4. Członkowska R, Ryglewicz D. (1999) Epidemiology of cerebral stroke in Poland. *Neurologia i Neurochirurgia*. 11, 190–201.
5. Mossakowska M, Więcek A, Błędowski P. (2012) *Aspekty medyczne, psychologiczne, socjalne i ekonomiczne starzenia się ludzi w Polsce*. (Wydanie I). Warszawa. Termedia Wydawnictwo Medyczne.
6. Thrift A G, Thayabaranathan T, Howard G, Howard V J, Rothwell P M, Feigin, V L, Norrving B, Donnan G A, Cadilhac D A. (2017) Global stroke statistics. W *International Journal of Stroke*. 12(1), 13-32. <https://doi.org/10.1177/1747493016676285>
7. Kwolek A. (2012) *Fizjoterapia w neurologii i neurochirurgii*. Wydanie 1. 172-182. Warszawa. Wydawnictwo Lekarskie PZWL.
8. O'Donnell J M, Zhang H, Wang X O, Xavier D, Liu L, Zhang H, Lim Chin S, Rao-Melacini P, Rangarajan S, Qul Islam S, Pais P, McQueen M J, Mondo C, Damasceno A, Lopez-Jaramillo P, Hankey G J, Dans A L, Ryglewicz D, Członkowska A, Yusoff K, Yusuf S. (2010) Risk factors for ischaemic and intracerebral haemorrhagic stroke in 22 countries (the INTERSTROKE study): a case-control study. *The Lancet*. 376(9735), 112-23. <https://doi.org/10.1016/S0140>
9. Kozubski W, Liberski P. (2011) *Neurologia*. Warszawa. Wydawnictwo Lekarskie PZWL.
10. Robertson S, Jones L. (1994) Tactile sensory impairments and prehensile function in subjects with left-hemisphere cerebral lesions. *Archives Physical Medicine and Rehabilitation*. 75, 1108-1117.
11. Woolley S M. (2001) Characteristics of gait in hemiplegia. *Topic in Stroke Rehabilitation*. 7, 1-18.

12. Hsueh I P, Hsieh C L. (2002) Responsiveness of two upper extremity function instruments for stroke inpatients receiving rehabilitation. *Clinical Rehabilitation*. 16(6), 617-624. <https://doi.org/10.1191/0269215502cr530oa>
13. Nakayama H, Jørgensen H S, Pedersen P M, Raaschou H O, Olsen T S. (1997) *Stroke*. 28(1), 58-62.
14. Au-Yeung S S. (2006) Treatment of upper extremity paresis using transcutaneous electrical stimulation during acute stroke. Thesis. 2-15. The Hong Kong Polytechnic University. PolyU.
15. Alberts M, Honer-Catt J. (2001) Dysphagia and aspiration syndromes. *Stroke syndromes*. 341-352. <https://doi.org/10.1017/CBO9780511586521.027>
16. Jorgensen H S, Nakayama H, Raaschou H O, Olsen T S. (1995) Recovery of walking function in stroke patients. The Copenhagen Stroke Study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 76, 27-32.
17. Horak F B, Macpherson J M. (1996) Postural orientation and equilibrium. In: Shepard J, Rowell L., eds. *Handbook of physiology, section 12. Exercise: regulation and integration of multiple systems*. 255-292. New York, Oxford University.
18. Curtis D J, Hansen L, Luun M. (2015) Measuring postural sway in sitting: a new segmental approach. *J Mot Behav*, 47, 427-435.
19. Saavedra S L, Van Donkelaar P, Woollacott M H. (2012) Learning about gravity: segmental assessment of upright control as infants develop independent sitting. *J Neurophysiol*. 108, 2215-2229.
20. Santamaria V. (2015) The effect of different levels of external trunk support on postural and reaching control in children with cerebral palsy. Ph.D. Dissertation. 242. University of Oregon.
21. Masani K, Sin V W, Vette A H. (2009) Postural reactions of the trunk muscles to multidirectional perturbations in sitting. *Clin Biomech. Bristol*. 24, 176-182.
22. Fitts P M. (1954) The information capacity of the human motor system in controlling the amplitude of movement. *Journal of Experimental Psychology*. 47, 381-391.
23. Kyupers H G J M. (1981) Anatomy of the descending pathways. In Brookhart J M, Montcastle V B, eds. *Handbook of physiology: the nervous system, part II*. Bethesda. MD: American Physiological Society.

24. Marteniuk R G, Mackenzie C L, Jeannerod M. (1987) Constraints on human arm movements trajectories. *Can J Psychol.* 41, 365-368.
25. Gordon J, Ghez C. (1994) Accuracy of planar reaching movements: I. Independence of direction and extent variability. *Experimental Brain Research.* 99, 97-111.
26. Johansson R S. (1996) Sensory control of dexterous manipulation in humans. *Hand and brain: the neurophysiology and psychology of hand movements.* New York: Academic Press. 381-414.
27. Castiello U. (2005) The neuroscience of grasping. *Nat. Rev Neurosci.* 6, 726-736.
28. Jeannerod M. (1990) *The neural and behavioral organization of goal-directed movements* Oxford. UK. Clarendon Press.
29. Marteniuk R G, Leavitt J L, Mackenzie C L. (1990) Functional relationships between grasp and transport components in a prehension task. *Hum Mov Sci.* 9, 149-176.
30. Fraser C, Wing A. (1981) A case study of reaching by a user of a manually-operated artificial hand. *Prosthet Orthot Int.* 5, 151-156.
31. Wing A M, Turton A, Fraser C. (1986) Grasp size and accuracy of approach in reaching. *Journal of Motor Behavior.* 18, 245-260.
32. Johansson R S, Edin B B. (1992) Neural control of manipulation and grasp. In: Forssberg H, Hirschfeld H, eds. *Movement disorders in children.* 107-112. Basel, Switzerland, Karger.
33. Genthon N, Rougier P, Gissot A S (2008). Contribution of each lower limb to upright standing in stroke patients. *Stroke.* 39, 1793-1799.
34. Shumway – Cook A, Woollacott H. (2017) *Motor Control* 5th edition. 183-305. Philadelphia. Wolters Kluwer.
35. Diskstein R, Shefi S, Marcovitz E. (2004) Anticipatory postural adjustment in selected trunk muscles in post stroke hemiparetic patients. *Arch Phys Med Rehabil.* 85, 261-267.
36. Beer R F, Dewald J P, Rymer W Z. (2000) Deficits in the coordination of multijoint arm movements in patients with hemiparesis: evidence for disturbed control of limb dynamics. *Exp Brain Res.* 131, 305-319.
37. Reisman D S, Scholz J P. (2003) Aspects of joint coordination are preserved during pointing in persons with post-stroke hemiparesis. *Brain.* 126, 2510-2527.

38. Levin M F. (1996) Interjoint coordination during pointing movements is disrupted in spastic hemiparesis. *Brain*. 119, 281-293.
39. Dewald J P, Beer R F, Given J D. (1999) Reorganization of flexion reflexes in the upper extremity of hemiparetic subjects. *Muscle Nerve*. 22, 1209-1221.
40. Zackowski K M, Dromerick A W, Sahrman S A. (2004) How do sensation, spasticity and joint individuation relate to the reaching deficits of people with chronic hemiparesis? *Brain*. 127, 1035-1046.
41. Rossetti Y, Revol P, McIntosh R. (2005) Visually guided reaching: bilateral posterior parietal lesions cause a switch from fast visuomotor to slow cognitive control. *Neuropsychologia*. 43, 162-177.
42. Tretriluxana J, Gordon J, Fisher B E. (2009) Hemisphere specific impairments in reach to grasp control after stroke effects of object size. *Neurorehabil Neural Repair*. 23, 679-691.
43. Blennerhassett J M, Matyas T A, Carey L M. (2007) Impaired discrimination of surface friction contributes to pinch grip deficit after stroke. *Neurorehabil Neural Repair*. 21, 263-272.
44. Wee S, Hughes A, Warner M. (2014) Trunk restraint to promote upper extremity recovery in stroke patients: A systematic review and meta-analysis. *Neurorehabilitation and Neural Repair*. 28(7), 660-667.
45. Robertson J, Roby-Brami A. (2011) The trunk as a part of the kinematic chain for reaching movements in healthy subjects and hemiparetic patients. *Brain Research*. 1382, 137-146. <http://doi.org/10.1016/j.brainres.2011.01.043>
46. Spinazzola L, Cubelli R, Della Sala S. (2003) Impairments of trunk movements following left or right hemisphere lesions: Dissociation between apraxic errors and postural instability. *Brain*. 126(12), 940-953. <https://doi.org/10.1093/brain/123.5.940>
47. Dell'Uomo D, Morone G, Centrella A, Paolucci S, Caltagirone C, Grasso M G, Trallesi M, Iosa M. (2017) Effects of scapulohumeral rehabilitation protocol on trunk control recovery in patients with subacute stroke: A pilot randomized controlled trial. *NeuroRehabilitation*. 40(3), 337-343. <https://doi.org/10.3233/NRE-161421>
48. Verheyden G, Nieuwboer A, De Wit L, Thijs V, Dobbelaere J, Devos H, Severijns D, Vanbeveren S, De Weerd W. (2008) Time course of trunk, arm, leg, and

- functional recovery after ischemic stroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair*. 22(2), 173-179. <https://doi.org/10.1177/1545968307305456>
49. Likhi M, Jidesh V V, Kanagaraj R, George J. K. (2013b) Does trunk, arm, or leg control correlate best with overall function in stroke subjects? *Topics in Stroke Rehabilitation*. 20(1), 62-67. <https://doi.org/10.1310/tsr2001-62>
 50. Lee K B, Lim S H, Kim K H, Kim K J, Kim Y R, Chang W N, Yeom J W, Kim Y D, Hwang B Y. (2015) Six-month functional recovery of stroke patients: A multi-time-point study. *International Journal of Rehabilitation Research*. 38(2), 173-80. <https://doi.org/10.1097/MRR.000000000000108>
 51. Krakauer J W, Carmichael T. (2017) Broken movement. *The Neurobiology of Motor Recovery after Stroke*. 13-183. Massachusetts Institute of Technology. The MIT Press Cambridge.
 52. Van Crielinge T, Saeys W, Nolan H, Van de Walle P, De Hertogh W, Truijen S, Hallemans Ann. (2020) Trunk biomechanics during walking after sub-acute stroke and its relation to lower limb impairments. *Clinical Biomechanics*. 75. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2020.105013>
 53. Ahn Y H, Ahn S H, Kim H, Hong J H, Jang S H. (2006) Can stroke patients walk after complete lateral corticospinal tract injury of the affected hemisphere? *NeuroReport*. 17, 987–990.
 54. Jang S H, Byun W M, Han B S. (2006) Recovery of a partially damaged corticospinal tract in a patient with intracerebral hemorrhage: a diffusion tensor image study. *Restor Neurol Neurosci*. 24, 25–29.
 55. Guthrie M, Leblois A, Garenne A, Boraud T. (2013) Interaction between cognitive and motor cortico-basal ganglia loops during decision making: a computational study. *J Neurophysiol*. 109, 3025–3040.
 56. Lee J, Kim H, Kim J, Lee H J, Chang W H, Kim Y H. (2021) Differential early predictive factors for upper and lower extremity motor recovery after ischaemic stroke. *European Journal of Neurology*. 28, 132–140.
 57. Teasell R, Salbach N M, Foley N, Mountain A, Cameron J I, Jong A de Acerra N E, Bastasi D, Carter S L, Fung J, Halabi M, Iruthayarajah J, Harris J, Kim E, Noland A, Pooyania S, Rochette A, Stack B D, Symcox E, Lindsay M P. (2020) Canadian Stroke Best Practice Recommendations: Rehabilitation, Recovery, and Community Participation following Stroke. Part One: Rehabilitation and

- Recovery Following Stroke; 6th Edition Update 2019. *International Journal of Stroke*. 5(7), 763-788. <https://doi.org/10.1177/1747493019897843>
58. Bernhardt J, Hayward K S, Kwakkel G, Ward N S, Wolf S L, Borschmann K, Krakauer J. W, Boyd L A, Carmichael S T, Corbett D, Cramer S C. (2017) Agreed definitions and a shared vision for new standards in stroke recovery research: The Stroke Recovery and Rehabilitation Roundtable taskforce. *International Journal of Stroke*. 31(9), 793-799. <https://doi.org/10.1177/1747493017711816>
59. Winstein C J, Stein J, Arena R, Bates B, Cherney L R, Cramer S C, Deruyter F, Eng J J, Fisher B, Harvey R L, Lang C E, MacKay-Lyons M, Ottenbacher K J, Pugh S, Reeves M J, Richards L G, Stiers W, Zorowitz R D. (2016) Guidelines for Adult Stroke Rehabilitation and Recovery: A Guideline for Healthcare Professionals from the American Heart Association/American Stroke Association. *Stroke*. 47(6), e98-e169. <https://doi.org/10.1161/STR.0000000000000098>
60. Wiśniewski A, Filipka K, Puchowska M, Piec K, Jaskólski F, Ślusarz R. (2021a) Validation of a polish version of the national institutes of health stroke scale: Do moderate psychometric properties affect its clinical utility? *PLoS ONE*, 16(4). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0249211>
61. Wiśniewski A, Filipka K, Piec K, Jaskólski F, Ślusarz R. (2021b) Validation of a Polish version of the Israeli Vertebrobasilar Stroke Scale - An attempt to more accurately assess posterior Stroke. *Clinical Neurology and Neurosurgery*. 202. <https://doi.org/10.1016/j.clineuro.2021.106543>
62. Jaracz K, Grabowska-Fudala B, Kleka P, Smelkowska A, Pawlicka A, Górna K, Tomczak M. (2022) Development and Psychometric Properties of the Caregiver Burden Scale in Polish Caregivers of Stroke Patients. *Psychology Research and Behavior Management*. 15, 665-675. <https://doi.org/10.2147/PRBM.S348972>
63. Verheyden G, Nieuwboer A, Mertin J, Preger R, Kiekens C, de Weerd W. (2004) The Trunk Impairment Scale: A new tool to measure motor impairment of the trunk after stroke. *Clinical Rehabilitation*. 18(3), 326-334. <https://doi.org/10.1191/0269215504cr733oa>
64. Verheyden G, Nieuwboer A, de Wit L, Feys H, Schuback B, Baert I, Jenni W, Schupp W, Thijs V, De Weerd W. (2007) Trunk performance after stroke: An eye catching predictor of functional outcome. *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry*. 78(7), 694-698. <https://doi.org/10.1136/jnnp.2006.101642>

65. Lombardi B, Orioli A, Casavola D, Paci M. (2017) The Italian version of the Trunk Impairment Scale: Development and psychometric properties. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine.* 53(4), 516-520. <https://doi.org/10.23736/S1973-9087.17.04371-4>
66. Monticone M, Ambrosini E, Verheyden G, Brivio F, Brunati R, Longoni, L Mauri G, Molteni A, Nava C, Rocca B, Ferrante S. (2019) Development of the Italian version of the trunk impairment scale in subjects with acute and chronic stroke. Cross-cultural adaptation, reliability, validity and responsiveness. *Disability and Rehabilitation.* 41(1), 66-73. <https://doi.org/10.1080/09638288.2017.1373409>
67. Seo H D, Kim N J, Chung Y J. (2008) Reliability of the Korean Version of the Trunk Impairment Scale in Patients With Stroke. *Physical Therapy Korea.* 15(4), 87-96.
68. Gjelsvik B, Breivik K, Verheyden G, Smedal T, Hofstad H, Strand L I. (2012) The Trunk Impairment Scale modified to ordinal scales in the Norwegian version. *Disability and Rehabilitation.* 34(16), 1385-1395. <https://doi.org/10.3109/09638288.2011.645113>
69. Sağ S. (2018) The validity and reliability of the Turkish version of the Trunk Impairment Scale in stroke patients. *Northern Clinics of Istanbul.* 6(2),156-165. <https://doi.org/10.14744/nci.2018.01069>
70. Cabanas-Valdés R, Urrútia G, Bagur-Calafat C, Caballero-Gómez F M, Germán-Romero A, Girabent-Farrés M. (2016) Validation of the Spanish version of the Trunk Impairment Scale Version 2.0 (TIS 2.0) to assess dynamic sitting balance and coordination in post-stroke adult patients. *Topics in Stroke Rehabilitation.* 23(4), 225-232. <https://doi.org/10.1080/10749357.2016.1151662>
71. Castellassi C S, Ribeiro E A F, Fonseca V C, Beinotti F, Oberg T D, Lima N M F. (2009) Reliability of Brazilian version trunk impairment scale for stroke patients [Portuguese]. *Fisioterapia em Movimento.* 20(2), 114-125.
72. Verheyden G, Kersten P. (2010) Investigating the internal validity of the Trunk Impairment Scale (TIS) using Rasch analysis: The TIS 2.0. *Disability and Rehabilitation.* 32(25), 2127-2137. <https://doi.org/10.3109/09638288.2010.483038>
73. Lyle R C. (1981) A performance test for assessment of upper limb function in physical rehabilitation treatment and research. *International Journal of*

- Rehabilitation Research. 4(4), 483-92. <https://doi.org/10.1097/00004356-198112000-00001>
74. Carroll D. (1965) A quantitative Test of Upper. J. chron. Dis. 18, 479-491.
75. Van der Lee J H, Roorda L D, Beckerman H, Lankhorst G J, Bouter L M. (2002) Improving the action research arm test: A unidimensional hierarchical scale. Clinical Rehabilitation. 16(6), 646-653. <https://doi.org/10.1191/0269215502cr534oa>
76. Hsueh I, Hsieh C. (2002) Responsiveness of two upper extremity function instruments for stroke inpatients receiving rehabilitation. Clinical Rehabilitation. 16(6), 617-24.
77. Platz T, Pinkowski C, Van Wijck F, Kim I H, di Bella P, Johnson G. (2005) Reliability and validity of arm function assessment with standardized guidelines for the Fugl-Meyer Test, Action Research Arm Test and Box and Block Test: A multicentre study. Clinical Rehabilitation. 19(4), 404-411. <https://doi.org/10.1191/0269215505cr832oa>
78. Wagenaar R C, Meijer O G, van Wieringen C W, Kuik D J, Hazenberg G J, Lindeboom J, Wichers F, Rijswijk H. (1990) The functional recovery of stroke: A comparison between Neuro-Developmental Treatment and the Brunnstrom method. Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine. 22(1), 1-8.
79. Van der Lee J H, Beckerman H, Lankhorst G J, Bouter L M. (2001) The responsiveness of the Action Research Arm test and the Fugl-Meyer Assessment scale in chronic stroke patients. Journal of Rehabilitation Medicine. 33(3), 110-113. <https://doi.org/10.1080/165019701750165916>
80. Yozbatiran N, Der-Yeghiaian L, Cramer S C. (2008) A standardized approach to performing the action research arm test. Neurorehabilitation and Neural Repair. 22(1), 78-90. <https://doi.org/10.1177/1545968307305353>
81. Hsieh C L, Hsueh I P, Chiang F M, Lin P H. (1998) Inter-rater reliability and validity of the Action Research arm test in stroke patients. Age and Ageing. 27(2), 107-113. <https://doi.org/10.1093/ageing/27.2.107>
82. Page S J, Levine P, Hade E. (2012) Psychometric properties and administration of the wrist/hand subscales of the Fugl-Meyer assessment in minimally impaired upper extremity hemiparesis in stroke. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. 93(12), 2373. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2012.06.017>

83. Lin K C, Chuang L L, Wu C Y, Hsieh Y W, Chang W Y. (2010) Responsiveness and validity of three dexterous function measures in stroke rehabilitation. *Journal of Rehabilitation Research and Development*. 47(6), 563-571. <https://doi.org/10.1682/JRRD.2009.09.0155>
84. De Weerdt W J G, Harrison M A. (1985) Measuring recovery of arm-hand function in stroke patients: A comparison of the Brunnstrom-Fugl-Meyer test and the action research arm test. *Physiotherapy Canada*. 37(2), 65-70. <https://doi.org/10.3138/ptc.37.2.065>
85. Lang C E, Wagner J M, Dromerick A W, Edwards D F. (2006) Measurement of Upper-Extremity Function Early After Stroke: Properties of the Action Research Arm Test. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 87(12), 1605-1610. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2006.09.003>
86. Rabadi M H, Rabadi F M. (2006) Comparison of the Action Research Arm Test and the Fugl-Meyer Assessment as Measures of Upper-Extremity Motor Weakness After Stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 87(7), 962-966. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2006.02.036>
87. Urbin M A, Waddell K J, Lang C E. (2015) Acceleration metrics are responsive to change in upper extremity function of stroke survivors. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 96(5), 854-861. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2014.11.018>
88. Fleming M K, Newham D J, Roberts-Lewis S F, Sorinola I O. (2014) Self-perceived utilization of the paretic arm in chronic stroke requires high upper limb functional ability. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 95(5), 918–924. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2014.01.009>
89. Pike S, Lannin N A, Wales K, Cusick A. (2018) A systematic review of the psychometric properties of the Action Research Arm Test in neurorehabilitation. *Australian Occupational Therapy Journal*. 65(5), 449-471. <https://doi.org/10.1111/1440-1630.12527>
90. Persson H C, Alt Murphy M, Danielsson A, Lundgren-Nilsson Å, Sunnerhagen K S. (2015) A cohort study investigating a simple, early assessment to predict upper extremity function after stroke - a part of the SALGOT study. *BMC Neurology*. 15, 92. <https://doi.org/10.1186/s12883-015-0349-6>

91. Kristersson T, Persson H C, Alt Murphy M. (2019) Evaluation of a short assessment for upper extremity activity capacity early after stroke. *Journal of Rehabilitation Medicine*. 51(4), 257-263. <https://doi.org/10.2340/16501977-2534>
92. Daghzen L, Fleury L, Bouvier J, Zavanone C, Dupont S, Hummel F C, Rosso C. (2022) Evaluation of a shortened version of the Action Research Arm Test (ARAT) for upper extremity function after stroke: The Mini-ARAT. *Clinical Rehabilitation*. 36(9), 1257-1266.
93. Guillemin F, Bombardier C, Beaton D. (1993) Cross-cultural adaptation of health-related quality of life measures: Literature review and proposed guidelines. *Journal of Clinical Epidemiology*. 46(12) 1417-1432. [https://doi.org/10.1016/0895-4356\(93\)90142-N](https://doi.org/10.1016/0895-4356(93)90142-N)
94. Beaton D, Bombardier C, Guillemin F, Ferraz M B. (1998) Recommendations for the Cross-Cultural Adaptation of Health Status Measures. 1-27.
95. WHO. (1995) Catalogue of WHO Psychiatric Assessment Instruments.
96. Beaton D E, Bombardier C, Guillemin F, Ferraz M B. (2000) Guidelines for the Process of Cross-Cultural Adaptation of Self-Report Measures. *SPINE*. 25(24), 3186–3191. <https://doi.org/10.1097/00007632-200012150-00014>
97. Brzeziński J. (2004) *Metodologia Badań Psychologicznych*. Poznań. Wydawnictwo Naukowe PWN.
98. Wild D, Grove A, Martin M, Eremenco S, McElroy S, Verjee-Lorenz A, Erikson P. (2005) Principles of good practice for the translation and cultural adaptation process for patient-reported outcomes (PRO) measures: Report of the ISPOR Task Force for Translation and Cultural Adaptation. *Value in Health*. 8(2), 94-104. <https://doi.org/10.1111/j.1524-4733.2005.04054.x>
99. Beaton D, Bombardier C, Guillemin F, Ferraz M B. (2007) Recommendations for the Cross-Cultural Adaptation of the DASH & QuickDASH Outcome Measures. *Institute for Work & Health*. 3-45.
100. Bejer A, Kwolek A. (2009) Polska adaptacja skali stroke-specific quality of life. *Postępy rehabilit*. 1, 41–46.
101. Scientific Advisory Committee of the Medical Outcomes Trust. (2002) Assessing health status and quality-of-life instruments: Attributes and review criteria. *Quality of Life Research*. 11, 193–205.
102. Terwee C B, Bot S D M, de Boer M R, van der Windt D A W M, Knol D L, Dekker J, Bouter L M, de Vet H C W. (2007) Quality criteria were proposed for

- measurement properties of health status questionnaires. *Journal of Clinical Epidemiology*. 60(1), 34–42. <https://doi.org/10.1016/j.jclinepi.2006.03.012>
103. Hornowska E. (2019) *Testy psychologiczne teoria i praktyka*. Warszawa. Wydawnictwo Naukowe Scholar.
104. Polskie Towarzystwo Psychologiczne. (1985) *American Psychological Association, APA. Standardy dla testów stosowanych w psychologii i pedagogice*. Polskie Towarzystwo Psychologiczne. 8. *Laboratorium Technik Diagnostycznych*. Warszawa.
105. Mokkin L B, Terwee C B, Patrick D L, Alonso J, Stratford P W, Knol D L, Bouter L M, de Vet H C W. (2010) The COSMIN study reached international consensus on taxonomy, terminology, and definitions of measurement properties for health-related patient-reported outcomes. *Journal of Clinical Epidemiology*. 63(7), 737–745. <https://doi.org/10.1016/j.jclinepi.2010.02.006>
106. Fayers P M, Machin D. (2007) *Quality of Life: The Assessment, Analysis and Interpretation of Patient-Reported Outcomes: Second Edition*. W *Quality of Life: The Assessment, Analysis and Interpretation of Patient-Reported Outcomes: Second Edition*. 7(11). <https://doi.org/10.1002/9780470024522>
107. Mokkin L B, Prinsen C A, Donald P L, Alonso J, Bouter L M, de Vet H C, Terwee C B. (2018) COSMIN methodology for systematic reviews of Patient-Reported Outcome Measures (PROMs). *VU University Medical Center*. 27(5), 1147-1157.
108. Hornowska E. (2005) *Testy Psychologiczne*. Warszawa. Wydawnictwo Naukowe Scholar.
109. Cronbach L J. (1951) Coefficient alpha and the internal structure of tests. *Psychometrika*. 16, 297-334.
110. Wyrwich K W, Tierney W M, Wolinsky F D. (1999) Further evidence supporting anSEM-based criterion for identifying meaningful intra-individual changes in health-related quality of life. *J Clin Epidemiol*. 52(9), 861–873.
111. Hopkins WG. (2000) Measures of reliability in sports medicine and science. *Sports Med*. 30(1), 1–15.
112. Husted J A, Cook R J, Farewell V T, Gladman D D. (2000) Methods for assessing responsiveness a critical review and recommendations. *J Clin Epidemiol*. 53(5), 459–468.

113. Busk H, Murphy M A, Korsman R, Skou S T, Wienecke T. (2021) Cross-cultural translation and adaptation of the Danish version of the Fugl-Meyer assessment for post stroke sensorimotor function. *Disability and Rehabilitation*. 44(17), 4888-4895.
114. Lundquist C B, Maribo T. (2017) The Fugl–Meyer assessment of the upper extremity: reliability, responsiveness and validity of the Danish version. *Disability and Rehabilitation*. 39(9), 934–939. <https://doi.org/10.3109/09638288.2016.1163422>
115. Barbosa N E, Forero S M, Galeano C P, Hernández E D, Landinez N S, Sunnerhagen K S, Murphy M A. (2019) Translation and cultural validation of clinical observational scales – the fugl-meyer assessment for post stroke sensorimotor function in colombian spanish. *Disability and Rehabilitation*. 41(19), 2317–2323. <https://doi.org/10.1080/09638288.2018.1464604>
116. Emab TM, Ewa Q, Lps C, Nh P, Mmea I, Ma V. (2006) Reliability Study on the Application of the Fugl-Meyer Scale in Brazil. *Rev. bras. Fisioter*. 10(2), 177–183.
117. Cecchi F, Carrabba C, Bertolucci F, Castagnoli C, Falsini C, Gnetti B, Hochleitner I, Lucidi G, Martini M, Mosca I E, Pancani S, Paperini A, Verdesca S, Macchi C, Alt Murphy M. (2021) Transcultural translation and validation of Fugl–Meyer assessment to Italian. *Disability and Rehabilitation*. 43(25), 3717–3722. <https://doi.org/10.1080/09638288.2020.1746844>
118. Roman N, Miclaus R, Repanovici A, Nicolau C. (2020) Equal opportunities for stroke survivors’ rehabilitation: A study on the validity of the upper extremity fugl-meyer assessment scale translated and adapted into Romanian. *Medicina (Lithuania)*. 56(8), 1–11. <https://doi.org/10.3390/medicina56080409>
119. Hassani Z, Mokhtarinia H R, Kahlaee A H, Gabel C P. (2022) Translation, validity, and reliability of the upper extremity Fugl-Meyer Assessment (FMA-UE) in Persian speaking stroke patients. *Iranian Rehabilitation Journal*. 20(1), 37–46. <https://doi.org/10.32598/irj.20.SpecialIssue.919.3>
120. Igwebuike I U, Udegbumam I B, Nelson E, Ekechukwu D. (2021) Forward-Backward Translation and Psychometric Testing of Fugl-Meyer Assessment Scale for Igbo Stroke Survivors. 3, 169–175.

121. Fugl-Meyer A R, Jääskö L, Leyman I, Olsson S, Steglind S. (1975) Fugl Meyer 1975 The post-stroke hemiplegic patient 1 a method for evaluation of physical performance. *Scand J Rehabil Med.* 7(1), 13-31.
122. Gladstone D J, Danells C J, Black S E. (2002) The Fugl-Meyer Assessment of Motor Recovery after Stroke: A Critical Review of Its Measurement Properties. *Neurorehabilitation and Neural Repair.* 16(3), 232-40. <https://doi.org/10.1177/154596802401105171>
123. Sidaway M, Ujma R, Krawczyk M. (2015) Skala Niedowładu Tułowia (Trunk Impairment Scale -TIS) precyzyjne narzędzie do oceny deficytu ruchowego tułowia pacjentów po udarze mózgu. *Postępy Rehabilitacji.* 4, 33–40.
124. Veale J F. (2014) Edinburgh Handedness Inventory - Short Form: A revised version based on confirmatory factor analysis. *Laterality.* 19(2), 164-177.
125. Charalambous C P. (2014) Interrater reliability of a modified ashworth scale of muscle spasticity. *Classic Papers in Orthopaedics.* 415–417. https://doi.org/10.1007/978-1-4471-5451-8_105
126. Cohen J. (1960) A Coefficient of Agreement for Nominal Scales. *Educational and Psychological Measurement.* 20(1), 37-46. <https://doi.org/10.1177/001316446002000104>
127. McHugh M L. (2012) Interrater reliability: The kappa statistic. *Biochemia Medica.* 22(3), 276-82. <https://doi.org/10.11613/bm.2012.031>
128. Bernstein I, Nunnally J. (1994) *Psychometric Theory.* 3rd edn. New York. McGraw-Hill.
129. Andresen E M. (2000) Criteria for assessing the tools of disability outcomes research. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation.* 81(12 Suppl 2), 15-20. <https://doi.org/10.1053/apmr.2000.20619>
130. Koo T K, Li M Y. (2016) A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. *Journal of Chiropractic Medicine.* 15(2), 155-163. <https://doi.org/10.1016/j.jcm.2016.02.012>
131. Hinkle D E, Wiersma W, Jurs S G. (1988) *Applied Statistics for the Behavioral Sciences.* 15(1), 682.
132. Zhao J L, Chen P M, Li W F, Bian R H, Ding M H, Li H, Lin Q, Xu Z Q, Mao Y R, Huang D F. (2019) Translation and initial validation of the Chinese version of the action research arm test in people with stroke. *BioMed Research International.* <https://doi.org/10.1155/2019/5416560>

133. Stanisz A. (2007) *Przystępny kurs statystyki z zastosowaniem STATISTICA PL. Na przykładach z medycyny. Tom 3.* Kraków. StatSoft Polska.
134. Faul F, Erdfelder E, Lang A G, Buchner A. (2007) G*Power 3: a flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behav. Res. Methods.* 39(2), 175-191. <https://doi: 10.3758/bf03193146>
135. Nijland R, van Wegen E, Verbunt J, van Wijk R, van Kordelaar J, Kwakkel G. (2010) A comparison of two validated tests for upper limb function after stroke: The wolf motor function test and the action research arm test. *Journal of Rehabilitation Medicine.* 42(7), 694-696. <https://doi.org/10.2340/16501977-0560>
136. Gjelsvik B, Breivik K, Verheyden G, Smedal T, Hofstad H, Strand L I. (2012) The Trunk Impairment Scale modified to ordinal scales in the Norwegian version. *Disability and Rehabilitation.* 34(16), 1385-95. <https://doi.org/10.3109/09638288.2011.645113>
137. Sağ S. (2018) The validity and reliability of the Turkish version of the Trunk Impairment Scale In Stroke Patients. *Northern Clinics of Istanbul.* 6(2), 156-165. <https://doi.org/10.14744/nci.2018.01069>
138. Nordin Å, Murphy M A, Danielsson A. (2014) Intra-rater and inter-rater reliability at the item level of the Action Research arm test for patients with stroke. *Journal of Rehabilitation Medicine.* 46(8), 738-745. <https://doi.org/10.2340/16501977-1831>
139. Doussoulin S A, Rivas S R, Campos S V. (2012) Validation of „Action Research Arm Test” (ARAT) in Chilean patients with a paretic upper limb after a stroke. *Revista medica de Chile.* 140(1), 59-65. <https://doi.org/S0034-98872012000100008>
140. Lin K C, Hsieh Y W, Wu C Y, Chen C L, Jang Y, Liu J sen. (2009) Minimal detectable change and clinically important difference of the wolf motor function test in stroke patients. *Neurorehabilitation and Neural Repair.* 23(5), 429-434. <https://doi.org/10.1177/1545968308331144>
141. Simpson L A, Eng J J. (2013) Functional recovery following stroke: Capturing changes in upper-extremity function. *Neurorehabilitation and Neural Repair.* 27(3), 240-250. <https://doi.org/10.1177/1545968312461719>
142. Duncan P W, Goldstein L B, Horner R D, Landsman P B, Samsa G P, Matchar D B. (1994) Similar motor recovery of upper and lower extremities after stroke. *Stroke.* 25(6), 1181-1188.

143. Wee S K, Hughes A M, Warner M B, Brown S, Cranny A, Mazomenos E B, Burrig J H. (2015) Effect of trunk support on upper extremity function in people with chronic stroke and people who are healthy. *Physical Therapy*. 95(8), 1163-1171. <https://doi.org/10.2522/ptj.20140487>
144. Likhi M, Jidesh V v, Kanagaraj R, George J K. (2013a) Does Trunk, Arm, or Leg Control Correlate Best With Overall Function in Stroke Subjects? *Topics in Stroke Rehabilitation*. 20(1),62-7. <https://doi.org/10.1310/tsr2001-62>
145. Fujiwara T, Liu M, Tsuji T, Sonoda S, Mizuno K, Akaboshi K, Hase K, Masakado Y, Chino N. (2004) Development of a new measure to assess trunk impairment after stroke (Trunk Impairment Scale): Its psychometric properties. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*. 83(9),681-688. <https://doi.org/10.1097/01.PHM.0000137308.10562.20>
146. Wei X J, Tong K Y, Hu X L. (2011) The responsiveness and correlation between Fugl-Meyer Assessment, Motor Status Scale, and the Action Research Arm Test in chronic stroke with upper-extremity rehabilitation robotic training. *International Journal of Rehabilitation Research*. 34(4), 349-356. <https://doi.org/10.1097/MRR.0b013e32834d330a>
147. Velozo C A, Woodbury M L (2011). Translating measurement findings into rehabilitation practice: An example using Fugl-Meyer Assessment-Upper Extremity with patients following stroke. *Journal of Rehabilitation Research and Development*. 48(10),1211-1222. <https://doi.org/10.1682/JRRD.2010.10.0203>
148. Grattan E S, Velozo C A, Skidmore E R, Page S J, Woodbury M L. (2019) Interpreting Action Research Arm Test Assessment Scores to Plan Treatment. *OTJR Occupation, Participation and Health*. 39(1). <https://doi.org/10.1177/1539449218757740>
149. Chen H F, Lin K C, Wu C Y, Chen C L. (2012) Rasch validation and predictive validity of the action research arm test in patients receiving stroke rehabilitation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2011.11.033>
150. Koh, C L, Hsueh I P, Wang W C, Sheu C F, Yu T Y, Wang C H, Hsieh C L. (2006) Validation of the action research arm test using item response theory in patients after stroke. *Journal of Rehabilitation Medicine*. 93(6), 1039-1045. <https://doi.org/10.1080/16501970600803252>

151. See J, Dodakian L, Chou C, Chan V, McKenzie A, Reinkensmeyer D J, Cramer S C. (2013) A standardized approach to the Fugl-Meyer assessment and its implications for clinical trials. *Neurorehabilitation and Neural Repair*. 27(8), 732-741. <https://doi.org/10.1177/1545968313491000>

STRESZCZENIE

Wstęp. Udar mózgu stanowi trzecią przyczynę wszystkich zgonów w Polsce. Jest też pierwszą przyczyną niepełnosprawności osób dorosłych i starszych. Po udarze mózgu dochodzi do porażenia połowicznego i u chorych rozwijają się różne zaburzenia sensomotoryczne, wskutek których upośledzeniu ulega kontrola posturalna tułowia i sprawność funkcjonalna kończyny górnej. U wielu chorych występuje również zaburzenia funkcji poznawczych. W efekcie chorzy doświadczają wielu problemów w wykonywaniu czynności życia codziennego, co wiąże się ze znacznym obniżeniem jakości życia. Przywracanie stabilności tułowia i funkcji kończyny górnej jest jednym z najważniejszych celów rehabilitacji osób po udarze mózgu. Do odpowiedniej oceny stopnia zaburzeń oraz oceny efektów terapii niezbędne jest zastosowanie odpowiednich narzędzi badawczych, służących do oceny stanu pacjenta za pomocą obiektywnych, wystandaryzowanych testów, skal i kwestionariuszy. W świecie istnieją instrumenty pomiarowe, które są powszechnie stosowane do oceny sprawności tułowia i funkcji kończyny górnej u osób po udarze mózgu. Do uznanych i często stosowanych należą Trunk Impairment Scale, Fugl-Meyer Assessment, czy Action Research Arm Test. W polskim systemie ochrony zdrowia zastosowanie znalazło bardzo niewiele narzędzi oceniających różne aspekty zdrowia fizycznego osób po udarze mózgu. Praktycznie nie stosuje się ani jednego instrumentu pomiarowego przeznaczonego do oceny sprawności tułowia i funkcji kończyny górnej. Zatem głównym celem pracy doktorskiej było przeprowadzenie adaptacji kulturowej i językowej oraz oszacowanie rzetelności i trafności testu Action Research Arm Test i skali Trunk Impairment Scale. Celem dodatkowym było określenie siły związku między wynikami oceny kontroli posturalnej tułowia, a oceną funkcji i zręczności kończyny górnej u osób po udarze mózgu.

Metody. W przeprowadzonych badaniach przekrojowych wzięło udział 80 osób (30 kobiet i 50 mężczyzn) po przebytych udarze mózgu. W pierwszym etapie badań przeprowadzony został złożony proces adaptacji kulturowej. Kolejnym etapem było oszacowanie rzetelności pomiarowej nowopowstałych instrumentów pomiarowych poprzez wyliczenie wskaźnika alpha - Cronbacha (α) w celu określenia spójności wewnętrznej oraz obliczenie współczynnika kappa (κ) i współczynnika korelacji wewnątrzklasowej (ICC) w celu określenia zgodności wyników pomiaru za pomocą metody powtórnego testu przez tego samego badacza oraz metody oceny zgodności pomiarowej pomiędzy dwoma oceniającymi. Następnie za pomocą wyliczenia

współczynnika korelacji rang Spearmana została oszacowana trafność teoretyczna obu narzędzi pomiarowych. W oparciu o analizę hipotez określano siłę związku korelacyjnego między wynikami TIS-PL oraz ARAT-PL i części FMA-UE-PL oceniającej kończynę górną i między TIS-PL oraz ARAT-PL i części FMA-PL oceniającej kończynę dolną. Ponadto określano siłę związku korelacyjnego między całościowymi i częściowymi wynikami TIS-PL i ARAT-PL. Dla obydwu narzędzi pomiarowych określano również, czy wystąpi efekt sufitowy i podłogowy oraz obliczono standardowy błąd pomiarowy (SEM) i minimalną wykrywalną zmianę (MDC).

Wyniki. Adaptacja kulturowa obu instrumentów pomiarowych do polskich warunków kulturowo-językowych wymagała wprowadzenia szeregu dostosowań w przekładzie, aby w sposób wierny wyrazić w języku polskim treści tekstu stworzone w języku źródłowym i osiągnąć równowagę semantyczną, idiomatyczną, i konceptualną. Dzięki temu zostały stworzone polskie wersje narzędzi badawczych TIS-PL (*Skala niesprawności tułowia*) oraz ARAT-PL (*Test badający czynność kończyny górnej*). Zarówno TIS-PL ($\alpha=0,85-0,91$) jak i ARAT-PL ($\alpha=0,98-0,99$) cechowały się doskonałą spójnością wewnętrzną. Oba narzędzia cechowały się prawie idealną zgodnością i doskonałą rzetelnością pomiarową dla wyników całościowych i częściowych podczas oceny dokonanej metodą powtórnego pomiaru (TIS-PL, $\kappa=0,96-1$, ICC=0,94-1; ARAT-PL, $\kappa=0,85-1$; ICC=0,99-1). Podczas oceny dokonanej metodą oceny zgodności pomiarowej pomiędzy ocenianymi skala TIS-PL charakteryzowała się średnią, dobrą lub prawie idealną zgodnością pomiarową oraz dobrą lub doskonałą rzetelnością pomiarową ($\kappa=0,65-1$; ICC=0,87-0,99) dla uzyskanych wyników całościowych i częściowych. Natomiast test ARAT-PL cechował się prawie idealną zgodnością i doskonałą rzetelnością pomiarową ($\kappa=0,94-1$, ICC=0,99) dla uzyskanych wyników całościowych i częściowych. SEM oraz MDC dla całościowego wyniku TIS-PL wyniosły odpowiednio 0,17 i 0,47 punktu, a dla ARAT-PL odpowiednio 0,42 punktu i 1,15 punktu pomiarowego. Wykryto wysoką korelację między całościowymi wynikami TIS-PL i FMA-UE-PL ($R=0,71$) oraz TIS-PL i FMA-LE-PL ($R=0,76$). Uzyskano niską, średnią lub wysoką korelację między częściowymi wynikami uzyskanymi podczas oceny przeprowadzonej dla poszczególnych podtestów TIS-PL i FMA-UE-PL ($R=0,42-0,72$) oraz TIS-PL i FMA-LE-PL ($R=0,39-0,70$). Wykryto wysoką korelację między całościowymi wynikami ARAT-PL i FMA-UE-PL ($R=0,80$) oraz średnią między całościowymi

wynikami ARAT-PL i FMA-LE-PL ($R=0,51$). Uzyskano średnią korelację między częściowymi wynikami uzyskanymi podczas oceny przeprowadzonej dla poszczególnych podtestów ARAT-PL i FMA-UE-PL ($R=0,70-0,82$) oraz średnią między ARAT-PL i FMA-LE-PL ($R=0,50-0,62$). Zaobserwowano średnią korelację między całościowymi wynikami TIS-PL i ARAT-PL ($R=0,61$) oraz niską, średnią i wysoką korelację między częściowymi wynikami uzyskanymi podczas oceny przeprowadzonej dla poszczególnych podtestów TIS-PL i ARAT-PL ($R=0,38-0,75$). Na podstawie wyników analizy hipotez wykazano, że TIS-PL cechuje się umiarkowaną trafnością teoretyczną, ponieważ 25% z wszystkich wymaganych hipotez zostało odrzuconych, natomiast ARAT-PL umiarkowaną trafnością teoretyczną, ponieważ 40% z wszystkich wymaganych hipotez zostało odrzuconych. Dla obu instrumentów pomiarowych wykryto efekt sufitowy.

Wnioski. Na podstawie uzyskanych wyników badań można stwierdzić, że oryginalne wersje TIS oraz ARAT zostały w sposób odpowiedni zaadaptowane do polskich warunków kulturowo-językowych. TIS-PL i ARAT-PL są rzetelnymi i trafnymi narzędziami badawczymi do oceny sprawności tułowia i oceny funkcji i zręczności kończyny górnej u osób po udarze mózgu w Polsce. Ponadto w pracy wykazano, że im wyższy jest poziom kontroli posturalnej tułowia oceniany za pomocą TIS-PL, tym wyższy jest poziom sprawności funkcjonalnej kończyny górnej po udarze mózgu. Wystąpienie efektu sufitowego wskazuje na to, że oba instrumenty badawcze nie powinny być stosowane w diagnostyce funkcjonalnej osób po udarze mózgu, u których nastąpiła znaczna poprawa kontroli posturalnej tułowia, jak i sprawności funkcjonalnej kończyny górnej. Obydwa narzędzia mogą w przyszłości zostać wprowadzone do użytku w polskim systemie ochrony zdrowia i znacząco wpłynąć na podniesienie zdolności diagnostycznych oraz kontroli postępów leczenia i terapii osób po udarze mózgu.

ABSTRACT (streszczenie w języku angielskim)

Background and purpose. Stroke is the third cause of all deaths in Poland. It is also the first cause of disability in adults and the elderly. After stroke, hemiplegia occurs and patients develop various sensorimotor disorders, as a result of which postural control of the trunk and functional efficiency of the upper limb are impaired. Many patients also have various cognitive impairments. As a result, patients experience many problems in performing everyday activities, which is associated with a significant reduction in the quality of life. Restoring the stability of the trunk and the function of the upper limb is one of the most important goals of rehabilitation after a stroke. In order to properly assess the degree of disorders and assess the effects of therapy, it is necessary to use appropriate research tools to assess the patient's condition using objective, standardized tests, scales and questionnaires. There are measurement instruments in the world that are commonly used to assess the postural control of the trunk and the function of the upper limb in people with stroke. Commonly recognized and often used worldwide are the Trunk Impairment Scale, Fugl-Meyer Assessment or Action Research Arm Test. In the Polish health care system, very few tools assessing various aspects of the physical health of people with stroke have been used. Practically, not a single measuring instrument is used to assess the postural control of the trunk and the function of the upper limb. Therefore, the main purpose of the doctoral thesis was to carry out cultural and linguistic adaptation and to assess the reliability and validity of the Trunk Impairment Scale and the Action Research Arm Test. An additional objective was to determine the strength of the relationship between the results of the assessment of postural control of the trunk and the assessment of the function and dexterity of the upper limb in people after a stroke.

Methods. Ultimately, 80 people (30 women and 50 men) with a stroke participated in the cross-sectional study. In the first stage of the research, a complex process of cultural adaptation was carried out. The next step was to assess the measurement reliability of the newly developed measurement instruments by calculating the Cronbach's alpha index (α) to determine internal consistency, and by calculating the Kappa coefficient (κ) and the intraclass correlation coefficient (ICC) to determine the consistency of the measurement results using the repeated measurement method by the same of the researcher and methods of agreement between the two evaluators.

Then, by calculating Spearman's rank correlation coefficient, the content validity of both measurement tools was estimated. Based on the analysis of hypotheses, the strength of the correlation between the results of TIS-PL and ARAT-PL and the part of FMA-UE-PL evaluating the upper limb, and between TIS-PL and ARAT-PL and the part of FMA-PL evaluating the lower limb was determined. In addition, the strength of the correlation between the total and partial results of TIS-PL and ARAT-PL was determined. Ceiling and floor effects were also determined for both measurement tools and the standard measurement error (SEM) and minimum detectable change (MDC) were calculated.

Results. The cultural adaptation of both measurement instruments to the Polish cultural and linguistic conditions required a number of adjustments in the translation in order to faithfully express in Polish the content of the text created in the source language and to achieve semantic, idiomatic and conceptual equivalence. As a result, Polish versions of the research tools TIS-PL (Trunk Disability Scale) and ARAT-PL (Upper Limb Function Test) were created. Both TIS-PL ($\alpha=0.85-0.91$) and ARAT-PL ($\alpha=0.98-0.99$) showed excellent internal consistency. Both tools showed near-perfect agreement and excellent measurement reliability for overall and sub-scores when assessed by the test-retest method (TIS-PL, $\kappa=0.96-1$, $ICC=0.94-1$; ARAT-PL, $\kappa=0.85-1$; $ICC=0.99-1$). During the assessment made with the inter-rater agreement method, the TIS-PL scale was characterized by medium, good or almost perfect measurement agreement and good or excellent measurement reliability ($\kappa = 0.65-1$; $ICC = 0.87-0.99$) for the obtained total and partial scores. On the other hand, the ARAT-PL test was characterized by almost perfect agreement and excellent measurement reliability ($\kappa=0.94-1$, $ICC=0.99$) for the total and partial scores obtained. The SEM and MDC for the overall TIS-PL score were 0.17 and 0.47 points, respectively, and for ARAT-PL were 0.42 points and 1.15 measurement points, respectively. A high positive correlation was detected between the total scores of TIS-PL and FMA-UE-PL ($R=0.71$) and TIS-PL and FMA-LE-PL ($R=0.76$). A low, medium or high correlation was obtained between the partial scores obtained during the assessment carried out for individual subtests TIS-PL and FMA-UE-PL ($R=0.42-0.72$) and TIS-PL and FMA-LE-PL ($R= 0.39-0.70$). A high positive correlation was detected between ARAT-PL and FMA-UE-PL total scores ($R=0.80$) and medium between ARAT-PL and FMA-LE-PL total scores ($R=0.51$). An average correlation was obtained between the partial scores obtained during the assessment carried out for the individual subtests

of ARAT-PL and FMA-UE-PL ($R=0.70-0.82$) and medium between ARAT-PL and FMA-LE-PL ($R=0, 50-0.62$). There was a medium positive correlation between the TIS-PL and ARAT-PL total scores ($R=0.61$) and low, medium and high correlations between the partial scores obtained during the assessment carried out for the individual TIS-PL and ARAT-PL subtests ($R=0, 38-0.75$). Based on the results of the analysis of hypotheses, it was shown that TIS-PL is characterized by moderate theoretical validity because 25% of all required hypotheses were rejected, and ARAT-PL also with moderate theoretical validity, because 40% of all required hypotheses were rejected. A ceiling effect was detected for both measuring instruments.

Conclusion. Based on the research results, it can be concluded that the original versions of TIS and ARAT have been appropriately adapted to Polish cultural and linguistic conditions. TIS-PL and ARAT-PL are reliable and valid research tools for assessing the impairment of the trunk and assessing the function and dexterity of the upper limb in people after a stroke in Poland. In addition, the study showed that the higher the level of postural control of the trunk assessed with the TIS-PL, the higher the level of functional ability of the upper limb after a stroke. The occurrence of the ceiling effect indicates that both research instruments should not be used in the functional diagnostics of people after a stroke, in whom there was a significant improvement in the postural control of the trunk and the functional ability of the upper limb. Both tools may be introduced in the future in the Polish health care system, and significantly improve diagnostic capabilities and control the progress of treatment and therapy of people with a stroke.

SPIS RYCIN

Ryc. 1. Podział właściwości psychometrycznych.....	33
Ryc. 2. Asortyment używany podczas oceny wykonywanej za pomocą ARAT.....	43
Ryc. 3. Etapy polskiej adaptacji ARAT-PL i TIS-PL.....	47
Ryc. 4. Diagram przepływu pacjentów i etapy badania.....	60
Ryc. 5 (A) Związek pomiędzy wynikami TIS-PL a czasem od wystąpienia udaru mózgu. (B) Związek pomiędzy wynikami ARAT-PL a czasem od wystąpienia udaru mózgu. (C) Związek pomiędzy wynikami FMA-UE-PL a czasem od wystąpienia udaru mózgu.....	66
Ryc. 6. Związek między wynikami ocen narzędzi TIS-PL i ARAT-PL zebranych wśród osób testowanych.....	82

SPIS TABEL

Tab. 1. Skala porządkowa stosowana w ocenie ARAT.....	44
Tab. 2. Normy czasowe dla starszych osób dorosłych uzyskiwane w poszczególnych zadaniach ARAT.....	44
Tab. 3 Sposób punktacji stosowany w skróconej wersji kwestionariusza 4-item Edinburgh Handedness Inventory.....	48
Tab. 4. Skala oceny MAS.	49
Tab. 5. Charakterystyka grupy badanej.	61
Tab. 6. Choroby współistniejące występujące u badanych osób.	61
Tab. 7. Wyniki MAS dla ramienia, przedramienia, nadgarstka i kciuka kończyny górnej bezpośrednio zajętej.....	63
Tab. 8. Wyniki MAS dla palca wskazującego, środkowego, serdecznego oraz małego kończyny górnej bezpośrednio zajętej.	64
Tab. 9. Wartości współczynnika zgodności wewnętrznej dla całej skali TIS-PL.	67
Tab. 10. Wartości współczynnika zgodności wewnętrznej dla podtestu TIS-PL Dynamiczna stabilność w siedzeniu.	68
Tab. 11. Wartości współczynnika zgodności wewnętrznej dla podtestu TIS-PL Koordynacja.....	68
Tab. 12. Wartości współczynnika kappa oraz zgodności procentowej uzyskane po zastosowaniu metody testu powtórnego i oceny zgodności pomiarowej między oceniającymi (n=80).	69
Tab. 13. Wskaźnik rzetelności pomiarowej obliczonej po zastosowaniu metody testu powtórnego (n=80).	70
Tab. 14. Wskaźniki rzetelności pomiarowej obliczonej po zastosowaniu metody oceny zgodności pomiarowej między oceniającymi (n=80).	70
Tab. 15. Wskaźniki określające siłę korelacji między TIS-PL i FMA-UE-PL.	71
Tab. 16 Wskaźniki określające siłę korelacji między TIS-PL i FMA-LE-PL.....	72
Tab. 17. Wartości współczynnika zgodności wewnętrznej dla całego ARAT-PL.....	74
Tab. 18. Wartości współczynnika zgodności wewnętrznej dla podtestu ARAT-PL...	75
Tab. 19. Wartości współczynnika zgodności wewnętrznej dla podtestu ARAT-PL...	75
Tab. 20. Wartości współczynnika zgodności wewnętrznej dla podtestu ARAT-PL...	75
Tab. 21. Wartości współczynnika zgodności wewnętrznej dla podtestu ARAT-PL...	76

Tab. 22. Wartości współczynnika kappa oraz zgodności procentowej uzyskane podczas oceny metody testu powtórnego oraz oceny zgodności pomiarowej pomiędzy oceniającymi (n=80).	77
Tab. 23. Rzetelność metody ponownego testu, n=80.	78
Tab. 24. Rzetelność metody oceny zgodności pomiarowej, n=80.....	78
Tab. 25. Wskaźniki określające siłę korelacji między ARAT-PL i FMA-UE-PL.....	79
Tab. 26. Wskaźniki określające siłę korelacji między ARAT-PL i FMA-LE-PL.....	80
Tab. 27. Analiza wyników CFA dla ARAT-PL	81
Tab. 28. Wskaźniki korelacji między wynikami całościowymi oraz wynikami uzyskanymi dla poszczególnych podtestów ARAT-PL oraz TIS-PL.....	83

ZAŁĄCZNIKI

ZAŁĄCZNIK 1

Skala niesprawności tułowia (TIS-PL)

Pozycja wyjściowa jest jednakowa dla każdego zadania. Pacjent siedzi na brzegu łóżka lub stołu terapeutycznego bez podparcia pleców i kończyn górnych. Uda w pełni przylegają do łóżka lub stołu, stopy są rozstawione na szerokość bioder i ustawione płasko na podłodze. Kąt w stawach kolanowych wynosi 90°. Kończyny górne położone są na udach. Jeśli występuje wzmożone napięcie, pozycja kończyny niedowładnej zostaje uznana za pozycję wyjściową. Głowa i tułów są ustawione w pozycji pośrodkowej. Jeśli pacjent uzyska 0 pkt w pierwszym zadaniu to całociowy wynik SNT wyniesie 0 pkt. Każde zadanie w teście może być wykonane 3 razy. Liczy się najwyższy wynik.

Sesja treningowa jest niedozwolona.

Pacjent może być korygowany pomiędzy próbami.

Testy są słownie objaśniane pacjentowi i jeśli jest to potrzebne mogą być zademonstrowane.

Zadanie				
Stabilność statyczna w siedzeniu				
1	Pozycja wyjściowa	Pacjent przewraca się lub nie może utrzymać pozycji wyjściowej przez 10s bez podparcia na kończynach górnych	<input type="checkbox"/>	0
		Pacjent potrafi utrzymać pozycję wyjściową przez 10s	<input type="checkbox"/>	2
		Jeśli wynik=0pkt, wówczas całociowy wynik SNT =0pkt		
2	Pozycja wyjściowa Terapeuta zakłada niezajętą kończynę dolną na kończynę niedowładną	Pacjent przewraca się lub nie potrafi utrzymać pozycji siedzącej przez 10s bez podparcia na kończynach górnych	<input type="checkbox"/>	0
		Pacjent potrafi utrzymać pozycję wyjściową przez 10s	<input type="checkbox"/>	2
3	Pozycja wyjściowa Pacjent zakłada niezajętą kończynę dolną na kończynę niedowładną	Pacjent przewraca się	<input type="checkbox"/>	0
		Pacjent nie potrafi założyć nogi na nogę bez podparcia na łóżku lub stole	<input type="checkbox"/>	1
		Pacjent zakłada nogę na nogę, ale odchyła tułów w tył o ponad 10 cm lub pomaga sobie ręką podczas zakładania nogi	<input type="checkbox"/>	2
		Pacjent zakłada nogę na nogę bez przemieszczenia tułowia lub pomocy	<input type="checkbox"/>	3
Całociowy wynik dla statycznej stabilności w siedzeniu				/7
Dynamiczna stabilność w siedzeniu				
1	Pozycja wyjściowa Pacjent otrzymuje polecenie, aby dotknąć łóżka lub stołu łokciem kończyny niedowładnej (przez skrócenie strony niedowładnej i wydłużenie strony niezajętej) i powrotu do pozycji wyjściowej	Pacjent przewraca się, musi podeprzeć się kończyną górną lub łokieć nie dotyka łóżka bądź stołu	<input type="checkbox"/>	0
		Pacjent porusza się aktywnie, bez pomocy łokieć dotyka łóżka lub stołu	<input type="checkbox"/>	1
		Jeśli wynik=0pkt, wówczas za zadanie 2 i 3 przyznaje się 0pkt		
2	Powtórz zadanie 1	U pacjenta nie obserwuje się skracania/wydłużania ciała lub występuje ono w odwrotny sposób	<input type="checkbox"/>	0
		U pacjenta obserwuje się właściwe skracanie/wydłużanie ciała	<input type="checkbox"/>	1
		Jeśli wynik=0pkt, wówczas za zadanie 3 przyznaje się 0pkt		
3	Powtórz zadanie 1	Pacjent kompensuje. Możliwe kompensacje to: (1) użycie kończyny górnej, (2) odwidzenie w kontralateralnym stawie biodrowym, (3) zgięcie w stawie biodrowym (jeśli łokieć dotyka łóżka lub stołu dalej niż bliższa połowa kości udowej), (4) zgięcie w stawie kolanowym, (5) przesuwanie się stóp	<input type="checkbox"/>	0
		Pacjent porusza się bez kompensacji	<input type="checkbox"/>	1
4	Pozycja wyjściowa Pacjent otrzymuje polecenie dotknięcia łóżka lub stołu łokciem kończyny niezajętej (przez skrócenie strony niezajętej i wydłużenie strony niedowładnej) i powrotu do	Pacjent przewraca się, musi podeprzeć się kończyną górną, lub łokieć nie dotyka łóżka bądź stołu	<input type="checkbox"/>	0
		Pacjent porusza się aktywnie bez pomocy, łokieć dotyka łóżka lub stołu	<input type="checkbox"/>	1
		Jeśli wynik=0pkt, wówczas punktom 5 i 6 przyznaje się 0pkt		

	pozycji wyjściowej.			
5	Powtórz zadanie 4	U pacjenta nie obserwuje się skracania/wydłużania ciała lub występuje ono w odwrotny sposób U pacjenta obserwuje się właściwe skracanie/wydłużanie ciała Jeśli wynik=0pkt, wówczas punktowi 6 przyznaje się 0pkt	<input type="checkbox"/> 0 <input type="checkbox"/> 1	
6	Powtórz zadanie 4	Pacjent kompensuje. Możliwe kompensacje to: (1) użycie kończyny górnej, (2) odwiedzenie w kontralateralnym stawie biodrowym, (3) zgięcie w stawie biodrowym (jeśli łokieć dotyka łóżka lub stołu dalej niż bliższa połowa kości udowej), (4) zgięcie w stawie kolanowym, (5) przesuwanie się stop Pacjent porusza się bez kompensacji	<input type="checkbox"/> 0 <input type="checkbox"/> 1	
7	Pozycja wyjściowa Pacjent otrzymuje polecenie uniesienia miednicy z łóżka lub stołu po stronie niedowładnej (przez skrócenie strony niedowładnej i wydłużenie strony niezajętej) i powrotu do pozycji wyjściowej	U pacjenta nie obserwuje się skracania/wydłużania ciała lub występuje ono w odwrotny sposób U pacjenta obserwuje się właściwe skracanie/wydłużanie ciała Jeśli wynik=0pkt, wówczas zadaniu 8 przyznaje się 0pkt	<input type="checkbox"/> 0 <input type="checkbox"/> 1	
8	Powtórz zadanie 7	Pacjent kompensuje. Możliwe kompensacje to: (1) użycie kończyny górnej, (2) odpychanie się stopą po tej samej stronie (pięta traci kontakt z podłożem) Pacjent porusza się bez kompensacji	<input type="checkbox"/> 0 <input type="checkbox"/> 1	
9	Pozycja wyjściowa Pacjent otrzymuje polecenie uniesienia miednicy z łóżka lub stołu po stronie niezajętej (przez skrócenie strony niezajętej i wydłużenie strony niedowładnej) i powrotu do pozycji wyjściowej	U pacjenta nie obserwuje się skracania/wydłużania ciała lub występuje ono w odwrotny sposób U pacjenta obserwuje się właściwe skracanie/wydłużanie ciała Jeśli wynik=0pkt, wówczas zadaniu 10 przyznaje się 0pkt	<input type="checkbox"/> 0 <input type="checkbox"/> 1	
10	Powtórz zadanie 9	Pacjent kompensuje. Możliwe kompensacje to: (1) użycie kończyny górnej, (2) odpychanie się stopą po tej samej stronie (pięta traci kontakt z podłożem) Pacjent porusza się bez kompensacji	<input type="checkbox"/> 0 <input type="checkbox"/> 1	
Całościowy wynik dla dynamicznej stabilności w siedzeniu				/10
Koordinacja				
1	Pozycja wyjściowa Pacjent otrzymuje polecenie, aby 6 razy obrócić górną część tułowia (każde ramię powinno wysunąć się 3 razy), jako pierwsza musi poruszyć się strona niedowładna, głowa powinna pozostać w pozycji wyjściowej	Strona niedowładna nie wysuwa się 3 razy Obrót jest asymetryczny Obrót jest symetryczny Jeśli wynik=0pkt, wówczas zadaniu 2 przyznaje się 0pkt	<input type="checkbox"/> 0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2	
2	Powtórz zadanie 1 w ciągu 6s	Obrót jest asymetryczny Obrót jest symetryczny	<input type="checkbox"/> 0 <input type="checkbox"/> 1	
3	Pozycja wyjściowa Pacjent otrzymuje polecenie, aby 6 razy obrócić dolną część tułowia (każde kolano powinno wysunąć się 3 razy do przodu), jako pierwsza musi poruszyć się strona niedowładna, górna część tułowia powinna pozostać w pozycji wyjściowej	Strona niedowładna nie wysuwa się 3 razy Obrót jest asymetryczny Obrót jest symetryczny Jeśli wynik=0, wówczas za zadanie 4 przyznaje się 0	<input type="checkbox"/> 0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2	
4	Powtórz zadanie 3 w ciągu 6s	Obrót jest asymetryczny Obrót jest symetryczny	<input type="checkbox"/> 0 <input type="checkbox"/> 1	
Całościowy wynik dla koordynacji				/6
Całościowy wynik dla Skali Nieprawności Tułowia				/23

ZAŁĄCZNIK 2

TEST BADAJĄCY CZYNNOŚĆ KOŃCZYNY GÓRNEJ

Imię i nazwisko pacjenta: _____
Imię i nazwisko badającego: _____
Data: _____

Instrukcje

Składa się z 4 podtestów: chwyt prosty, chwyt precyzyjny, chwyt szczypcowy, ruch globalny (RG). Zadania są uporządkowane w taki sposób, że:

- jeśli badany wykona prawidłowo pierwsze zadanie, pomija się dalszą część testu i otrzymuje on najwyższą ocenę za ten podtest,
- jeśli badany nie wykona pierwszego i drugiego zadania, otrzymuje 0 pkt i pomija się wykonanie kolejnych zadań w tym podteście,
- w innym wypadku badany musi dokończyć wszystkie zadania w ramach podtestu.

Zadania	Wynik
---------	-------

Chwyt prosty

1. Drewniany klocek, sześcian, 10 cm (jeśli wynik = 3 pkt, całość = 18 pkt i przejdź do chwytu precyzyjnego). Podniesienie 10 cm klocka _____
2. Drewniany klocek, sześcian, 2,5 cm (jeśli wynik = 0 pkt, całość = 0 pkt i przejdź do chwytu precyzyjnego). Podniesienie 2,5 cm klocka _____
3. Drewniany klocek, sześcian, 5 cm _____
4. Drewniany klocek, sześcian, 7,5 cm _____
5. Piłka (krykietowa), średnica 7,5 cm _____
6. Kamień 10 x 2,5 x 1 cm _____

Współczynnik odtwarzalności = 0,98

Współczynnik skalowalności = 0,94

Chwyt precyzyjny

1. Przelanie wody ze szklanki do szklanki (jeśli wynik = 3 pkt, całość = 12 pkt i przejdź do chwytu szczypcowego) _____
2. Rurka, średnica 2,25 cm (jeśli wynik = 0 pkt, całość = 0 pkt i przejdź do chwytu szczypcowego) _____
3. Rurka, wymiary 1 x 16 cm _____
4. Podkładka (średnica 3,5 cm) na śrubę _____

Współczynnik odtwarzalności = 0,99

Współczynnik skalowalności = 0,98

Chwył szczypcowy

1. Metalowa kulka, 6 mm, palec serdeczny i kciuk (jeśli wynik = 3 pkt, całość = 18 pkt i przejdź do RG) _____
2. Szklana kulka, 1,5 cm, palec wskazujący i kciuk (jeśli wynik = 0 pkt, całość = 0 pkt i przejdź do RG) _____
3. Metalowa kulka, palec środkowy i kciuk _____
4. Metalowa kulka, palec wskazujący i kciuk _____
5. Szklana kulka, palec serdeczny i kciuk _____
6. Szklana kulka, palec środkowy i kciuk _____

Współczynnik odtwarzalności = 0,99

Współczynnik skalowalności = 0,98

Ruch globalny

1. Umieszczenie ręki za głową (jeśli wynik = 3 pkt, całość = 9 pkt i zakończ) _____
2. Umieszczenie ręki na szczycie głowy (jeśli wynik = 0 pkt, całość = 0 pkt i zakończ) _____
3. Dotknięcie ręką ust _____

Współczynnik odtwarzalności = 0,98

Współczynnik skalowalności = 0,97

Piśmiennictwo

Carroll D. "A quantitative test of upper extremity function". *J Chronic Diseases*. 1965; 18:479-491.

Crow JL, Lincoln NNB, Nouri FM, De Weerd W. "The effectiveness of EMG biofeedback in the treatment of arm function after stroke". *Int Disabil Stud*. 1989; 11:155-160.

De Weerd WJG, Harrison MA. "Measuring recovery of arm-hand function in stroke patients: a comparison of the Brunnstrom-Fugl-Meyer test and the Action Research Arm test". *Physiother Can*. 1985; 37:65-70.

Lyle RC. "A performance test for assessment of upper limb function in physical rehabilitation treatment and research". *Int J Rehabil Res*. 1981; 4:483-492.

ZAŁĄCZNIK 3

INSTRUKCJA TESTU BADAJĄCEGO CZYNNOŚĆ KOŃCZYNY GÓRNEJ

Wynik

Wartość jaką testowany może otrzymać w pojedynczym zadaniu mieści się w przedziale od 0 do 3 punktów.

Badany otrzymuje 3 punkty, jeśli wykonał zadanie prawidłowo w czasie krótszym niż 5 sekund.

Badany otrzymuje 2 punkty, jeśli potrafi wykonać zadanie, ale sprawia mu ono trudność i/lub czas jego wykonania wynosi od 5-60 sekund. Przykład: (1) użycie nieprawidłowych składowych ruchu ręki np. nieodpowiednie chwycenie przedmiotu, (2) użycie nieprawidłowych składowych ruchu kończyny górnej np. brak dostatecznego zgięcie w stawie łokciowym, (3) nieprawidłowa pozycja ciała np. kompensacja ruchu kończyny górnej innymi częściami ciała.

Badany otrzymuje 1 punkt, jeśli zadanie zostało wykonane częściowo w czasie 60 sekund. Dla podtestów chwyt prosty, precyzyjny oraz szczypcowy wymagany jest chociaż częściowy ruch w obrębie ręki. Przykład: jeśli pacjent tylko chwyci przedmiot lub tylko uniesie kończynę, to czynność pchania nie może zostać uznana za wykonaną. Zadania w podteście Ruch globalny zostają zaliczone, jeśli czynność zostanie wykonana w stawie ramiennym i łokciowym (ręka może być niesprawna).

Badany otrzymuje 0 punktów, jeśli zadanie nie zostało wykonane nawet częściowo i został przekroczony czas 60 sekund.

Pozycja badanego

Osoba testowana przyjmuje pozycję siedzącą na krześle bez podłokietników. Siedzisko powinno być położone na wysokości 46 cm od ziemi. Pacjent siada w odległości około 15 cm od stołu, w taki sposób, aby mógł swobodnie kłaść poszczególne przedmioty na górnej powierzchni wieka skrzyni. Zalecane jest podłożenie maty antypoślizgowej pod skrzynię.

Procedura

Do przeprowadzenia testu niezbędny jest wystandaryzowany zestaw przedmiotów do badania. Badający tłumaczy oraz pokazuje poszczególne zadania, które są wykonywane w poszczególnych podtestach. Każdorazowo testowane są obie kończyny górne badanego. Ocenie podlega najpierw kończyna górna pośrednio, następnie bezpośrednio zajęta. Przykład: pierwsze zadanie z podestu Chwyt prosty wykonywane jest najpierw kończyną pośrednio zajętą, a następnie kończyną bezpośrednio zajętą. Następnie przechodzi się do kolejnego zadania itd. Przedramię testowanej kończyny powinno być ustawione w pronacji, a ręka stroną dłoniową położona na stole obok przedmiotu, który zostanie użyty w konkretnym zadaniu. W podteście Ruch globalny przedramię kończyny górnej jest również ustawione w pronacji, natomiast ręka stroną dłoniową spoczywa na powierzchni uda.

Przykład

- Ruch prosty
 1. Zadanie: Klocek drewniany 10 cm – chwycić klocek i umieścić go na górnej powierzchni wieka skrzyni i wróć do pozycji wyjściowej.
- Ruch precyzyjny
 2. Zadanie: Rurka 2,25 cm – chwycić rurkę i umieścić ją na drewnianym kołku i wróć do pozycji wyjściowej.
- Ruch szczypcowy
 3. Zadanie: Metalowa kulka, palec środkowy i kciuk – chwycić metalową kulkę opuszkami palca środkowego i kciuka, która jest umieszczona w puszcze i następnie umieścić ją w pokrywce znajdującej się na górnej powierzchni wieka skrzyni. Wróć do pozycji wyjściowej.

Standaryzowane zdjęcia oraz opis prawidłowego przeprowadzenia testu znajdują się w publikacji Yozbatiran i wsp. (2008).

Piśmiennictwo

1. Lyle R C. (1981) A performance test for assessment of upper limb function in physical rehabilitation treatment and research. *International Journal of Rehabilitation Research*. <https://doi.org/10.1097/00004356-198112000-00001>
2. Yozbatiran N, Der-Yeghiaian L, Cramer S C. (2008) A standardized approach to performing the action research arm test. *Neurorehabilitation and Neural Repair*. <https://doi.org/10.1177/1545968307305353>

Modified Ashworth Scale

Imię i nazwisko

Lewa KG	zginacze	prostowniki
Ramię		
Łokieć		
Nadgarstek		
Kciuk		
Wskaziciel		
Środkowy		
Serdeczny		
Mały		

Prawa KG	zginacze	prostowniki
Ramię		
Łokieć		
Nadgarstek		
Kciuk		
Wskaziciel		
Środkowy		
Serdeczny		
Mały		

Punktacja	Interpretacja
0	Norma
1	Delikatnie zwiększone napięcie mięśniowe na końcu zakresu ruchu
1+	Delikatnie zwiększone napięcie mięśniowe, z przeniesionym minimalnym oporem przez mniej niż połowę zakresu ruchu
2	Bardziej zaznaczone zwiększenie napięcia mięśniowego podczas prawie całego zakresu ruchu, ruch bierny nieznacznie utrudniony
3	Zwiększone napięcie mięśniowe, trudność w wykonaniu biernego ruchu
4	Znacznie wzmożone napięcie mięśniowe i sztywność w zgięciu lub wyproście

ZAŁĄCZNIK 5

KARTA BADANIA PACJENTA

Imię i Nazwisko:..... Numer:.....

Wiek (lata):..... Wysokość ciała (m):..... Masa ciała (kg):.....

LATERALIZACJA KOŃCZYNA GÓRNA

WYPEŁNIA PACJENT

Proszę wskazać swoje preferencje w używaniu rąk podczas czynności wymienionych poniżej:

Czynność	Zawsze prawa	Zwykle prawa	Obie po równo	Zwykle lewa	Zawsze lewa
Pisanie					
Rzucanie					
Mycie zębów					
Używanie łyżki					

WYPEŁNIA BADACZ

W celu obliczenia Ilorazu Strony należy dodać wyniki z 4 pozycji w skali i podzielić przez 4:

Wynik dla pisania	
Wynik dla rzucania	
Wynik dla mycia zębów	
Wynik dla używania łyżki	
Suma	
Suma/4 (Iloraz strony)	
Wynik wg klasyfikacji*	

Punktacja dla każdej pozycji:

Zawsze prawa = 100

Zwykle prawa = 50

Obie po równo = 0

Zwykle lewa = -50

Zawsze lewa = -100

Punktacja ogólna*

Leworęczni: -100 do -61

Mieszani: -60 do 60

Praworęczni: 61 do 100

INSTRUKCJA OCENY SPRAWNOŚCI SENSOMOTORYCZNEJ WG FUGL-MEYER-PL

Ogólne procedury i zasady	
<p>PROCEDURA</p> <p>Opis: Ta ocena jest miarą uszczerbku motoryki i czucia w kończynie górnej (KG) i kończynie dolnej (KD)</p> <p>Sprzęt: Krzesło, stolik nocny, młotek neurologiczny, wacik bawełniany, ołówek, mały kawałek kartonu lub papieru, mała puszcza, piłka tenisowa, stoper i przepaska na oczy.</p> <p>Czas trwania: Cała ocena trwa około 45 minut.</p>	<p>OGÓLNE ZASADY</p> <p>Ocenę należy przeprowadzać w spokojnym miejscu, kiedy pacjent jest możliwie najbardziej aktywny.</p> <p><u>Ocena ruchów zamiarowych:</u> Obejmuje synergię zginaczy, synergię prostowników, synergie łączące ruch, ruch bez synerгии, nadgarstek, rękę, koordynację/prędkość. Podczas każdego badania ruchów zamiarowych należy postępować zgodnie z następującymi wytycznymi:</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Instrukcje powinny być zrozumiałe i zwięzłe. Oprócz instrukcji słownych można używać gestów. 2. Pacjenta należy najpierw poprosić o wykonanie polecenia zdrową kończyną. Przed poproszeniem pacjenta o wykonanie ruchu, należy po stronie porażonej, sprawdzić bierny zakres ruchu (PROM, z ang. passive range of motion). 3. Ruch po stronie porażonej należy powtórzyć 3 razy, a oceniane jest najlepsze powtórzenie. Jeśli przy pierwszym lub drugim powtórzeniu zostanie osiągnięta maksymalna punktacja, czynności nie trzeba powtarzać kolejny raz. Koordynację/prędkość należy ocenić tylko jeden raz. 4. Pacjentowi nie należy pomagać, dopuszczalne są natomiast słowne zachęty. 5. Funkcję stawu nadgarstkowego i ręki należy badać niezależnie od stawu ramiennego. Podczas badania stawu nadgarstkowego (punkty 7a-e) można pozwolić na podparcie stawu łokciowego, aby zmniejszyć obciążenie ze strony stawu barkowego; pacjent powinien jednak aktywować zginacze stawu łokciowego podczas badania zgięcia w stawie łokciowym do kąta 90° oraz aktywować prostowniki stawu łokciowego podczas badania wyprostu do kąta 0°. Natomiast podczas badania ręki (punkty 8a-g) można pomóc pacjentowi przez ułożenie ramienia przy ciele pacjenta i poprzez przytrzymanie zaraz przy łokciu, po stronie dystalnej.

Ocena motoryki wg Fugl-Meyer-PL		
Kończyna dolna		
Element	Procedura	Punktacja
<u>I. Odruchy</u>	<ul style="list-style-type: none"> • Pacjent leży na wznak lub siedzi. • Badający próbuje wywołać odruch skokowy i kolanowy • Najpierw ocenia stronę zdrową. • Następnie stronę porażoną. 	<p><i>Punktacja</i> (Maksymalna liczba punktów = 4):</p> <ul style="list-style-type: none"> • (1) - Próba wywołania odruchu nieskuteczna; • (2) - Próba wywołania odruchu skuteczna. <p>Elementy punktowane: odruch skokowy i odruch kolanowy.</p>
<u>IIA. Synergia zginaczy</u>	<ul style="list-style-type: none"> • Pacjent leży na wznak. • Pacjent wykonuje najpierw ruch stroną zdrową. • Badający sprawdza bierny zakres ruchu po stronie porażonej w każdym stawie poddawany ocenie. • Na początku badania pacjent leży z kończyną dolną całkowicie wyprostowaną w stawie biodrowym, kolanowym i skokowym. Pacjent wykonuje polecenie: „Proszę przyciągnąć kolano do klatki piersiowej i przyciągnąć ku górze palce u stóp” (fizjoterapeuta obserwuje, czy widoczne jest zgięcie w stawach: biodrowym, kolanowym i skokowym, w celu oceny obecności wszystkich składowych synergii zginaczy). Fizjoterapeuta może poinstruować pacjenta, które części ciała powinien jeszcze aktywować. • Ruch po stronie porażonej należy powtórzyć 3 razy, a oceniane jest najlepsze powtórzenie. 	<p><i>Punktacja</i> (Maksymalna liczba punktów = 6):</p> <ul style="list-style-type: none"> • (0) – Ruch nie został wykonany • (1) – Ruch wykonany częściowo • (2) – Ruch wykonany w pełni <p>Elementy punktowane: Zgięcie w stawie biodrowym, kolanowym, zgięcie grzbietowe stawu skokowego.</p>
<u>IIB. Synergia prostowników</u>	<ul style="list-style-type: none"> • Pacjent leży na boku. • Pacjent wykonuje najpierw ruch stroną zdrową. • Badający sprawdza bierny zakres ruchu po stronie porażonej w każdym stawie do oceny. • Na początku badania pacjent ma zgięty do kąta 90° staw biodrowy i kolanowy, a staw skokowy jest w zgięciu grzbietowym. • Pacjent wykonuje polecenie: „Proszę wypchnąć stopę do dołu, wykonać wykop w dół i w tył”. (Zgięcie podeszwowe w stawie 	<p><i>Punktacja</i> (Maksymalna liczba punktów = 8):</p> <ul style="list-style-type: none"> • (0) – Ruch nie został wykonany • (1) – Ruch wykonany częściowo • (2) – Ruch wykonany w pełni

	<p>skokowym, wyprost w stawie kolanowym, przywodzenie i wyprost w stawie biodra.)</p> <ul style="list-style-type: none"> • Ruch przywodzenia powinno być wykonywane z delikatnym oporem – w tej pozycji spowodowanym grawitacją – aby ruch przywodzenia był wykonany czynnie przez pacjenta. • Ruch po stronie porażonej należy powtórzyć 3 razy, a oceniane jest najlepsze powtórzenie. 	<p>Elementy punktowane: Wyprost w stawie biodrowym, przywodzenie w stawie biodrowym, wyprost w stawie kolanowym, zgięcie podszwowe w stawie skokowym.</p>
<p><u>III. Synergie łączące ruch (w pozycji siedzącej)</u></p>	<p><u>3a. Zgięcie kolana większe niż 90°:</u></p> <ul style="list-style-type: none"> • Pacjent siedzi ze stopami na podłodze, z kolanami poza powierzchnią siedzenia. Badane kolano jest zgięte poniżej kąt 90°. Mięśnie łydki nie powinny być rozciągnięte. Pacjent może w celu zmniejszenia tarcia zdjąć buty, natomiast nie powinien zdejmować skarpetek. • Pacjent wykonuje najpierw ruch stroną zdrową. • Badający sprawdza po stronie porażonej PROM dla tego ruchu. • Pacjent wykonuje polecenie: „Proszę przesunąć pięty do tyłu i wsunąć ją pod krzesło”. • Ruch po stronie porażonej należy powtórzyć 3 razy, a oceniane jest najlepsze powtórzenie. 	<p><i>Punktacja</i> (Maksymalna liczba punktów = 2):</p> <ul style="list-style-type: none"> • (0) – brak czynnego ruchu • (1) – od pozycji nieco wyprostowanej kolano zgina się maksymalnie do kąta 90° albo przy próbie zgięcia kolana zgina się biodro • (2) – Zgięcie kolana większe niż kąt 90°
	<p><u>3b. Zgięcie grzbietowe w stawie skokowym:</u></p> <ul style="list-style-type: none"> • Pacjent siedzi ze stopami na podłodze, z kolanami wysuniętymi poza płaszczyznę podparcia. Mięśnie łydki nie powinny być rozciągnięte. • Pacjent wykonuje najpierw ruch stroną zdrową. • Badający sprawdza bierny zakresu ruchu po stronie porażonej w stawie skokowym. • Pacjent wykonuje instrukcję: „Proszę unieść stopę, nie odrywając pięty od podłogi”. • Ruch po stronie porażonej należy powtórzyć 3 razy, a oceniane jest najlepsze powtórzenie. 	<p><i>Punktacja</i> (Maksymalna liczba punktów = 2):</p> <ul style="list-style-type: none"> • (0) – Brak czynnego ruchu • (1) – Niepełne czynne zgięcie (pięta musi dotykać podłogi, a krawędzie przysrodkowe i boczne przedniej części stopy są podnoszone z podłogi przez zgięcie grzbietowe) • (2) – Prawidłowe zgięcie grzbietowe (pełne w dostępnym

		zakresie ruchu, pięta dotyka podłogi)
<u>IV. Ruch bez synergii (pozycja stojąca, biodro pod kątem 0°)</u>	<p>4a. Zgięcie w stawie kolanowym:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Pacjent stoi, w stawach biodrowych kąt 0° (lub najbliższej 0°, na ile pozwala zakres ruchu). Aby utrzymać równowagę, pacjent może skorzystać z pomocy badającego lub oprzeć się rękoma o stół. • Pacjent wykonuje najpierw ruch stroną zdrową. • Badający sprawdza po stronie porażonej PROM dla tego ruchu. • Pacjent wykonuje polecenie: „Proszę kopnąć pośladek piętą, nie wypychając biodra do przodu”. • Ruch po stronie porażonej należy powtórzyć 3 razy, a oceniane jest najlepsze powtórzenie. 	<p><i>Punktacja</i> (Maksymalna liczba punktów = 2):</p> <ul style="list-style-type: none"> • (0) – Staw kolanowy nie zgina się bez zgięcia w stawie biodrowym • (1) – Rozpoczęcie zgięcia w stawie kolanowym jest możliwe bez zgięcia w stawie biodrowym, ale nie da się kontynuować do kąta 90° lub staw biodrowy zaczyna się zginać w późniejszej fazie ruchu • (2) – Zgięcie w stawie kolanowym powyżej 90° z utrzymaniem stawu biodrowego w wyproście
<u>IV. Ruch bez synergii (pozycja stojąca, biodro pod kątem 0 stopni)</u>	<p>4b. Zgięcie grzbietowe w stawie skokowym:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Pacjent stoi, w stawach biodrowych kąt 0°. Jeśli długość mięśni łydki pacjenta ogranicza aktywne zgięcie grzbietowe w tej pozycji początkowej, badaną kończynę trzeba ustawić bardziej z przodu, tak aby w stawie biodrowym było zgięcie około 5° , a mięśnie łydki były w pozycji wydłużonej. Staw kolanowy musi pozostać w pełni wyprostowy. Aby utrzymać równowagę, pacjent może skorzystać z pomocy badającego lub oprzeć się rękoma o stół. • Pacjent wykonuje najpierw ruch stroną zdrową. • Badający sprawdza po stronie porażonej PROM dla zgięcia grzbietowego. 	<p><i>Punktacja</i> (Maksymalna liczba punktów = 2):</p> <ul style="list-style-type: none"> • (0) – Brak czynnego ruchu • (1) – Częściowy ruch (ruch mniejszy niż pełny dostępny zakres z wyprostowanym kolanem; pięta musi stać na podłodze, a wewnętrzna i zewnętrzna krawędź

	<ul style="list-style-type: none"> • Pacjent wykonuje instrukcję: „Proszę unieść przodostopie, trzymając kolano wyprostowane i nie odrywając pięty z podłogi”. • Ruch po stronie porażonej należy powtórzyć 3 razy, a oceniane jest najlepsze powtórzenie. 	<p>przodu stopy unieść się przez zgięcie grzbietowe, albo biodro i/lub kolano zgina się podczas zamierzonego ruchu zgięcia grzbietowego)</p> <ul style="list-style-type: none"> • (2) – Pełny ruch (w dostępnym zakresie zgięcia grzbietowego, z wyprostowanymi kolanem i piętą na podłodze)
<p><u>V. Prawidłowe odruchy (w pozycji siedzącej)</u></p>	<ul style="list-style-type: none"> • To badanie wykonuje się jedynie u pacjentów, u których w poprzednich badaniach kończyny dolnej zanotowano pełną punktację; w pozostałych przypadkach należy przyjąć punktację równą 0. • Badający próbuje wywołać odruch rzepkowy i skokowy, używając młotka neurologicznego, oraz odruch zginaczy kolana poprzez szybkie wyprostowanie badanej nogi i obserwuje, czy odruchy są wzmożone. 	<p><i>Punktacja</i> (Maksymalna liczba punktów = 2):</p> <ul style="list-style-type: none"> • (0) – Co najmniej 2 z 3 odruchów są znacznie wzmożone • (1) – Jeden odruch jest znacznie wzmożony lub co najmniej 2 odruchy są ożywione • (2) – Nie więcej niż jeden odruch jest ożywiony i żaden nie jest wzmożony
<p><u>VI. Koordynacja i prędkość – w pozycji siedzącej: Energiczne kilkukrotne przyciągnięcie pięty do przeciwnego kolana</u></p>	<ul style="list-style-type: none"> • Pacjent siedzi z otwartymi oczami. • Na początku badania pacjent kładzie piętę badanej kończyny na przeciwnym stawie skokowym. • Pacjent wykonuje najpierw ruch stroną zdrową. • Badający sprawdza możliwy PROM po stronie porażonej. 	<p><i>Punktacja – Drżenie</i> (Maksymalna liczba punktów = 2):</p> <ul style="list-style-type: none"> • (0) – Znaczne drżenie • (1) – Nieznaczne drżenie • (2) – Brak drżenia

	<ul style="list-style-type: none"> • Pacjent wykonuje polecenie: „Proszę przyciągnąć piętę od kostki drugiej kończyny, a następnie do kolana, nie odrywając pięty od kości goleniowej, i prowadząc ruch jak najszybciej”. • Badający mierzy stoperem czas, w jakim pacjent wykonuje 5 pełnych powtórzeń (od stawu skokowego do kolana i z powrotem). • Jako wzorzec dla badanej kończyny należy przyjąć aktywny zakres ruchu zdrowej kończyny. Jeśli aktywny zakres ruchu badanej kończyny jest znacznie mniejszy niż zakres ruchu kończyny zdrowej, trzeba zanotować dla badania prędkości punktację „0”. • Pacjent powtarza ten sam ruch porażoną kończyną. Badający zapisuje czas dla strony zdrowej i porażonej. W trakcie tego badania obserwuje się też, czy w trakcie ruchu występuje drżenie bądź dysmetria. • UWAGA: Ten punkt ma na celu rozróżnienie między udarem jądra podstawnego, wzgórza i mózdzku, w których drżenie lub dysmetria mogą być bezpośrednim rezultatem zmian w tych obszarach. W większości przypadków dochodzi do udaru w odnogach tętnicy środkowej mózgu lub tętnicy podstawnej, co z dużym prawdopodobieństwem może ograniczać prędkość ruchów, ale nie powodujący drżenia ani dysmetrii. W przypadkach całkowitego paraliżu należy obserwować, czy występują oznaki drżenia lub dysmetrii, które mogą być zauważalne na twarzy, w głosie, na ramionach lub kończynach dolnych. Jeśli nie ma oznak drżenia ani dysmetrii, należy przyznać po 2 punkty za te elementy i 0 punktów za prędkość. 	<p><i>Punktacja – Dysmetria</i> (Maksymalna liczba punktów = 2):</p> <ul style="list-style-type: none"> • (0) – Wyraźna lub niesystematyczna dysmetria • (1) – Łagodna lub systematyczna dysmetria • (2) – Brak dysmetrii <p><i>Punktacja – Prędkość</i> (Maksymalna liczba punktów = 2):</p> <ul style="list-style-type: none"> • (0) – Czynność trwa ponad 6 sekund dłużej niż dla nogi zdrowej • (1) – Czynność trwa 2-5,9 sekundy dłużej niż dla nogi zdrowej • (2) – Różnica poniżej 2 sekund
--	--	--

Kończyna górna		
Element	Instrukcje	Punktacja
<u>I. Odruchy</u>	<ul style="list-style-type: none"> • Pacjent siedzi. • Badający próbuje wywołać odruch z mięśnia dwugłowego i trójgłowego ramienia. • Najpierw bada odruchy w kończynie zdrowej. • Następnie bada stronę porażoną. 	<p><i>Punktacja</i> (Maksymalna liczba punktów = 4):</p> <ul style="list-style-type: none"> • (0) – Nie da się wywołać odruchu • (2) – Da się wywołać

		odruch
<u>II. Synergia zginaczy</u>	<ul style="list-style-type: none"> • Pacjent siedzi. • Pacjent wykonuje najpierw ruch stroną zdrową. • Badający sprawdza bierny zakres ruchu po stronie porażonej w każdym stawie do oceny. • Pozycją wyjściową powinna być pozycja z pełną synergią prostownika. Jeśli pacjent nie może aktywnie przyjąć pozycji początkowej, kończyna może zostać ustawiona biernie w pozycji wyprostowanej i skierowana w stronę przeciwnego kolana przez przywiedzenie w stawie barkowym/rotację wewnętrzną, wyprostów w stawie łokciowym i pronację przedramienia. • Pacjent wykonuje polecenie: „, Proszę całkowicie odwrócić przedramię wewnętrzną stroną do góry, zgiąć w stawie łokciowym i podnieść rękę do ucha po stronie porażonej”. Bark powinien być odwiedziony przynajmniej do kąta 90 stopni. • Ruch po stronie porażonej należy powtórzyć 3 razy, a oceniane jest najlepsze powtórzenie przy każdym stawie 	<p><i>Punktacja</i> (Maksymalna liczba punktów = 12):</p> <ul style="list-style-type: none"> • (0) – Ruch nie został wykonany • (1) – Ruch wykonany częściowo • (2) – Ruch wykonany bezbłędnie <p>Punktacja za: Podnoszenie (łopatkowe), wycofanie barku (łopatkowe), odwiedzenie barku (co najmniej 90°) i rotację na zewnątrz, zgięcie w stawie łokciowym i supinację przedramienia.</p>
<u>III. Synergia prostowników</u>	<ul style="list-style-type: none"> • Pacjent siedzi. • Pacjent wykonuje najpierw ruch stroną zdrową. • Badający sprawdza bierny zakres ruchu po stronie porażonej w każdym stawie do oceny. • Na początku badania kończyna musi zostać ułożona pasywnie z boku, ze zgiętym łokciem i w pozycji supinacji. Badający musi się upewnić, że pacjent nie obraca ani nie zgina tułowia w przód, ułatwiając ruch za sprawą grawitacji. Aktywność ruchu można sprawdzić badając palpacyjnie ścięgna mięśnia piersiowego większego i mięśnia trójgłowego ramienia. • Pacjent wykonuje polecenie: przywiedzenia i rotacji wewnętrznej w stawie barkowym, wyprost w stawie łokciowym w kierunku zdrowego kolana, z przedramieniem w pozycji pronacji. • Ruch po stronie porażonej należy powtórzyć 3 razy, a oceniane jest najlepsze powtórzenie przy każdym stawie. 	<p><i>Punktacja</i> (Maksymalna liczba punktów = 6):</p> <ul style="list-style-type: none"> • (0) – Ruch nie został wykonany • (1) – Ruch wykonany częściowo • (2) – Ruch wykonany bezbłędnie <p>Punktacja za: Przywiedzenie/rotację do wewnątrz barku, wyprost w stawie łokciowym i pronację przedramienia.</p>
<u>IV. Synergie łączące ruch.</u>	<p>4a. Sięgnięcie ręką do odcinka lędźwiowego kręgosłupa:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Pacjent siedzi z ramieniem ułożonym 	<p><i>Punktacja</i> (Maksymalna liczba punktów = 2):</p>

<p><u>Pacjent na prośbę badającego wykonuje trzy oddzielne ruchy (4a, 4b,4c).</u></p>	<p>wzdłuż tułowia, kąt 0° w stawie barkowym i stawie łokciowym.</p> <ul style="list-style-type: none"> • Pacjent wykonuje najpierw ruch stroną zdrową. • Badający sprawdza po stronie porażonej PROM dla tego ruchu. • Pacjent aktywnie układa porażoną rękę na odcinku lędźwiowym kręgosłupa, otrzymawszy polecenie „Proszę położyć rękę za plecy”. • Ruch po stronie porażonej należy powtórzyć 3 razy, a oceniane jest najlepsze powtórzenie. 	<ul style="list-style-type: none"> • (0) – Brak konkretnej czynności (lub pacjent wykonuje ruch, ale nie sięga kolca biodrowego przedniego górnego) (1) – Ręka musi sięgnąć za kołec biodrowy przedni górny (częściowe wykonanie ruchu) (2) – Ruch wykonany bezbłędnie (pacjent sięga za kołec biodrowy przedni górny i prostuje ramię do tyłu w kierunku kości krzyżowej; do uzyskania dwóch punktów nie jest konieczne całkowite wyprostowanie łokcia)
	<p>4b. Zgięcie w stawie barkowym do kąta 90° , w stawie łokciowym wyprost:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Pacjent siedzi z ręką położoną na udzie. • Pacjent wykonuje najpierw ruch kończyną zdrową. • Badający sprawdza po stronie chorej możliwy PROM dla zgięcia w stawie barkowym do kąta 90 stopni i pełnego wyprost w stawie łokciowym. • Pacjent wykonuje polecenie zgięcia w stawie barkowym do 90 °, z utrzymaniem stawu łokciowego w wyproście. Staw łokciowy musi być w pełni wyprostowany przez cały ruch zginacza; przedramię może być w pozycji pronacji lub w pozycji pośredniej między pronacją i supinacją. • Ruch po stronie porażonej należy powtórzyć 3 razy, a oceniane jest najlepsze powtórzenie. 	<p><i>Punktacja</i> (Maksymalna liczba punktów = 2):</p> <ul style="list-style-type: none"> • (0) – Ramię zostaje od razu odwiedzone lub staw łokciowy zgina się na początku ruchu • (1) – Odwiedzenie lub zgięcie w stawie łokciowym ma miejsce w późniejszej fazie ruchu • (2) – Ruch



		wykonany bezbłędnie (pacjent może wykonać zgięcie w stawie brakowym z wyprostem stawie łokciowym)
	<p>4c. Pronacja/supinacja przedramienia, staw łokciowy zgięty pod kątem 90°, staw barkowy pod kątem 0 stopni:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Pacjent siedzi z ramieniem ułożonym wzdłuż tułowia, z staw łokciowy zgiętym i przedramieniem w pozycji supinacji. • Pacjent wykonuje najpierw ruch stroną zdrową. • Badający sprawdza po stronie porażonej PROM dla końcowego zakresu pronacji i supinacji. • Badający prosi pacjenta o aktywne zgięcie w stawie łokciowym do kąta 90° i utrzymanie przedramienia w pozycji pronacji/supinacji w całym zakresie ruchu. • Ruch po stronie porażonej należy powtórzyć 3 razy, a oceniane jest najlepsze powtórzenie. 	<p><i>Punktacja</i> (Maksymalna liczba punktów = 2):</p> <ul style="list-style-type: none"> • (0) – Prawidłowa pozycja barku utrzymana w przywiedzeniu wzdłuż tułowia i zgięciu w stawie łokciowym oraz/lub nie można uzyskać pronacji lub supinacji. (1) – Aktywna pronacja lub supinacja wykonywana nawet w ograniczonym zakresie ruchu, z stawem łokciowym zgiętym do kąta 90° i ramieniem wzdłuż tułowia. (2) – Całkowita pronacja i supinacja z stawem łokciowym zgiętym do 90° i ramieniem ułożonym wzdłuż tułowia.
<u>V. Ruch bez synergii</u> <u>Pacjent na prośbę badającego</u>	<p>5a. Odwiedzenie w stawie barkowym do kąta 90°, staw łokciowy pod kątem 0°, przedramię w pozycji pronacji:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Pacjent siedzi z ramieniem i ręką spoczywającymi z boku. 	<p><i>Punktacja</i> (Maksymalna liczba punktów = 2):</p> <ul style="list-style-type: none"> • (0) – Od początku ruchu



<p><u>wykonuje trzy oddzielne ruchy (5a, 5b, 5c).</u></p>	<ul style="list-style-type: none"> • Pacjent wykonuje najpierw ruch stroną zdrową. • Badający sprawdza po stronie porażonej PROM dla tego ruchu. • Pacjent otrzymuje polecenie odwiedzenia w stawie barkowym do kąta 90 °, przy czym wykonany ma być jedynie ruch odwiedzenia, z całkowicie wyprostem w stawie łokciowym i przedramieniem w pozycji pronacji. • Ruch po stronie porażonej należy powtórzyć 3 razy, a oceniane jest najlepsze powtórzenie. 	<p>w stawie łokciowym zgięcie lub pojawia się odchylenie od pronacji przedramienia (1) – Ruch jest wykonywany częściowo lub w trakcie ruchu w stawie łokciowym się zgina lub nie udaje się utrzymać pronacji przedramienia (2) – Ruch wykonany bezbłędnie (pacjent może w pełni odwieść bark utrzymując pronację przedramienia i bez zgięcia w stawie łokciowym</p>
	<p>5b. Zgięcie w stawie barkowym w zakresie 90-180°, staw łokciowy pod kątem 0°i przedramieniem w pozycji pośredniej.</p> <ul style="list-style-type: none"> • Pacjent siedzi z wyprostem w stawie łokciowym, z ręką ułożoną na kolanie. • Pacjent wykonuje najpierw ruch stroną zdrową. • Badający sprawdza po stronie porażonej PROM dla tego ruchu. • Pacjent otrzymuje polecenie zgięcia w stawie barkowym do kąta większego niż 90 stopni, z całościowym wyprostem w stawie łokciowym i przedramieniem w pozycji pośredniej między pronacją i supinacją. • Ruch po stronie porażonej należy powtórzyć 3 razy, a oceniane jest najlepsze powtórzenie. 	<p><i>Punktacja</i> (Maksymalna liczba punktów = 2):</p> <ul style="list-style-type: none"> • (0) – Zgięcie w stawie łokciowym lub odwiedzenie barku od początku ruchu (ramię jest natychmiast odwodzone lub w stawie łokciowym zgięcie od początku ruchu) • (1) – Zgięcie w stawie łokciowym lub odwiedzenie barku następuje w trakcie zginania w stawie



		<p>barkowym (w późniejszych fazach ruchu) (2) – Ruch wykonany bezbłędnie (pacjent może wykonać zgięcie w stawie barkowym ku górze z utrzymaniem pozycji pośredniej przedramienia i bez zgięcia w stawie łokciowym)</p>
	<p>5c. Pronacja/supinacja przedramienia, staw łokciowy pod kątem 0°, w stawie ramiennym zgięcie pod kątem 30–90°:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Pacjent siedzi z wyprostem w stawie łokciowym i stawem ramiennym zgiętym pod kątem 30–90°. • Pacjent wykonuje najpierw ruch stroną zdrową. • Badający sprawdza po stronie porażonej PROM dla tego ruchu. • Badacz prosi pacjenta o ułożenie przedramienia w pozycji pronacji i supinacji z utrzymaniem zgięcia w stawie ramiennym pod kątem 30–90° i z całkowicie wyprostem w stawie łokciowym. • Ruch po stronie porażonej należy powtórzyć 3 razy, a oceniane jest najlepsze powtórzenie. 	<p><i>Punktacja</i> (Maksymalna liczba punktów = 2):</p> <ul style="list-style-type: none"> • (0) – Supinacja i pronacja nie są możliwe lub nie udaje się uzyskać pozycji w stawie ramiennym i łokciowym • (1) – Staw ramienny i łokciowy ułożone prawidłowo, supinacja wykonywana w ograniczonym zakresie. (2) – Całkowita pronacja i supinacja ze stawem łokciowym zgiętym do 90° i ramieniem ułożonym wzdłuż tułowia.
<p><u>VI.</u> <u>Prawidłowe odruhy (w pozycji siedzącej)</u></p>	<ul style="list-style-type: none"> • To badanie wykonuje się jedynie u pacjentów, u których w poprzednich badaniach kończyny górnej zanotowano maksymalną punktację; w pozostałych przypadkach należy przyznać 0 punktów. 	<p><i>Punktacja</i> (Maksymalna liczba punktów = 2):</p> <ul style="list-style-type: none"> • (0) – Co najmniej 2 z 3

	<ul style="list-style-type: none"> • Badający próbuje wywołać odruch fazowy mięśnia dwugłowego i trójgłowego ramienia używając młotka neurologicznego, oraz odruch zginaczy palców poprzez szybkie wyprostowanie badanego ramienia i obserwuje, czy odruchy są wzmożone. 	<p>odrchów fazowych są znacznie wzmożone (1) – Jeden odruch jest znacznie wzmożony lub co najmniej 2 odruchy są ożywione (2) – Nie więcej niż jeden odruch jest ożywiony i żaden nie jest wzmożony</p>
<p><u>VII.</u> <u>Nadgarstek.</u> <u>Podczas badania nadgarstka można użyć podparcia w stawie łokciowym, aby zmniejszyć obciążenie ze strony stawu barkowego; pacjent powinien jednak aktywować zginacze stawu łokciowego podczas badania zgięcia w stawie łokciowym do kąta 90° oraz aktywować prostowniki stawu łokciowego podczas badania wyprostu w stawie łokciowym do kąta 0°.</u> <u>Pacjent na prośbę badającego wykonuje pięć oddzielnych</u></p>	<p>7a. Stabilność, w stawie łokciowym zgięcie pod kątem 90°, staw barkowy pod kątem 0 stopni:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Pacjent siedzi z ramieniem i ręką spoczywającymi wzdłuż tułowia. • Pacjent wykonuje najpierw ruch stroną zdrową. • Badający sprawdza po stronie porażonej PROM dla tego ruchu. • Pacjent otrzymuje polecenie zgięcia w stawach nadgarstka do kąta 15° (lub do granicy możliwego zakresu) z stawem łokciowym zgiętym do kąta 90° i stawem barkowym ułożonym pod kątem 0°. Jeśli zostanie uzyskany pełny zakres zgięcia grzbietowego, nadaje się delikatny opór. Ruch po stronie porażonej należy powtórzyć 3 razy, a oceniane jest najlepsze powtórzenie. 	<p><i>Punktacja</i> (Maksymalna liczba punktów = 2):</p> <ul style="list-style-type: none"> • (0) – Pacjent nie może uzyskać zgięcia grzbietowego nadgarstka do wymaganego kąta 15° • (1) – Udaje się uzyskać zgięcie, ale wyłącznie bez oporu • (2) – Pozycję udaje się utrzymać również z pewnym (delikatnym) oporem
	<p>7b. Zgięcie/wyprost, staw łokciowy pod kątem 90°, staw barkowy pod kątem 0 stopni:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Pacjent siedzi z ramieniem i ręką spoczywającymi wzdłuż tułowia. • Pacjent wykonuje najpierw ruch stroną zdrową. • Pacjent otrzymuje polecenie wykonania kilkakrotnie płynnych naprzemiennych ruchów od 15° zgięcia do 15° wyprostu (zgięcia grzbietowego i dłoniowego). • Ruch po stronie porażonej należy powtórzyć 3 razy, a oceniane jest najlepsze powtórzenie. 	<p><i>Punktacja</i> (Maksymalna liczba punktów = 2):</p> <ul style="list-style-type: none"> • (0) – Ruch nie występuje • (1) – Pacjent nie może aktywnie poruszać nadgarstkiem w całym zakresie ruchu • (2) – Bezbledny, powtarzalny płynny ruch

<u>ruchów (7a, 7b, 7c, 7d, 7e).</u>	<p>7c. Stabilność, staw łokciowy pod kątem 0°, staw barkowy zgięty pod kątem 30°:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Pacjent siedzi z wyprostem w stawie łokciowym, z ręką ułożoną na kolanie i przedramieniem w pozycji pronacji. • Pacjent wykonuje najpierw ruch stroną zdrową. • Badający sprawdza po stronie porażonej PROM dla tego ruchu. • Pacjent otrzymuje polecenie zgięcia grzbietowego nadgarstka do kąta 15° (lub do granicy możliwego zakresu) ze stawem łokciowym w pełni wyprostowanym i stawem barkowym zgiętym pod kątem 30°. Jeśli zostanie uzyskany pełny zakres zgięcia grzbietowego, nadaje się delikatny opór. Ruch po stronie porażonej należy powtórzyć 3 razy, a oceniane jest najlepsze powtórzenie. 	<p><i>Punktacja</i> (Maksymalna liczba punktów = 2):</p> <ul style="list-style-type: none"> • (0) – Pacjent nie może uzyskać zgięcia grzbietowego w nadgarstku do wymaganego kąta 15° • (1) – Udaje się uzyskać zgięcie grzbietowe, ale wyłącznie bez oporu • (2) – Pozycję udaje się utrzymać również z pewnym (delikatnym) oporem
	<p>7d. Zgięcie/wyprost, staw łokciowy pod kątem 0°, staw barkowy zgięty pod kątem 30°:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Pacjent siedzi z wyprostem w stawie łokciowym, z ręką ułożoną na kolanie i przedramieniem w pozycji pronacji. • Pacjent wykonuje najpierw ruch stroną zdrową. • Pacjent otrzymuje polecenie wykonania kilkakrotnie płynnych zmiennych ruchów od maksymalnego zgięcia grzbietowego do maksymalnego zgięcia dłoniowego z palcami nieco zgiętymi, do całkowitego zakresu 15° (lub do granicy możliwego zakresu) ze stawem łokciowym w pełni wyprostowanym i stawem barkowym zgiętym pod kątem 30°. • Ruch po stronie porażonej należy powtórzyć 3 razy, a oceniane jest najlepsze powtórzenie. 	<p><i>Punktacja</i> (Maksymalna liczba punktów = 2):</p> <ul style="list-style-type: none"> • (0) – Ruch nie występuje • (1) – Pacjent nie może aktywnie poruszać w całym zakresie ruchu • (2) – Bezbłędny, powtarzalny płynny ruch
	<p>7e. Ruch okrężny:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Pacjent siedzi z ramieniem ułożonym wzdłuż tułowia, ze stawem łokciowym zgiętym do kąta 90° i przedramieniem w pozycji pronacji. • Pacjent wykonuje najpierw ruch stroną zdrową. • Badający sprawdza po stronie porażonej PROM dla tego ruchu. • Badający prosi pacjenta o wykonanie ruchu kołowego nadgarstka poprzez 	<p><i>Punktacja</i> (Maksymalna liczba punktów = 2):</p> <ul style="list-style-type: none"> • (0) – Ruch nie może być wykonany (nie zachodzi ruch aktywny) • (1) – Ruch jest gwałtowny lub ruch kołowy

	<p>płynne wykonywanie ruchów naprzemiennych w całym zakresie ruchu kołowego.</p> <ul style="list-style-type: none"> • Ruch po stronie porażonej należy powtórzyć 3 razy, a oceniane jest najlepsze powtórzenie. 	<p>jest niepełny</p> <ul style="list-style-type: none"> • (2) – Bezbledny, powtarzalny płynny ruch
	<p>8a. Masowe zginanie palców:</p> <ul style="list-style-type: none"> •  • Pacjent siedzi z kończyną ułożonym na stoliku nocnym lub na udach. • Pacjent wykonuje najpierw ruch stroną zdrową. • Badający sprawdza po stronie porażonej PROM dla tego ruchu. • Zaczynając od pozycji wyprostowania palców (w razie konieczności można ją uzyskać biernie), badający prosi pacjenta o pełne zgięcie wszystkich palców. • Ruch po stronie porażonej należy powtórzyć 3 razy, a oceniane jest najlepsze powtórzenie. 	<p><i>Punktacja</i> (Maksymalna liczba punktów = 2):</p> <ul style="list-style-type: none"> • (0) – Zgięcie nie występuje • (1) – Dochodzi do częściowego zgięcia, ale nie jest to pełny ruch • (2) – Pełne aktywne zgięcie (w porównaniu ze zdrową ręką)
	<p>8b. Masowe prostowanie palców:</p> <ul style="list-style-type: none"> •  • Pacjent siedzi z kończyną ułożonym na stoliku nocnym lub na udach. • Pacjent wykonuje najpierw ruch stroną zdrową. • Badający sprawdza po stronie porażonej PROM dla tego ruchu. • Zaczynając od pozycji zgięcia palców (w razie konieczności można ją uzyskać biernie) badający prosi pacjenta o pełne wyprostowanie wszystkich palców. • Ruch po stronie porażonej należy powtórzyć 3 razy, a oceniane jest najlepsze powtórzenie. • 	<p><i>Punktacja</i> (Maksymalna liczba punktów = 2):</p> <ul style="list-style-type: none"> • (0) – Brak wyprostowania • (1) – Pacjent może rozluźnić chwyt z aktywnym zgięciem masowym • (2) – Pełny aktywny wyprost (w porównaniu ze zdrową ręką)
	<p>8c. Chwyt I:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Pacjent siedzi z kończyną ułożonym na stoliku nocnym. • Pacjent wykonuje najpierw ruch stroną zdrową. • Badający sprawdza po stronie porażonej PROM dla tego ruchu. • Badający prosi pacjenta o wyprostowanie stawów śródrečno-paliczkowych palców 2–5 oraz zgięcie proksymalnych i dystalnych stawów międzypaliczkowych. Badający sprawdza, czy ten chwyt jest wytrzymały na opór. Można poinstruować pacjenta: „Proszę udawać, że ręka trzyma 	<p><i>Punktacja</i> (Maksymalna liczba punktów = 2):</p> <ul style="list-style-type: none"> • (0) – Nie udaje się uzyskać żądanej pozycji • (1) – Chwyt jest słaby • (2) – Chwyt udaje się utrzymać nawet przy względnie dużym oporze

	<p>rażkę walizki”. Ruch po stronie porażonej należy powtórzyć 3 razy, a oceniane jest najlepsze powtórzenie.</p>	
	<p>8d. Chwyt II:</p>  <ul style="list-style-type: none"> • Pacjent siedzi z kończyną ułożonym na stoliku nocnym. • Pacjent wykonuje najpierw ruch stroną zdrową. • Badający prosi pacjenta o odwiedzenie kciuka w celu chwycenia kawałka papieru. Następnie prosi, by pacjent wykonał tylko ruch przywodzenia kciuka z papierkiem ułożonym między kciukiem a palcem wskazującym (jak na ilustracji). Badający sprawdza, czy ten chwyt wytrzymuje opór: prosi pacjenta o utrzymanie papierka, który sam próbuje zabrać, delikatnie pociągając. Ruch po stronie porażonej należy powtórzyć 3 razy, a oceniane jest najlepsze powtórzenie. 	<p><i>Punktacja</i> (Maksymalna liczba punktów = 2):</p> <ul style="list-style-type: none"> • (0) – Nie da się wykonać ruchu • (1) – Kawałek papieru włożony między kciuk i palec wskazujący jest utrzymywany, ale nie przy delikatnym ciągnięciu • (2) – Papier jest trzymany mocno, nawet przy pociąganiu
	<ul style="list-style-type: none"> • 8e. Chwyt III:  <ul style="list-style-type: none"> • Pacjent siedzi z kończyną ułożonym na stoliku nocnym. • Pacjent wykonuje najpierw ruch stroną zdrową. • Badający prosi pacjenta o chwycenie długopisu lub ołówka przez otoczenie go opuszkami kciuka i palca wskazującego. Osoba badająca może podeprzeć ramię pacjenta, ale nie może mu pomagać w ruchach ręki koniecznych do wykonania zadania chwycenia. Rehabilitant nie może stabilizować długopisu, podobnie jak pacjent nie może tego robić swoją drugą ręką. Można jednak użyć długopisu z zaczepem na kieszeń, aby zminimalizować zbędne ruchy i zapobiec turlaniu długopisu o więcej niż 180°. Po chwyceniu ołówka badający prosi pacjenta, by oparł opuszkę kciuka o opuszkę palca wskazującego z ołówkiem pomiędzy nimi. Badający sprawdza, czy ten chwyt wytrzymuje opór: prosi pacjenta o utrzymanie ołówka, który sam próbuje zabrać, delikatnie pociągając ku górze. Ruch po stronie porażonej należy 	<p><i>Punktacja</i> (Maksymalna liczba punktów = 2):</p> <ul style="list-style-type: none"> • (0) – Nie da się wykonać ruchu. • (1) – Ołówek włożony między kciuk i palec wskazujący jest utrzymywany, ale nie przy delikatnym ciągnięciu • (2) – Ołówek jest trzymany mocno, nawet przy pociąganiu

	<p>powtórzyć 3 razy, a oceniane jest najlepsze powtórzenie.</p> <p>8f. Chwyt IV:</p>  <ul style="list-style-type: none"> • Pacjent siedzi z ramieniem ułożonym na stoliku nocnym. • Pacjent wykonuje najpierw ruch stroną zdrową. • Badający prosi pacjenta o chwycenie małej puszki (ustawionej pionowo na stole, bez stabilizacji) poprzez rozpostarcie palców i przyłożenie do puszki powierzchni dłoniowych kciuka i palców. Ramię może być podpierane, nie można natomiast wspomagać funkcji ręki. Badający sprawdza, czy ten chwyt wytrzymuje opór: prosi pacjenta o utrzymanie uchwyconej puszki, którą sam próbuje zabrać delikatnie pociągając. Ruch po stronie porażonej należy powtórzyć 3 razy, a oceniane jest najlepsze powtórzenie. 	<p><i>Punktacja</i> (Maksymalna liczba punktów = 2):</p> <ul style="list-style-type: none"> • (0) – Nie da się wykonać chwytu. • (1) – Puszka włożona między kciuk i palec wskazujący jest utrzymywana, ale nie przy delikatnym ciągnięciu • (2) – Puszka jest trzymana mocno, nawet przy pociąganiu <p>UWAGA: pacjent musi otworzyć ręki i zamknąć jej na puszcze; nie może chwycić jej poprzez opuszczenie ręki z góry puszki.</p>
	<p>8g. Chwyt V:</p>  <ul style="list-style-type: none"> • Pacjent siedzi z kończyną ułożonym na stoliku nocnym. • Pacjent wykonuje najpierw ruch stroną zdrową. • Badający prosi pacjenta o wykonanie chwytu przedmiotu kulistego, używając piłki do tenisa. Osoba badająca może podeprzeć ramię pacjenta, ale nie może mu pomagać w ruchach ręki podnoszącej wskazany przedmiot. Rehabilitant nie może stabilizować piłki, podobnie jak pacjent nie może tego robić swoją drugą ręką. Aby zminimalizować zbędne ruchy, można umieścić piłkę na przedmiocie redukującym toczenie. Może to być na przykład odwrócona zakrętka od średniej wielkości butelki, użyta jako podstawa pod piłkę i zapobiegająca toczeniu się jej. Badający sprawdza, czy ten chwyt wytrzymuje opór: prosi pacjenta o utrzymanie uchwyconej piłki, którą sam 	<p><i>Punktacja</i> (Maksymalna liczba punktów = 2):</p> <ul style="list-style-type: none"> • (0) – Nie da się wykonać ruchu. • (1) – Pacjent może utrzymać piłkę tenisową chwytem sferycznym, ale nie przy delikatnym pociąganiu • (2) – Piłka jest trzymana mocno, nawet przy pociąganiu

	<p>próbuję zabrać delikatnie pociągając.</p> <ul style="list-style-type: none"> Ruch po stronie porażonej należy powtórzyć 3 razy, a oceniane jest najlepsze powtórzenie. 	
<p><u>IX.</u> <u>Koordynacja i</u> <u>prędkość – W</u> <u>pozycji</u> <u>siedzącej:</u> <u>Dotykanie nosa</u> <u>palcem (5</u> <u>szybkich</u> <u>powtórzeń)</u></p>	<ul style="list-style-type: none"> Pacjent siedzi z otwartymi oczami Badanie zaczyna się w pozycji z ręką na udach. Pacjent wykonuje najpierw ruch stroną zdrową. Badający sprawdza po stronie porażonej PROM dla tego ruchu. Pacjent otrzymuje polecenie: „Proszę jak najszybciej podnieść palec od kolana do nosa”. Badający mierzy stoperem czas, w jakim pacjent wykonuje 5 powtórzeń. Pacjent powtarza ten sam ruch ramieniem porażonym. Badający zapisuje czas dla kończyny chorej i zdrowej. W trakcie tego badania obserwuje się też, czy w trakcie ruchu występuje drżenie bądź dysmetria. UWAGA: Ten punkt ma na celu rozróżnienie między udarem jądra podstawnego, wzgórza mózgowego i mózdzku, w których drżenie i dysmetria są bezpośrednim rezultatem zmian w tych obszarach. W większości przypadków dochodzi do udaru w odnogach tętnicy środkowej mózgu lub tętnicy podstawnej, co z dużym prawdopodobieństwem może powodować paraliż ograniczający prędkość ruchów, ale nie powodujący drżenia ani dysmetrii. W przypadkach całkowitego paraliżu należy obserwować, czy występują oznaki drżenia lub dysmetrii, które mogą być zauważalne na twarzy, w głosie, na ramionach lub nogach. Jeśli nie ma oznak drżenia ani dysmetrii, należy zanotować po 2 punkty za te aspekty i 0 punktów za prędkość. Jeśli aktywny zakres ruchu badanej kończyny jest znacznie mniejszy niż zakres ruchu kończyny zdrowej, trzeba zanotować dla badania prędkości punktację „0”. 	<p><i>Punktacja – Drżenie</i> (Maksymalna liczba punktów = 2):</p> <ul style="list-style-type: none"> (0) – Znaczne drżenie (1) – Nieznaczne drżenie (2) – Brak drżenia <p><i>Punktacja – Dysmetria</i> (Maksymalna liczba punktów = 2):</p> <ul style="list-style-type: none"> (0) – Wyraźna lub niesystematyczna dysmetria (1) – Nieznaczna lub systematyczna dysmetria (2) – brak dysmetrii <p><i>Punktacja – Prędkość</i> (Maksymalna liczba punktów = 2):</p> <ul style="list-style-type: none"> (0) – czynność zajmuje ponad 6 sekund dłużej niż dla ręki zdrowej (1) – czynność trwa 2–5,9 sekundy dłużej niż dla ręki zdrowej (2) – różnica poniżej 2 sekund

Ocena czucia		
<p>Lekki dotyk</p>	<p>Procedura:</p> <ul style="list-style-type: none"> Do oceny sensorycznej obszar skóry, który ma być dotykany, musi być odkryty (nieubrany) i dostępny. Procedurę można przeprowadzić u pacjenta w pozycji siedzącej lub leżącej na wznak. Trzeba wyjaśnić pacjentowi, który musi mieć otwarte oczy: „Dotknę Pani/Pana zaraz tym wacikiem i poproszę o powiedzenie 	<p><i>Punktacja:</i> (0) – Brak – Jeśli pacjent twierdzi, że nie czuje dotyku po stronie</p>

	<p>mi, czy czuje Pani/Pan dotyk". Badający dotyka pacjenta delikatnie wacikiem w miejscu nad zdrową masą mięśniową. Pyta pacjenta: „Czy czuje Pani/Pan dotyk wacikiem?” Ta część procedury potwierdza, że pacjent rozumie badanie. Badający wyjaśnia pacjentowi: „Zaraz poproszę Panią/Pana o zamknięcie oczu. Potem dotknę Pani/Pana skóry wacikiem z prawej/lewej (zdrowej) strony, a następnie z prawej/lewej (porażonej) strony. Kiedy zapytam, proszę powiedzieć, czy czuje Pani/Pan dotyk.” Badający prosi pacjenta o zamknięcie oczu. Delikatnie dotyka zdrowy obszar wacikiem i pyta: „Czy czuje to Pani/Pan?” Delikatnie dotyka porażony obszar wacikiem i pyta: „Czy czuje to Pani/Pan?” Jeśli pacjent mówi, że czuje dotyk po obu stronach, badający powtarza procedurę dotykając najpierw zdrowej strony i natychmiast po tym dotykając strony porażonej i zadaje następujące pytanie. „Czy 'tutaj' (dotyk na obszarze zdrowym) odczucie jest takie samo jak 'tutaj' (dotyk na obszarze porażonym)?” Celem tego badania jest ustalenie, czy odczucie dotyku po obu stronach jest jednakowe, czy różne.</p> <ul style="list-style-type: none"> • Jeśli badający nie jest pewny, czy pacjent rozumie procedurę lub jeśli odpowiedzi są niespójne, podejrzenie takie można sprawdzić stosując następującą procedurę. Poprosić pacjenta o zamknięcie oczu, dotknąć porażonego obszaru i poprosić pacjenta o wskazanie, w którym miejscu po stronie zdrowej został dotknięty. Jeśli pacjent nie rozpoznaje, że został dotknięty, nie przyznaje się punktacji. Jeśli rozpoznaje dotyk, ale niedokładnie wskazuje miejsce, badający przyznaje punktację za czucie upośledzone. Jeśli rozpoznaje dotyk i dokładnie wskazuje miejsce, badający przyznaje punktację za czucie pełne. <p>Kończyna górna</p> <ul style="list-style-type: none"> • <u>Ramię:</u> Badający wykonuje powyższą procedurę, dotykając pacjenta nad zdrową i porażoną masą mięśnia dwugłowego ramienia. <u>Powierzchnia dłoniowa ręki:</u> Badający wykonuje powyższą procedurę, dotykając pacjenta po zdrowej i porażonej powierzchni dłoniowej ręki. 	<p>porażonej, nie przyznaje się punktów. (1) – Upośledzone – Jeśli pacjent twierdzi, że czuje dotyk po stronie porażonej i dotyk odczuwa inaczej po stronie zdrowej i porażonej lub odpowiedź jest opóźniona bądź niepewna, notuje się punktację za czucie upośledzone. (2) – Pełne – Jeśli pacjent twierdzi, że czuje dotyk po stronie porażonej i dotyk odczuwa jednakowo po stronie zdrowej i porażonej, notuje się punktację za czucie pełne.</p>
<p>Propriocepcja Celem tego badania jest ustalenie spójnej odpowiedzi, która będzie trafna i szybka. W razie braku</p>	<p>Kończyna dolna</p> <ul style="list-style-type: none"> • <u>Udo:</u> Badający wykonuje powyższą procedurę, dotykając pacjenta po zdrowej i porażonej powierzchni uda. <u>Podeszwa stopy:</u> Badający wykonuje powyższą procedurę, dotykając pacjenta po zdrowej i porażonej podeszwie stopy. Procedura: Propriocepcję można zbadać w pozycji siedzącej lub leżącej na wznak dla kończyny górnej oraz w pozycji leżącej na wznak w przypadku kończyny dolnej. Badanie należy zacząć od kończyny zdrowej. Badający wyjaśnia pacjentowi, który ma otwarte oczy: „Zaraz poruszę Pani/Pana ramieniem. W górę, jak teraz; i w dół, jak teraz (zademonstrować badanie). Proszę zamknąć oczy i powiedzieć, czy poruszam ramieniem w górę czy w dół.” Badający posługuje się pozycjami ręki 	<p><i>Punktacja:</i> (0) – Nieobecna (brak czucia) (1) – Upośledzona (niespójne odpowiedzi lub trzy czwarte odpowiedzi poprawnych, przy znacznych</p>

<p>pewności badający może powtórzyć procedurę więcej razy, aby ustalić, czy brak odpowiedzi wynikał z prawdziwej utraty czucia, czy z błędu pacjenta spowodowanego długim badaniem.</p>	<p>opisanymi poniżej dla każdego ruchu stawu. Badający porusza stawem w małym zakresie ruchu (około 10 stopni dla stawów kończyn i 5 stopni dla stawów w palcach u rąk i u nóg). Porusza kończyną co najmniej 3 razy w różnych kierunkach. Jeśli pacjent nieprawidłowo wskaże co najmniej jeden kierunek, badający powtarza ruchy jeszcze kilka razy, aby ustalić, czy trafne odpowiedzi stanowią powyżej 75% (2 punkty), czy poniżej 75% (1 punkt). Badanie rozpoczyna się od najbardziej proksymalnych stawów po stronie zdrowej. Następnie przechodzi się do tego samego stawu po stronie porażonej. Celem tego badania jest ustalenie, czy propriocepcja po obu stronach jest jednakowa, czy różna. Na przykład, jeśli pacjent rozpoznaje bodziec ruchowy z jednakową trafnością i reaktywnością co po stronie zdrowej, notuje się 2 punkty. Jeśli jednak pacjent podaje odpowiedzi trafne, ale po wydłużonym czasie lub nie jest ich pewny, notuje się 1 punkt. (W tej chwili można zapytać pacjenta, czy ruch po jednej stronie jest taki sam jak po drugiej.) Przy braku odczucia ruchu stawu notuje się punktację zerową.</p> <p>Kończyna górna</p> <ul style="list-style-type: none"> • Staw bark: Badacz podpira ramię pacjenta za nadkłykieć przyśrodkowy i boczny kości ramiennej oraz za dystalną część kości łokciowej i kości promieniowej. Badacz prosi pacjenta, by patrzył na ramię. Porusza barkiem i mówi: „To jest ruch w górę. To jest ruch w dół.” Zaraz poproszę Panią/Pana o zamknięcie oczu i będę poruszać barkiem w obie strony. Proszę powiedzieć „W górę” lub „W dół”. Badacz porusza ramieniem w losowym kierunku w zakresie około 10°, 4 razy (w razie potrzeby więcej razy), licząc prawidłowe odpowiedzi. Staw łokciowy: Badacz podpira ramię pacjenta za nadkłykieć przyśrodkowy i boczny oraz za dystalną część kości łokciowej i kości promieniowej. Badacz prosi pacjenta, by patrzył na łokieć. Porusza łokciem i mówi „To jest ruch w górę. To jest ruch w dół”. Zaraz poproszę Panią/Pana o zamknięcie oczu i będę poruszać łokciem w obie strony. Proszę powiedzieć „W górę” lub „W dół”. Badacz porusza łokciem w losowym kierunku w zakresie około 10°, 4 razy (w razie potrzeby więcej razy), licząc prawidłowe odpowiedzi. Nadgarstek: Badacz podpira nadgarstek pacjenta pod dystalną częścią kości łokciowej i kości promieniowej oraz pod 2. i 5. kością śródreżca. Badacz prosi pacjenta, by patrzył na nadgarstek. Porusza nadgarstkiem i mówi „To jest ruch w górę. To jest ruch w dół.” Zaraz poproszę Panią/Pana o zamknięcie oczu i będę poruszać nadgarstkiem w obie strony. Proszę powiedzieć „W górę” lub „W dół”. Badacz porusza nadgarstkiem w zakresie około 10°, 4 razy (w razie potrzeby więcej razy), licząc prawidłowe odpowiedzi. Kciuk: Badacz podpira kciuk pacjenta proksymalnie do stawu międzypaliczkowego i po obu stronach najbardziej dystalnej części kciuka. Badacz prosi pacjenta, by patrzył na kciuk. Porusza kciukiem w stawie międzypaliczkowym 	<p>różnicach w czuciu w porównaniu ze stroną zdrową) (2) – Nienaruszona (wszystkie odpowiedzi prawidłowe, przy małej różnicy lub braku różnicy).</p>
--	--	--

	<p>i mówi „To jest ruch w górę. To jest ruch w dół”. Zaraz poproszę Panią/Pana o zamknięcie oczu o poruszę kciukiem w obie strony. Proszę powiedzieć „W górę” lub „W dół”. Badacz porusza kciukiem w zakresie około 10°, 4 razy (w razie potrzeby więcej razy), licząc prawidłowe odpowiedzi. Kończyna dolna Staw biodrowy i staw kolanowy należy badać w pozycji leżącej na wznak. Staw skokowy i palec u nogi można badać w pozycji siedzącej lub leżącej na wznak. <u>Staw biodrowy:</u> Badacz podpira nogę pacjenta pod kłykciami kości udowej oraz pod kostką przyśrodkową i boczną. Badacz prosi pacjenta, by patrzył na nogę. Porusza biodrem i mówi „To jest ruch w górę. To jest ruch w dół.” Zaraz poproszę Panią/Pana o zamknięcie oczu i będę poruszać biodrem w obie strony. Proszę powiedzieć „W górę” lub „W dół”. Badający porusza biodrem w zakresie około 10°, 4 razy (lub więcej w razie potrzeby), licząc prawidłowe odpowiedzi. <u>Staw kolanowy:</u> Badacz podpira nogę pacjenta pod kłykciami kości udowej oraz pod kostką przyśrodkową i boczną. Badacz prosi pacjenta, by patrzył na kolano. Porusza kolanem i mówi „To jest ruch w górę. To jest ruch w dół.” Zaraz poproszę Panią/Pana o zamknięcie oczu i będę poruszać kolanem w obie strony. Proszę powiedzieć „W górę” lub „W dół”. Badacz porusza kolanem w zakresie około 10°, 4 razy (lub więcej w razie potrzeby), licząc prawidłowe odpowiedzi. <u>Staw skokowy:</u> Badacz podpira nogę pacjenta pod kostką przyśrodkową i boczną oraz pod głowami 1. i 5. kości śródstopia. Badacz prosi pacjenta, by patrzył na swoją kostkę. Porusza stawem skokowym i mówi „To jest ruch w górę. To jest ruch w dół.” Zaraz poproszę Panią/Pana o zamknięcie oczu i będę poruszać kostką w obie strony. Proszę powiedzieć „W górę” lub „W dół”. Badający porusza stawem skokowym w zakresie około 10°, 4 razy (lub więcej w razie potrzeby), licząc prawidłowe odpowiedzi. <u>Paluch:</u> Badacz podpira paluch pacjenta pod stawem międzypaliczkowym i po obu stronach najbardziej dystalnej części palucha. Badający prosi pacjenta, by patrzył na paluch. Porusza paluchem w stawie międzypaliczkowym i mówi „To jest ruch w górę” i „To jest ruch w dół”. Zaraz poproszę Panią/Pana o zamknięcie oczu i będę poruszać paluchem w obie strony. Proszę powiedzieć „W górę” lub „W dół”. Badający porusza paluchem w zakresie około 10°, 4 razy (lub więcej w razie potrzeby), licząc prawidłowe odpowiedzi.</p>	
--	---	--

KWESTIONARIUSZ OCENY SPRAWNOŚCI SENSOMOTORYCZNEJ WG FUGL-MEYER-PL

Sprawność ruchowa – kończyna górna				
BADANIE	ELEMENT	PUNKTY		KRYTERIA PUNKTACJI
		Przed	Po	
I. Odruchy	Mięsień dwugłowy ramienia			0 – Nie da się wywołać odruchu
	Mięsień trójgłowy ramienia			

				2 – Da się wywołać oddech
II. Synergia zginaczy	Uniesienie			0 – Ruch nie został wykonany 1 – Ruch wykonany częściowo 2 – Ruch wykonany bezbłędnie
	Wycofanie barku			
	Odwiedzenie (co najmniej 90°)			
	Rotacja zewnętrzna			
	Zgięcie w stawie łokciowym			
	Supinacja przedramienia			
III. Synergia prostowników	Przywiedzenie/rotacja wewnętrzna w stawie barkowym			0 – Ruch nie został wykonany 1 – Ruch wykonany częściowo 2 – Ruch wykonany bezbłędnie
	Wyprost w stawie łokciowym			
	Pronacja przedramienia			
IV. Ruch łączący synergie	Sięgnięcie ręką do lędźwiowego odcinka kręgosłupa			0 – Nie został wykonany żaden ruch 1 – Ręka musi sięgnąć za kołec biodrowy przedni górny 2 – Ruch wykonany bezbłędnie
	Zgięcie w stawie barkowym do 90°, w stawie łokciowym wyprost			0 – Ramię zostaje od razu odwiedzone lub staw łokciowy zgina się na początku ruchu 1 – Odwiedzenie lub zgięcie w stawie łokciowym ma miejsce w późniejszej fazie ruchu 2 – Ruch wykonany bezbłędnie
	Pronacja/supinacja przedramienia, staw łokciowy pod kątem 90°, barkowy pod kątem 0°			0 – Prawidłowa pozycja barku utrzymana w przywiedzeniu wzdłuż tułowia i zgięciu w stawie łokciowym oraz/lub nie można uzyskać pronacji lub supinacji. 1 – Aktywna pronacja lub supinacja wykonywana nawet w ograniczonym zakresie ruchu, z stawem łokciowym zgiętym do kąta 90° i ramieniem wzdłuż tułowia. 2 – Całkowita pronacja i supinacja z stawem łokciowym zgiętym do 90° i ramieniem ułożonym wzdłuż tułowia

V. Ruch bez synergii	Odwiezienie w stawie barkowym do kąta 90°, staw łokciowy pod kątem 0°, przedramię w pozycji pronacji			0 – Od początku ruchu w stawie łokciowym zgięcie lub pojawia się odchylenie od pronacji przedramienia 1 – Ruch jest wykonywany częściowo lub w trakcie ruchu w stawie łokciowym się zgina lub nie udaje się utrzymać pronacji przedramienia 2 – Ruch wykonany bezbłędnie
	Zgięcie w stawie barkowym do kąta 90-180°, staw łokciowy pod kątem 0° i przedramię w pozycji pośredniej			0 – Zgięcie w stawie łokciowym lub odwiezienie barku od początku ruchu (ramię jest natychmiast odwodzone lub w stawie łokciowym zgięcie od początku ruchu) 1 – Zgięcie w stawie łokciowym lub odwiezienie barku następuje w trakcie zginania w stawie barkowym (w późniejszych fazach ruchu) 2 – Ruch wykonany bezbłędnie
	Pronacja/supinacja przedramienia staw łokciowy pod kątem 0°, w stawie ramiennym zgięcie pod kątem 30-90°			0 – Supinacja i pronacja nie są możliwe lub nie udaje się uzyskać pozycji w stawie ramiennym i łokciowym 1 – Staw ramienny i łokciowy ułożone prawidłowo, supinacja wykonywana w ograniczonym zakresie. 2 – Ruch wykonany bezbłędnie.
VI. Prawidłowe odruchy	Zginacze mięśnia dwugłowego ramienia i/lub palców oraz mięsień trójgłowy ramienia (To badanie wykonuje się jedynie u pacjentów, u których w poprzednich badaniach kończyny dolnej zanotowano pełną punktację; w pozostałych przypadkach należy przyjąć punktację równą 0)			0 – Co najmniej 2 z 3 odruchów są znacznie wzmożone 1 – Jeden odruch jest znacznie wzmożony lub co najmniej 2 odruchy są ożywione 2 – Nie więcej niż jeden odruch jest

				ożywiony i żaden nie jest wzmożony
VII. Nadgarstek	Stabilność, w stawie łokciowym pod kątem 90°, staw barkowy pod kątem 0°			0 – Pacjent nie może uzyskać zgięcia grzbietowego nadgarstka do wymaganego kąta 15° 1 – Udaje się uzyskać zgięcie grzbietowe, ale wyłącznie bez oporu 2 – Pozycję udaje się utrzymać również z pewnym (delikatnym) oporem
	Zgięcie/wyprost, staw łokciowy pod kątem 90°, staw barkowy pod kątem 0°			0 – Ruch nie jest wykonany 1 – Pacjent nie może aktywnie poruszyć nadgarstkiem w całym zakresie ruchu 2 – Ruch bezbłędny, powtarzalny, płynny
	Stabilność, staw łokciowy pod kątem 0°, staw barkowy zgięty pod kątem 30°			0 – Pacjent nie może uzyskać zgięcia grzbietowego nadgarstka do wymaganego kąta 15° 1 – Udaje się uzyskać zgięcie grzbietowe, ale wyłącznie bez oporu 2 – Pozycję udaje się utrzymać również z pewnym (delikatnym) oporem
	Zgięcie/wyprost, staw łokciowy pod kątem 0°, staw barkowy zgięty pod kątem 30°			0 – Ruch nie jest wykonany 1 – Pacjent nie może aktywnie poruszyć nadgarstkiem w całym zakresie ruchu 2 – Ruch bezbłędny, powtarzalny, płynny

	Ruch okrężny			0 – Ruch nie jest możliwy 1 – Ruch jest gwałtowny lub ruch okrężny jest niepełny 2 – Bezbłędny, powtarzalny, płynny ruch
VIII. Ręka	Masowe zginanie palców			0 – Zgięcie nie występuje 1 – Dochodzi do częściowego zgięcia, ale nie jest to pełny ruch 2 – Pełne aktywne zgięcie (w porównaniu ze zdrową ręką)
	Masowe prostowanie palców			0 – Brak wyprost 1 – Pacjent może rozluźnić chwyt z aktywnym zgięciem masowym 2 – Pełny aktywny wyprost
	Chwyt I – Stawy śródrečno-paliczkowe są wyprostowane, a proksymalne i dystalne stawy międzypaliczkowe są zgięte; sprawdzana jest wytrzymałość chwytu na opór			0 – Nie udaje się uzyskać żądanej pozycji 1 – Chwyt jest słaby 2 – Chwyt udaje się utrzymać nawet przy względnie dużym oporze
	Chwyt II – Pacjent jest proszony o przywiedzenie kciuka, kiedy między kciukiem a palcem wskazującym umieszczony jest kawałek papieru			0 – Nie da się wykonać ruchu 1 – Kawałek papieru włożony między kciuk i palec wskazujący jest utrzymywany, ale nie przy delikatnym ciągnięciu 2 – Papier jest trzymany mocno, nawet przy pociąganiu
	Chwyt III – Pacjent ustawia opuszkę kciuka przeciwstawnie do opuszki palca wskazującego; między palcami umieszczony jest ołówek			0 – Nie da się wykonać ruchu 1 – Ołówek włożony między kciuk i palec wskazujący jest utrzymywany, ale nie przy delikatnym ciągnięciu 2 – Ołówek jest trzymany mocno, nawet przy pociąganiu

	Chwył IV – Pacjent powinien złapać puszkę przeciwstawionymi powierzchniami dłoniowymi 1. i 2. palca			0 – Nie da się wykonać ruchu 1 – Puszka włożona między kciuk i palec wskazujący jest utrzymywana, ale nie przy delikatnym ciągnięciu 2 – Puszka jest trzymana mocno, nawet przy pociąganiu
	Chwył V – Pacjent chwytą piłkę tenisową chwytem sferycznym lub jest proszony o ułożenie palców w pozycji odwiedzenia kciuka i zgięcia odwiedzionych palców 2., 3., 4. i 5.			0 – Nie da się wykonać ruchu 1 – Pacjent może utrzymać piłkę tenisową chwytem sferycznym, ale nie przy delikatnym pociąganiu 2 – Piłka tenisowa jest trzymana mocno, nawet przy pociąganiu
IX. Koordynacja i Prędkość – Prowadzenie palca od kolana do nosa (5 szybkich powtórzeń)	Drżenie			0 – Znaczne drżenie 1 – Nieznaczne drżenie 2 – Brak drżenia
	Dysmetria			0 – Wyraźna lub niesystematyczna dysmetria 1 – Nieznaczna lub systematyczna dysmetria 2 – Brak dysmetrii
	Prędkość			0 – Czynność trwa ponad 6 sekund dłużej niż dla ręki zdrowej 1 – Czynność trwa 2–5,9 sekundy dłużej niż dla ręki zdrowej 2 – Różnica poniżej 2 sekund
Łączny wynik dla kończyny górnej				Maksymalnie 66 punktów

Sprawność ruchowa – kończyna dolna				
BADANIE	ELEMENT	PUNKTY		KRYTERIA PUNKTACJI
		Przed	Po	
I. Odruchy	Skokowy			0 – Nie da się wywołać odruchu 2 – Da się wywołać odruch
	Rzępkowy			
II. A. Synergia zginaczy (w pozycji leżącej na wznak)	Zgięcie w stawie biodrowym			0 – Ruch nie został wykonany 1 – Ruch wykonany częściowo 2 – Ruch wykonany w pełni
	Zgięcie w stawie kolanowym			
	Zgięcie grzbietowe w stawie skokowym			

II. B. Synergia prostowników (w pozycji leżącej na boku)	Wyprost w stawie biodrowym			0 – Ruch nie został wykonany 1 – Ruch wykonany częściowo 2 – Ruch wykonany w pełni
	Przywiedzenie w stawie biodrowym			
	Wyprost w stawie kolanowym			
	Zgięcie podeszwowe w stawie skokowym			
III. Ruch łączący synergii (pozycja siedząca, z kolanami poza powierzchnią siedzenia)	A. Zgięcie w stawie kolanowym większe niż 90°:			0 – Brak czynnego ruchu 1 – Od pozycji nieco wyprostowanej, w stawie kolanowym może nastąpić ruch zginania, ale nie dalej niż do kąta 90° 2 – Zgięcie w stawie kolanowym większe niż do kąta 90°
	B. Zgięcie grzbietowe w stawie skokowym			0 – Brak czynnego zgięcia 1 – Niecałkowite zgięcie aktywne 2 – Prawidłowe zgięcie grzbietowe
IV. Ruch bez synergii (w pozycji stojącej, staw biodrowy pod kątem 0°)	A. Zgięcie w stawie kolanowym			0 – Staw kolanowy nie zgina się bez zgięcia w stawie biodrowym 1 – Rozpoczęcie zgięcia w stawie kolanowym jest możliwe bez zgięcia w stawie biodrowym, ale nie da się kontynuować do kąta 90° lub staw biodrowy zaczyna się zginać w późniejszej fazie ruchu 2 – Zgięcie w stawie kolanowym powyżej 90° z utrzymaniem stawu biodrowego w wyproście
	B. Zgięcie grzbietowe w stawie skokowym			0 – Brak czynnego ruchu 1 – Ruch wykonany częściowo 2 – Ruch wykonany w pełni
V. Prawidłowe odruchy (w pozycji siedzącej)	Zginaczy stawu kolanowego			0 – Co najmniej 2 z 3 odruchów fazowych są
	Rzepakowy			

	Skokowy (To badanie wykonuje się jedynie u pacjentów, u których we wszystkich poprzednich badaniach zanotowano pełną punktację; w pozostałych przypadkach należy przyjąć punktację równą 0)			znacznie wzmożone 1 – Jeden odruch jest znacznie wzmożony lub co najmniej 2 odruchy są ożywione 2 – Nie więcej niż jeden odruch jest ożywiony i żaden nie jest wzmożony
VI. Koordynacja i prędkość – w pozycji siedzącej: Energiczne kilkukrotne przyciągnięcie pięty do przeciwnego kolana (5 szybkich powtórzeń)	A. Drżenie			0 – Znaczne drżenie 1 – Nieznaczne drżenie 2 – Brak drżenia
	B. Dysmetria			0 – Wyraźna lub niesystematyczna dysmetria 1 – Nieznaczna lub systematyczna dysmetria 2 – Brak dysmetrii
	C. Prędkość			0 – Czynność trwa ponad 6 sekund dłużej niż dla strony zdrowej 1 – Czynność trwa 2–5,9 sekundy dłużej niż dla strony zdrowej 2 – Różnica poniżej 2 sekund
Łączny wynik dla kończyny dolnej				Maksymalnie 34 punkty
Łączny wynik dla sprawności ruchowej (KG + KD)				Maksymalnie 100 punktów

Czucie				
RODZAJ CZUCIA	OBSZAR	PUNKTY		KRYTERIA PUNKTACJI
		Przed	Po	
I. Lekki dotyk	Ramię część proksymalna			0 – Brak czucia 1 – Upośledzone czucie 2 – Prawidłowe
	Powierzchnia dłoniowa ręki			
	Udo			
	Powierzchnia podeszwowa stopy			
II. Propriocepcja	Staw barkowy			0 – Brak czucia 1 – 75% odpowiedzi poprawnych, przy znacznych różnicach w czuciu w porównaniu ze stroną zdrową 2 – Wszystkie odpowiedzi prawidłowe, przy
	Staw łokciowy			
	Nadgarstek			
	Kciuk			
	Biodro			

	Staw kolanowy			małej różnicy lub braku różnicy
	Staw skokowy			
	Paluch			
Łączny wynik dla czucia				Maksymalnie 24 punkty
Łączny wynik dla sprawności ruchowej i czucia				Maksymalnie 124 punkty
Komentarze	Przed:			
	Po:			