

**Prace habilitacyjne  
Akademii Wychowania Fizycznego  
we Wrocławiu**



**Alicja  
Rutkowska-Kucharska**

**Synergizm mięśniowy  
w procesie sterowania  
ruchami manipulacyjnymi**

Akademia Wychowania Fizycznego we Wrocławiu

---

**Alicja Rutkowska-Kucharska**

**Synergizm mięśniowy  
w procesie sterowania  
ruchami manipulacyjnymi**



Wrocław 1999

Komitet Wydawniczy:

mgr Bogusława Idzik (Sekretarz), prof. dr hab. Zofia Ignasiak,  
dr n. hum. Jerzy Jankowski (Redaktor Naczelny), prof. dr hab. Antoni Janusz  
(Przewodniczący), prof. dr hab. Ewaryst Jaskólski, Krzysztof Krzywonos,  
dr hab. Tadeusz Skolimowski, prof. nadzw.

Recenzent

dr hab. Ludmiła Borodulin-Nadzieja, prof. nadzw.

Redaktor

Jolanta Wiecha

Korekta

Bogusława Idzik

Redaktor techniczny

Teresa Horyd



7165/1<sup>S</sup>

© Copyright 1999 by Wydawnictwo AWF Wrocław

ISBN 83-87389-28-5

Wydawnictwo Akademii Wychowania Fizycznego we Wrocławiu  
Wydanie I. Nakład 150 egz. Poligrafia AWF we Wrocławiu

Acc. 1.3/100

## Spis treści

*„Kontrolować możesz tylko to, co czujesz”*

Artur Prochazka (1996)

---

# Spis treści

1. Wprowadzenie .....	7
Proces sterowania ruchami manipulacyjnymi w poglądach biomechaników i neurofizjologów .....	7
Pojęcie sterowania i regulacji .....	8
Program ruchu .....	10
Czynniki warunkujące sprawność procesu sterowania ruchami manipulacyjnymi .....	15
Kryterium czasu w klasyfikacji ruchów manipulacyjnych .....	19
Strategie sterowania .....	20
Proces sterowania i jego znaczenie w motoryczności człowieka .....	20
Sterowanie ruchem manipulacyjnym przejawiające się we wzorcu EMG agonisty i antagonisty .....	22
Czas ruchu a wzorzec aktywności elektrycznej mięśni .....	24
Siła mięśniowa a wzorzec aktywności EMG .....	26
Kończyna górna jako układ sterowania .....	26
Sterowanie ruchem manipulacyjnym przejawiające się dokładnością realizacji zadania ruchowego .....	28
Poziomy sterowania dokładnością ruchów manipulacyjnych .....	28
Kryteria oceny sterowania dokładnością ruchu .....	32
Dokładność ruchu manipulacyjnego a warunki zewnętrzne przebiegu ruchu .....	33
Założenia i cele badań własnych .....	35
Założenia .....	37
Cel .....	38
2. Metody badań .....	39
Opis stanowiska badawczego .....	40
Rejestracja i opracowanie liczbowe sygnału EMG .....	41
Udział mięśni kończyny górnej w ruchach manipulacyjnych po trajektorii wzorcowej .....	43

Eksperyment I .....	46
Charakterystyka trajektorii wzorcowych i zakresu ruchu w stawach kończyny górnej .....	46
Zadanie I .....	47
Zadanie II .....	48
Zadanie III .....	48
Zadanie IV .....	48
Eksperyment II .....	49
Charakterystyka trajektorii wzorcowej i zakresu ruchu w stawach kończyny górnej .....	49
Badani .....	51
3. Wyniki badań .....	53
Eksperyment I .....	53
Sterowanie aktywnością mięśni podczas ruchu po wybranym fragmencie trajektorii wzorcowej .....	53
Charakterystyka czasowa aktywności agonisty i antagonisty w ruchach szybkich i dokładnych .....	54
Względna synchronizacja .....	56
Charakterystyka czasowa aktywności agonisty i antagonisty w ruchach o różnych warunkach początkowych i końcowych .....	57
Charakterystyka amplitudowa aktywności agonisty i antagonisty w ruchach szybkich i wolnych, w różnych warunkach początkowych i końcowych .....	59
Analiza .....	60
Wnioski .....	64
Eksperyment II .....	64
Sterowanie aktywnością mięśni kończyny górnej w ruchach złożonych .....	64
Aktywność mięśni w warunkach standardowych .....	66
Aktywność mięśni w warunkach zmiany liczby stopni swobody kończyny górnej .....	69
Analiza .....	78
Wnioski .....	80
4. Podsumowanie .....	81
5. Terminy i ich definicje .....	85
6. Piśmiennictwo .....	87
7. Summary .....	99

# 1

---

## Wprowadzenie

Proces sterowania ruchami to jeden z ważniejszych problemów badawczych w naukach o kulturze fizycznej, szczególnie w tych działach, które zajmują się badaniem ruchu człowieka. Za jednego z pierwszych badaczy wykorzystującego wiedzę neurofizjologiczną i metody biomechaniczne uważa się Bernsteina (Jansons 1992). Opublikowane przez niego wyniki badań i sformułowane teorie były i są nadal cytowane w literaturze, zarówno neurofizjologicznej, jak i biomechanicznej (Corcos 1989, Desmurget i in. 1996, Fidelus 1983, Flash 1990, Gawroński 1975, Ghez i Gordon 1987, Gordon i Ghez 1987, Konorski 1969, Latash 1993, Morecki i in. 1971, Prochazka 1996, Schmidt 1980, 1991, Tarnecki i in. 1991, Zernicke 1996, Zmysłowski 1983), a prezentowane poglądy dotyczące sterowania ruchem stanowią kontynuację badań wielkiego biomechanika.

### **Proces sterowania ruchami manipulacyjnymi w poglądach biomechaników i neurofizjologów**

Celem tego rozdziału jest przedstawienie dorobku różnych dziedzin wiedzy istotnego dla wyjaśnienia procesu sterowania ruchami. Zawarto w nim jedynie te informacje, które są niezbędne do prowadzenia badań nad efektem końcowym procesu sterowania. Podjęto próbę syntetycznego przedstawienia tych składowych procesu sterowania, które należy uwzględnić zarówno podczas prowadzenia prac badawczych nad efektem końcowym procesu sterowania,

jak i badając proces uczenia się ruchu, pracując nad testami koordynacji ruchów, oceniając predyspozycje do uprawiania różnych dyscyplin sportu czy też prowadząc prace zmierzające do wyjaśnienia mechanizmów zachowania się ruchowego człowieka.

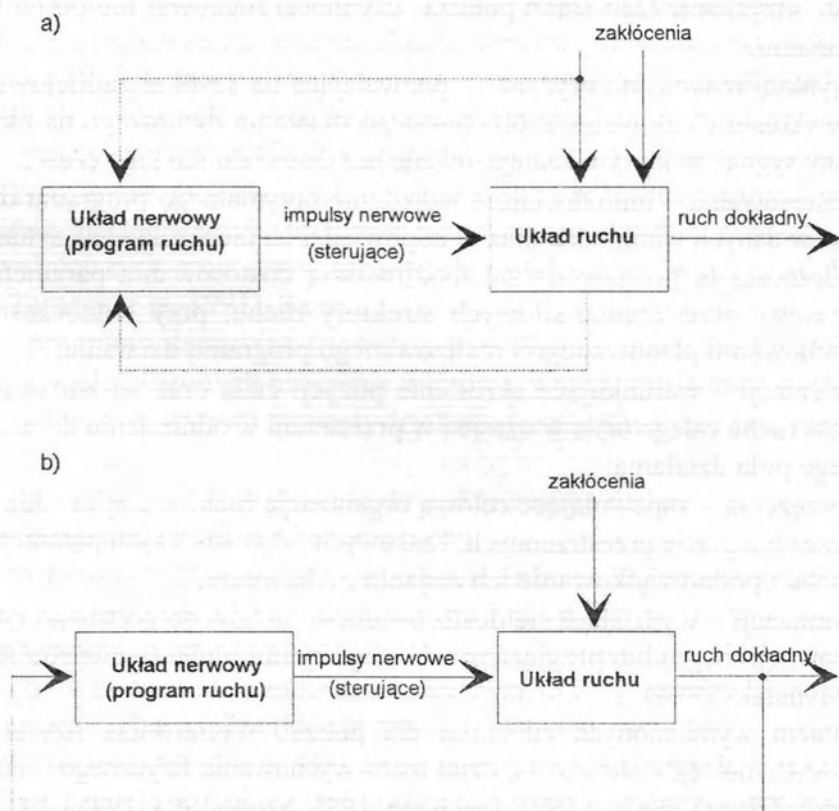
## Pojęcie sterowania i regulacji

Konieczność wyjaśnienia terminów „sterowanie” i „regulacja” wynika z faktu, że często używa się zamiennie obu określeń do opisu i wyjaśnienia procesów zachodzących podczas wykonania czy też nauczania ruchów. Jak wynika z definicji tych terminów – sformułowanych przez teorię sterowania – podstawowym kryterium różnicującym te procesy jest kryterium czasu, jaki upływa od podjęcia decyzji o wykonaniu ruchu do jego realizacji, a także możliwość wprowadzenia korekt jego przebiegu, w chwili gdy pojawią się zakłócenia.

W automatyce sterowanie definiuje się jako celowe oddziaływanie na przebieg procesu (Kaczorek 1977, Markowski i in. 1985). Oddziaływanie to może zachodzić w układzie otwartym (sterowanie w układzie otwartym) bądź zamkniętym (sterowanie w układzie zamkniętym). Przenosząc definicję sformułowaną przez automatyków na płaszczyznę badań ruchów człowieka, w tym manipulacyjnych, można stwierdzić, że w procesie sterowania w układzie otwartym, podczas wykonywania każdego ruchu dowolnego, w chwili gdy pojawią się zakłócenia (rys. 1a) układ nerwowy nie jest w stanie zareagować i wprowadzić korekty do procesu sterowania tak, aby ruch mógł być wykonany zgodnie z programem. Sterowanie dokładnością ruchu w układzie otwartym jest możliwe jedynie wtedy, gdy na podstawie sygnału sterującego można przewidzieć przebieg ruchu. Jednak gdy pojawią się zakłócenia z zewnątrz, które są nieznanne i niemożliwe do przewidzenia, to sterowanie w układzie otwartym jest w takim przypadku nieskuteczne, a ruch manipulacyjny niedokładny. Mianem zakłócenia określa się wszystkie czynniki, które pochodzą spoza układu ruchu i utrudniają sterowanie. Sterowanie w układzie zamkniętym nazywa się regulacją (rys. 1b), która zapewnia dokładniejszą realizację programu ruchu. Dzieje się tak, gdy ruch jest na tyle wolny, że w trakcie trwania ruchu umożliwia wprowadzenie do ośrodków układu nerwowego sygnałów o przebiegu wykonanego ruchu, zmieniających się warunkach jego wykonania czy też pojawiających się zakłóceniach. Sygnały te uniezależniają układ ruchu od zakłóceń, natomiast kontrola skutków sterowania umożliwia jego korygowanie na bieżąco. Jak wynika z przedstawionego opisu, regulacja jest pojęciem węższym od sterowania.



W fizjologii i biomechanice pojęciu sterowania odpowiada pojęcie koordynacji ruchów rozumianej jako współdziałanie mechanizmów fizjologicznych, głównie nerwowo-mięśniowych, zapewniających wykonanie realnego ruchu zgodnie z założeniami (Fidelus 1983). Realność wynika z możliwości siłowych, szybkościowych i energetycznych organizmu. Natomiast założenia to wypracowany w procesie uczenia się program ruchu. Koordynację ruchów definiuje się zarówno jako cechę, czyli własność układu nerwowo-mięśniowego, a więc układu sterującego człowiekiem, jak i czynność, to jest proces sterowania ruchem (Komor 1983).



Rysunek 1. Sterowanie w układzie otwartym (a) i sterowanie w układzie zamkniętym (b) podczas wykonywania ruchów dokładnych (za: Markowski i in. 1985)

W wychowaniu fizycznym i sporcie koordynację ruchów rozumie się jako cechę motoryczną (definiowaną też jako predyspozycje) uwarunkowaną procesami zachodzącymi w układzie nerwowo-mięśniowym i przejawiającą się zdolnościami do wykonywania złożonych ruchów. Uwzględniając charakter różnych dyscyplin sportu i związaną z tym potrzebę znalezienia takich cech, które decydują o uzyskaniu mistrzostwa sportowego, wyróżniono następujące zdolności uwarunkowane przebiegiem procesu sterowania:

- różnicowania – warunkujące dokładność i ekonomię ruchów. Zdolności te decydują o kątowej pozycji w stawach, o stanie napięcia zaangażowanych mięśni oraz prędkości ruchów;
- równowagi – umożliwiające utrzymanie pozycji ciała oraz zachowanie lub odzyskanie tego stanu podczas czynności ruchowej lub po jej wykonaniu;
- szybkiej reakcji motorycznej – pozwalające na szybkie zainicjowanie i wykonanie celowego, krótkotrwałego działania ruchowego na określony sygnał, w którym zaangażowane jest całe ciało lub jego część;
- dostosowania – umożliwiające wdrożenie optymalnego programu działań w danych warunkach oraz w odpowiedzi na nieoczekiwaną sytuację. Zdolności te przejawiają się możliwością dostosowania parametrów czasowo-przestrzenno-siłowych struktury ruchu, przy jednoczesnym zachowaniu planowanego i realizowanego programu działania;
- orientacji – warunkujące określenie pozycji ciała oraz jej zmian podczas ruchu całego ciała w czasie i w przestrzeni w odniesieniu do ustalonego pola działania;
- sprzężenia – zapewniające celową organizację ruchów części ciała poprzez integrację przestrzennych, czasowych i dynamicznych parametrów ruchu i podporządkowanie ich zadaniu ruchowemu;
- rytmizacji – wyrażające się dostosowaniem ruchów do podanego rytmu (zewnątrznego) lub przyjęciem własnego rytmu ruchu (wewnętrzznego) (Mynarski 1994).

Badaniem wymienionych zdolności dla potrzeb wychowania fizycznego i sportu wyczynowego zajmuje się dział teorii wychowania fizycznego – antropomotoryka (Hirtz i Starosta 1991, Ljach i in. 1995, Szopa 1993, 1995a, b).

## **Program ruchu**

W wychowaniu fizycznym i w sporcie wyczynowym nauczanie czynności ruchowych czy też techniki sportowej jest tworzeniem programów ruchowych,

natomiast wykonanie zadania ruchowego czy to podczas treningów, czy też w trakcie zawodów sportowych jest odtworzeniem zakodowanych w procesie uczenia się programów ruchowych.

Program ruchu (Latash 1993) stanowi określony zapis w pamięci układu nerwowego i jest syntetyzowany w procesie uczenia się ruchu. Mimo prowadzonych badań (Zmysłowski 1991) dotychczas nie ustalono postaci zapisu programu ruchowego ani też nie określono konfiguracji układów neuronalnych, w których jest przechowywany. Wiadomo, że synteza programów ruchowych dokonuje się przez dopływ do ośrodkowego układu nerwowego sygnałów aferentnych płynących z różnych receptorów do układu nerwowego oraz ich integrację. Badając deficyty ruchowe, które występują u zwierząt w wyniku określonych lezji, a także śledząc przypadki patologiczne powstałe w wyniku uszkodzenia struktur układu nerwowego (Gawroński 1975, Jakimowicz 1987, Konorski 1969, Sainburg i in. 1993, Skangiel-Kramska 1983, Walsh 1966, Żernicki 1980, 1986), można stwierdzić, że programy ruchowe zapisywane są na wszystkich jego poziomach. Zakłada się, że istnieje wiele klas programów motorycznych opracowanych i przechowywanych w hierarchicznie zróżnicowanych strukturach ośrodkowego układu nerwowego. Zestaw najważniejszych programów ruchowych został zdefiniowany przez Brooksa (za: Tarnecki i in. 1991). Są to:

- programy decyzyjne (powstające w wyniku dużej liczby informacji i wielu złożonych procesów w asocjacyjnych strukturach mózgu),
- programy wyboru strategii działania (przygotowujące programy alternatywne),
- programy przygotowawcze do wykonywania ruchu,
- programy taktyki wykonania ruchu.

Programy przygotowujące do wykonania ruchu i taktyki ruchu są ściśle związane z niższymi ośrodkami motorycznymi i mogą być realizowane niezależnie od programów centralnych. Nathan i Sears (za: Tarnecki i in. 1991) uważają, że stopień ich powiązania z programem decyzyjnym i wyboru działania zależy od złożoności ruchu, a także od jego prędkości, dokładności i siły.

Ważną rolę w procesie tworzenia programów ruchowych, a także wprowadzania korekt w trakcie wykonania ruchu, pełni mózdzek. Otrzymuje on informacje z proprioceptorów oraz z innych centralnych struktur układu nerwowego o zaplanowanych do wykonania reakcjach ruchowych. Przyjmuje się (Evarts 1968), że przyrbakowa część mózdzku oraz jądro wstawkowe są podporządkowane funkcjonalnie korze motorycznej, natomiast boczne części półkul mózdzku stanowią strukturę hierarchicznie nadrzędną w stosunku do

kory ruchowej i biorą udział w programowaniu, a także w zapoczątkowywaniu ruchu. Na istotną rolę mózdzku w procesie programowania, a także wykonywania wszystkich ruchów wskazuje też fakt, że sygnały z kory niosące informacje o programie danego ruchu docierają do mózdzku wcześniej niż sygnały z mięśni niosące informacje o wykonaniu tego ruchu. Dlatego też przyjęto, że w mózdzku znajdują się mechanizmy przekładu napięć mięśniowych na akty ruchowe (Konorski 1969).

Natomiast rola kory ruchowej w procesie sterowania ruchem polega na organizowaniu wykonania ruchów dowolnych przez torowanie lub hamowanie aktywności niższych ośrodków ruchowych. Jest to możliwe dzięki drodze korowo-rdzeniowej, w skład której wchodzi również aksony neuronów okolicy premotorycznej i dodatkowego korowego pola ruchowego, wywierając bezpośredni wpływ na neurony rdzenia (Murry i Coulter, za: Tarnawski i in. 1991). Z drogi tej odchodzą również odgałęzienia docierające do wielu struktur układu nerwowego (zwojów podstawy, wzgórza, jąder mostu, mózdzku). Według Adriana i Coopera (1989) kora ruchowa nie odpowiada za planowanie wzorców ruchowych, ale jest najwyższą stacją zbierającą instrukcje do tworzenia programu ruchowego. Służy jako koordynator lub stacja przekaźnikowa dla informacji z innych części ośrodkowego układu nerwowego. Brak korowej kontroli stawów i mięśni potwierdził w swoich badaniach Gelhown (za: Newell i Corcos 1993), który wykazał, że stymulacja pewnych punktów kory mózgowej daje wyraźnie określone wzorce ruchowe. Stwierdził też, że stymulacja różnych punktów kory może powodować przemieszczanie się tych samych części ciała.

W tworzeniu programów ruchowych nie można pominąć roli układu pozapiramidowego (Grottel 1983, 1984, 1991), którego bogactwo połączeń wewnątrz jego struktury, a także między innymi ośrodkami układu nerwowego, utrudnia określenie jego roli w tym procesie. Ponadto wiele struktur na wszystkich poziomach układu nerwowego ściśle współdziała ze strukturami systemu piramidowego, a w przypadku uszkodzenia przejmuje znaczną część utraconych przez niego funkcji.

Można zatem stwierdzić, że wykonanie każdego ruchu niezależnie od stopnia jego złożoności, odbywa się według ściśle określonego wzorca przechowywanego w różnych strukturach układu nerwowego w postaci programu ruchu i przy udziale ogromnej liczby połączeń między tymi strukturami.

Główne kierunki badania procesów sterowania ruchów to kierunek biomechaniczny oraz kierunek neurofizjologiczny. Według Zajaca (1993) celem biomechaniki jest wyjaśnienie mechanicznych zależności między segmentami ciała i mięśniami podczas wykonywania zadań ruchowych. Dlatego też

w badaniach układu ruchu nie uwzględnia się – w pojęciu neurofizjologicznym – ośrodkowego i obwodowego układu nerwowego. Ponadto badania biomechaniczne wychodzą z opisu fenomenologii ruchu i na tej podstawie tworzone są hipotezy o jego realizacji. Pierwszym przedstawicielem kierunku biomechanicznego był Bernstein (1967), który sformułował teorię, w myśl której podstawowym mechanizmem syntezy sterowań w układzie motorycznym są korekcje czuciowe. W swoich pracach on i jego kontynuatorzy (Bernstein 1967, Latash i Turvey 1996) przedstawili koncepcję tworzenia programów ruchowych, która oparta jest na synergich i świeżych śladach (engrams). Synergie definiowane są jako sekwencje czasowe pobudzeń grup mięśni, następnym których są proste skoordynowane ruchy. Te z kolei tworzą ruchy złożone. „Świeże ślady” są prototypem planowania ruchu (na tym etapie nie są określone parametry przestrzenne i czas trwania ruchu). Tworzone są w centralnych strukturach układu nerwowego, a następnie przesyłane do niższych (rdzeniowych) poziomów układu nerwowego i realizowane jako ruchy. W procesie sterowania Bernstein (1967) wyróżnia:

- I etap – w którym ustalony jest stan elementów czuciowych i ruchowych,
- II etap – w którym realizowane są korekcje na podstawie oceny wykonania ruchu.

Według Bernsteina (1967) sterowanie ruchem człowieka polega na nadażnym porównywaniu wartości pożądaney – która jest sformułowanym w wyniku uczenia się programem ruchu – z aktualnymi parametrami ruchu. Dlatego też podczas ruchu mięśnie pobudzane są przez impulsy płynące z układu nerwowego, zapewniające wykonanie ruchu zgodnie z jego programem, ale również z uwzględnieniem pojawiających się zakłóceń pochodzących spoza układu ruchu. Dzięki procesowi porównania wartości pożądaney z bieżącymi parametrami ruchu dochodzi do:

- utworzenia impulsów korekcyjnych,
- zaakceptowania wykonanego ruchu,
- wprowadzenia korekt do programu ruchu.

Kontynuatorem badań prekursora biomechaniki na tym polu był jego współpracownik L.W. Czheidze (za: Jansons 1992), który na podstawie teorii sformułowanych przez Bernsteina przedstawił obieg informacji w organizmie człowieka podczas uczenia się nowych ruchów, a zatem podczas formułowania programu ruchu. Jego zdaniem w procesie programowania ruchu wykorzystywane są dwa pierścienie sterowania: zewnętrzny i wewnętrzny. Sprzężenie zwrotne zewnętrzne, wykorzystując strukturę pierścienia zewnętrznego, steruje znaczeniową częścią zadania ruchowego, to znaczy określa cel i rodzaj

ruchu, a więc taktykę ruchu. Sprzężenie zwrotne wewnętrzne, którego struktura zapewnia obieg informacji wewnątrz organizmu, decyduje o części wykonawczej ruchu, określając technikę danego ruchu. W procesie syntezy nowych programów ruchowych pierścień zewnętrzny steruje niższymi poziomami poprzez wyższe, natomiast po opanowaniu parametrów przestrzennych ruchu sterowanie ruchem przebiega w wewnętrznym pierścieniu sterowania. Pierścień wewnętrzny obejmuje niższe piętra układu nerwowego (Czaidze 1973, Fidelus 1983, Morecki i in. 1971). Tworzenie programu ruchu odbywa się w dwóch etapach (Fidelus 1983): automatyzacji i stabilizacji. Automatyzacja polega na wyborze poziomu sterowania w układzie nerwowym przez dobór odpowiednich sprzężeń zwrotnych. Następstwem automatyzacji jest przełączanie sterowania do niższych struktur układu nerwowego. Etap stabilizacji zapewnia realizację programu ruchu niezależnie od zakłóceń zewnętrznych i wewnętrznych. Na tym etapie dokonuje się współpraca między poziomami odpowiedzialnymi za wykonanie ruchu, a następnie standaryzują się zestawy ruchów oraz ich parametry dynamiczne. Oznacza to określenie ograniczeń sterowalności danego ruchu, czyli zakresów zmienności warunków wewnętrznych i zewnętrznych przebiegu ruchu.

Kierunek neurofizjologiczny obejmuje badania roli poszczególnych struktur systemu nerwowego, badania topografii i własności ruchów wywołanych metodą odruchów i elektrostymulacji, a także badania elektrofizjologiczne struktur neuronalnych (Górska i in. 1997). Teoria opisująca procesy niezbędne do wykonywania ruchu oraz wyjaśniająca ich mechanizmy została sformułowana przez Konorskiego (1969). Teoria ta zbudowana została na założeniu, że synteza sterowań odbywa się z wykorzystaniem programów ruchowych, które są wytwarzane i przechowywane w analizatorze kinestetycznym. Programy te tworzone są w wyniku gromadzenia doświadczeń w trakcie rozwoju osobniczego. Odczyt programów (programowanie ruchów) następuje w wyniku pobudzenia jednostek gnostycznych analizatora na drodze asocjacji. Programy przekazywane są do niższych hierarchicznie struktur systemu, tj. do mózdzku i struktur rdzeniowych, w których są transformowane w sygnały sterujące, przekazywane do mięśni. Informacja zwrotna o stanie mięśni przekazywana jest drogami wstępującymi do wszystkich struktur układu nerwowego, a przede wszystkim do mózdzku, gdzie następuje przełożenie języka napięć mięśniowych na język ruchów.

Proces tworzenia programów ruchowych, według teorii Konorskiego, tłumaczy się następująco. W trakcie wykonywania ruchów chaotycznych, w początkowym okresie rozwoju osobniczego, okolice gnostyczne analizatora kinestetycznego otrzymują opisy tych ruchów. Ruchy, które zaspokajają

potrzeby człowieka, uruchamiają połączenia między jednostkami gnostycznymi, a w rezultacie tworzą się programy ruchów, będące w miarę rozwoju osobniczego programami coraz bardziej złożonymi. W programowaniu ruchów istotną rolę odgrywają asocjacje skierowane do analizatora somestetycznego i kinestetycznego. Odnosząc teorię Konorskiego do tworzenia programów ruchów tego typu można stwierdzić, że w ruchach manipulacyjnych każdy ruch kończyny górnej prowadzi do zmiany jej położenia. Następstwem jest kojarzenie percepcji kinestetycznej ruchu z percepcją somestetyczną jego wyniku, dostarczoną przez gnozę stawową. Percepcje somestetyczne stanowią sygnalizację zwrotną, informując o prawidłowości wykonania danego ruchu, i dlatego współdziałanie kinestetyczno-somestetyczne spełnia ważną rolę w programowaniu, a następnie wykonaniu ruchów kierowanych za pomocą somestezji. Rola analizatora kinestetycznego w programowaniu ruchów nie polega na analizie bodźców dostarczanych z zewnątrz układu nerwowego, lecz na dostarczaniu sygnałów z mięśni poprzez drogi asocjacyjne do kinestetycznych jednostek gnostycznych. Precyzyjne wykonanie zaprogramowanych ruchów manipulacyjnych możliwe jest dzięki połączeniom kinestetyczno-wzrokowym.

Można zatem stwierdzić, że aby w pełni wyjaśnić proces realizacji programów ruchowych, należy z jednej strony poznawać (przez badania biomechaniczne) zachowanie się ruchowe człowieka, uwzględniając przy tym mechanizmy, od których ono zależy, a z drugiej – badając (metodami neurofizjologii) podstawowe własności tych mechanizmów, wskazywać na ich rolę w sterowaniu ruchami człowieka.

## **Czynniki warunkujące sprawność procesu sterowania ruchami manipulacyjnymi**

O jakości procesu sterowania decyduje wiele czynników, które można pogrupować następująco:

- anatomiczne – m.in. budowa oraz właściwości włókien nerwowych i receptorów,
- fizjologiczne – m.in. czas przetwarzania informacji w systemie nerwowym,
- informatyczne – m.in. liczba obwodów sterowania zaangażowana w kontroli zgodności ruchu z jego programem.

Czynniki anatomiczne to różnorodność receptorów i budowa dróg nerwowych, którymi przebiegają impulsy (Jagielski i Maciejowski 1991, Niechaj

1991). Dośrodkowe i odśrodkowe włókna nerwowe, ze względu na różną grubość osłonek mielinowych, charakteryzują się inną prędkością przewodzenia (Duus 1989). Ponadto na wydłużenie czasu obiegu impulsu nerwowego ma wpływ droga, jaką impuls ten musi przebyć. Stwierdzono, że opóźnienia powstające w długich włóknach nerwowych, zarówno komórek  $\alpha$ , jak i  $\gamma$ , i włóknach doprowadzających sygnały z wrzeciona, zakończeń ścięgowych Golgiego i innych receptorów czuciowych (ciałek blaszkowatych Vatera i Paciniego, płytek dotykowych Merckla, ciałek dotykowych Meissnera) do najbardziej oddalonych segmentów kończyn mogą wynosić 0,1 s.

Czynniki fizjologiczne to procesy zachodzące w układzie nerwowym i mięśniowym podczas obiegu informacji od receptora do efektor. Dokładność ruchu zależy od czasu przepływu informacji w systemie nerwowym. Wyróżnia się (Gawroński 1975) następującą skalę czasu w procesach przetwarzania informacji:

- do 1 ms – procesy generowania impulsu nerwowego,
- do 10 ms – szybkie procesy synaptyczne i uśrednianie przebiegów,
- do 200 ms – przebiegi w prostych strukturach neuronowych i wolne procesy synaptyczne związane z hamowaniem,
- do 3 s – procesy związane z wypadkową latencją w doświadczeniach behawioralnych,
- do 15 min – procesy związane z pamięcią chwilową,
- powyżej 15 min – procesy związane z pamięcią trwałą.

Czynnik informatyczny to liczba obwodów sterowania zapewniająca dokładność wykonania ruchu. W zależności od stopnia złożoności ruchu schematy sterowania ruchami człowieka są bardziej lub mniej rozbudowane (Iwankiewicz i in. 1991, Corcos i in. 1989, Wickens i in. 1994).

Bez względu na to, czy kontrola ruchów odbywa się przez sterowanie w pętli zamkniętej czy otwartej, wymaga wielu informacji z różnych receptorów zarówno o długości i napięciu mięśnia, jak i o położeniu stawów czy też zmienności wartości przyłożonych sił zewnętrznych. Informacje te przekazywane są przez pętlę mono-, oligo- i polisynaptyczną. Czas obiegu informacji w każdej z tych pętli powoduje opóźnienia w reakcji ruchowej.

Pętla monosynaptyczna, zwana też odruchem monosynaptycznym, jest przedmiotem wielu prac badawczych (Gandevia 1996, Voogd 1993, Prochazka 1996, Smeets i in. 1995). Pętla ta jest odpowiedzialna za utrzymanie stałej długości mięśnia i przebiega od receptora, przez jeden lub dwa segmenty rdzenia kręgowego, z powrotem do tego samego mięśnia. Pętla ta poprzez neurony ruchowe  $\gamma$  może być pod wpływem nadrzędnych zstępują-



cych neuronów ruchowych (przebiegających drogą piramidową, włóknami siatkowo-rdzeniowymi i przedsionkowo-rdzeniowymi), a zatem na długość mięśnia mogą wpływać ośrodki nadrzędne, co jest bardzo istotne w procesie sterowania ruchami dowolnymi, a także podczas tworzenia programu ruchu (kształtowania się nawyku ruchowego).

Pętla oligosynaptyczna zawiera więcej niż jedną synapsę, chociaż, jak dotąd, ich liczba nie została dotychczas dokładnie sprecyzowana (Latash 1993). Przykładem jest połączenie wrzeciona mięśniowego agonisty z motoneuronem  $\alpha$  antagonisty poprzez jeden neuron wstawkowy.

Pętla polisynaptyczna zawiera liczne neurony pośredniczące i uczestniczy w procesie sterowania każdym ruchem człowieka. Każdy mięsień – zarówno agonista, jak i antagonist – w układzie ruchu człowieka dysponuje dwoma układami sprzężeń zwrotnych:

- układem kontroli długości z wrzecionami mięśniowymi jako czujnikami pomiarowymi,
- układem kontroli siły z zakończeniem ścięgowym jako czujnikiem pomiarowym.

Procesy zachodzące w pętli polisynaptycznej wykorzystują niezliczoną liczbę połączeń wewnątrz rdzenia kręgowego, na które wpływają impulsy płynące z pnia mózgu i mózdzku.

Opisane pętle synaptyczne, których badaniem zajmują się neurofizjolodzy (Voogd 1993) i biomechanicy (Latash 1993), odgrywają istotną rolę w procesie sterowania zachowaniem ruchowym człowieka. Dzięki nim możliwe są różne odpowiedzi mięśnia podczas zmiany wielkości siły zewnętrznej oddziaływającej na segment kończyny. Następstwem udziału wymienionych pętli sterowania jest pobudzenie mięśnia trójfazowo z różnymi czasami opóźnienia (Schmidt 1991):

- I impuls – opóźnienie 30–50 ms,
- II impuls – opóźnienie 50–80 ms,
- III impuls – opóźnienie 80–120 ms.

Reakcja, której opóźnienie spowodowane jest przepływem impulsu od chwili podjęcia decyzji o wykonaniu ruchu do zapoczątkowania pobudzenia mięśnia, w literaturze nazywana jest czasem reakcji, preprogramowaną reakcją,  $M_{2-3}$  lub odruchem na rozciągnięcie (Johansson i Westling 1984, Latash 1993). Czas trwania opóźnienia wynosi ok. 120–180 ms, zależy od rodzaju zadania ruchowego i może ulegać zmianie pod wpływem instrukcji nauczyciela lub trenera, a także w wyniku treningu.

Według Schmidta (1991) i Latasha (1993) mięsień jest pobudzany impulsami płynącymi z co najmniej czterech obwodów sterowania. Należy podkreślić, że w każdym ruchu, niezależnie od tego do jakiej klasy ruchów należy, uczestniczą wymienione pętle sterowania. Denier van der Gon i in. (1990), opisując wzorzec aktywności elektromiograficznej, w sytuacji gdy ruch kończyny górnej został w sposób nagły zatrzymany, wskazują na udział dwóch pętli sterujących napięciem mięśni.

Wcześniejsze prace badawcze (Anochin 1968 za: Morecki i in. 1971) wskazywały na dwuetapowe pobudzenie mięśni. Pierwszy etap pobudzenia następował po upływie 60–70 ms od podjęcia decyzji o wykonaniu ruchu i zapewniał wstępne napięcie mięśni realizujących funkcję stabilizacyjną poszczególnych odcinków ciała. Natomiast drugi etap dotyczył mięśni realizujących funkcję ruchową i charakteryzował się opóźnieniem wynoszącym około 100–130 ms.

Opisane opóźnienia wynikają z czasów trwania składowych sterowania. Zakłada się, że istnieją określone układy neuronalne (Zmysłowski 1991), które wyznaczają czas trwania sterowania i mogą być podobne do tych, które wyznaczają sterowanie w ruchu lokomocyjnym (Kasicki 1991).

Poza pracami z dziedziny neurofizjologii i biomechaniki należy wskazać wiele publikacji z zakresu cybernetyki (Dewhurst 1976, Goodman i Gottlieb 1995, Gutman i in. 1992, 1993, Macukow 1990, Oguztörel i Stein 1983, Tadeusiewicz 1990, Uno i in. 1989), których celem jest badanie (za pomocą metod modelowania) zjawisk zachodzących w procesie sterowania ruchem w organizmach żywych, a następnie wykorzystanie ich w bionice, np. w konstrukcji biomanipulatorów.

Trudno określić, czy jakość wykonania ruchu wynikająca z procesu sterowania i możliwość dokonywania korekt w przypadku pojawienia się zakłóceń zewnętrznych jest właściwością uwarunkowaną genetycznie, czy też doskonalili się w wyniku nabywania doświadczeń (np. w trakcie treningu). Wiadomo, że koordynacja ruchów, będąca zewnętrznym przejawem procesów sterowania w układzie nerwowo-mięśniowym jest właściwością istotną w wielu dyscyplinach sportu. Kozłowski (1978) jako jeden z pierwszych wskazał na konieczności szukania rezerw w procesach sterowania uwarunkowanych funkcjonowaniem układu nerwowego, głównie z powodu osiągnięcia przez sportowców bardzo wysokiego pułapu możliwości energetycznych. Dokładne wykonanie zamierzonego ruchu, niezależnie od występujących zakłóceń zewnętrznych (zwłaszcza tych niemożliwych do przewidzenia), w wielu dyscyplinach sportu (w których czas zadania ruchowego jest bardzo krótki, gdyż proces sterowania przebiega w pętli otwartej) jest podstawowym warunkiem osiągnięcia sukcesu sportowego.

## Kryterium czasu w klasyfikacji ruchów manipulacyjnych

W biomechanice czas ruchu i możliwość wprowadzania ewentualnych zmian jego przebiegu stanowią kryterium wyodrębnienia różnych klas ruchów (Morecki i in. 1971). Są to:

- ruchy mimowolne – realizowane według schematu łuku odruchowego,
- ruchy „balistyczne” (zwane też preprogramowanymi) – czas trwania wynosi około 0,1–0,2 s, zbyt szybkie, aby mogły być korygowane podczas ruchu,
- ruchy ciągłe – czas ich trwania pozwala na wprowadzanie korekt podczas trwania ruchu, co odbywa się przez bieżące porównywanie parametrów wykonywanego ruchu z jego programem.

Prowadzone w ostatnim dziesięcioleciu badania ruchów balistycznych dotyczą głównie możliwości wprowadzania korekcji w procesie sterowania podczas trwania ruchu i wskazują na istnienie takiej możliwości (Ghez i Gordon 1987). Na podstawie wyników tych badań, że możliwe jest wprowadzenie korekcji już po upływie ok. 70 ms od początku sterowania, a więc zbyt szybko, aby odbyło się to na podstawie oceny położenia kończyny dzięki informacjom z proprioceptorów. Tym bardziej nie jest to możliwe na podstawie oceny ruchu za pomocą wzroku. Wyniki prowadzonych badań wskazują, że zmiana sterowania odbywa się w systemie wewnętrznych pętli zwrotnych, przez które następuje porównanie zadanego położenia kończyny z położeniem żądanym, a następnie utworzenie sygnału korekcyjnego. Zmysłowski (1991) przypuszcza, że dla ruchów ręki pętla ta przebiega od neuronów  $C_3$ – $C_4$  przez jądro siatkowate boczne, mózdzek, jądro czerwienne i do neuronów  $C_3$ – $C_4$ .

W teorii wychowania fizycznego (Schmidt 1991) proces sterowania ruchem w pętli otwartej i zamkniętej stanowi kryterium podziału ruchów na nawyki otwarte i zamknięte. Sterowanie w pętli otwartej odnosi się do tej klasy ruchów czy nawyków ruchowych, których czas trwania jest tak krótki, że uniemożliwia wprowadzenie informacji na temat niezgodności zrealizowanego ruchu z jego programem podczas trwania ruchu. W klasyfikacji biomechanicznej jest to klasa ruchów balistycznych. Natomiast w nazewnictwie neurofizjologicznym warunki te spełnia klasa ruchów preprogramowanych. Pod określeniem „nawyki zamknięte” rozumie się klasę ruchów sterowanych w pętli zamkniętej (regulowanych), w których sprzężenia zwrotne zachodzące na różnych poziomach umożliwiają korektę ruchu podczas jego trwania. Odpowiadają one – w przedstawionej wcześniej klasyfikacji biomechanicznej – ruchom ciągłym.

## Strategie sterowania

W latach siedemdziesiątych pojawiły się teorie (Gawroński 1975) zakładające, że w przypadku ruchów wykonywanych po raz pierwszy układ nerwowy podejmuje decyzję o tym, czy ruch ma być wykonany szybko, czy też dokładnie. W ostatnim dziesięcioleciu opublikowano prace (Corcos i in. 1990, Gottlieb i in. 1989a, b, 1990a, b, 1992, Karst i Hasan 1990) formułujące teorie strategii sterowania. Z prac tych wynika, że następstwem polecenia wykonania ruchu szybko, czy też szybko i dokładnie, jest przyjęcie przez układ nerwowy odpowiedniej strategii. Należy zaznaczyć, że opracowane w literaturze modele sterowania ruchem odnoszą się do klasy ruchów balistycznych (preprogramowanych) o jednym stopniu swobody.

Strategie definiuje się jako zestaw reguł wystarczających do wykonania zadania ruchowego, ustalających zależności między zadaniem ruchowym a mierzonymi zmiennymi (Gottlieb i in. 1989a). Do zmiennych mierzonych zadania ruchowego należą: potencjał czynnościowy mięśni zaangażowanych w ruch, droga i czas ruchu. Każda strategia może być opisana w odniesieniu do co najmniej dwóch zależnych zestawów reguł. Pierwszy zestaw opisuje zależności między cechami jakościowymi zadania ruchowego i potencjałem czynnościowym mięśni (reguła EMG), drugi – między cechami jakościowymi zadania ruchowego a kinematyką (reguła kinematyczna). Różne rodzaje zadań ruchowych, w których doświadczalnie ustala się zmienne zadania ruchowego, mogą prowadzić do ilościowej i jakościowej zmiany zachowania ruchowego.

## Proces sterowania i jego znaczenie w motoryczności człowieka

Zachowanie ruchowe człowieka jest przedmiotem badań antropomotoryki. Ponieważ dziedzina ta korzysta z wiedzy o sterowaniu ruchami do opisu motoryczności człowieka, to należy przedstawić poglądy przedstawicieli tego kierunku.

W teorii motoryczności człowieka wyróżnia się stronę potencjalną i efektywną. Strona potencjalna odzwierciedla możliwości wewnętrzne człowieka, do których należą predyspozycje, zdolności i umiejętności ruchowe. Podstawą tej struktury są predyspozycje, które definiuje się (Szopa 1995b) jako „względnie elementarne cechy strukturalne i funkcjonalne organizmu w znaczącym stopniu uwarunkowane genetycznie”. Przyjmując jako kryterium dominujące

podłoże biologiczne, predyspozycje podzielono na cztery grupy (morfologiczno-strukturalne, energetyczne, koordynacyjne, psychiczne).

Według Blumego (Szopa 1995) można wyróżnić trzy kompleksy predyspozycji koordynacyjnych:

- sterowania – odpowiadających uruchamianiu programów ruchowych i przenoszeniu ich na efekторы,
- motorycznych – polegających na współdziałaniu w procesie korekcji receptorów i ośrodków nerwowych oraz uruchamianiu efektorów w zależności od zmieniających się warunków otoczenia,
- uczenia się motorycznego – odpowiadających tworzeniu programów ruchowych.

W obrębie każdego kompleksu wyróżnia się predyspozycje szczegółowe. Zdaniem polskich badaczy te szczegółowe predyspozycje można podzielić na dwie zasadnicze grupy. Pierwsza – to predyspozycje oparte na sprawności uruchamiania istniejących już programów ruchowych, natomiast do drugiej grupy należy zaliczyć predyspozycje mające znaczenie w procesie tworzenia nowych programów ruchowych. Jak podkreślają autorzy wielu prac z teorii motoryczności człowieka (Mynarski i Raczek 1991, Szopa 1995), problem identyfikacji i klasyfikacji predyspozycji koordynacyjnych należy do najbardziej dyskusyjnych i najsłabiej zbadanych zagadnień antropomotoryki. Wynika to głównie z trudności polegających na ich wyodrębnieniu i zdefiniowaniu, a także z konieczności ich pomiaru metodami specyficznymi dla nauk podstawowych (Mynarski 1994).

Ponieważ w wychowaniu fizycznym i w sporcie wyczynowym nauczanie czynności ruchowych, czy też techniki sportowej, jest tworzeniem programów ruchowych, dlatego też, szczególnie dla potrzeb sportu wyczynowego, ważne jest z jednej strony poznanie procesu tworzenia programu ruchu (uczenia się techniki ruchu), a z drugiej – możliwość oceny tych składowych procesu sterowania, które można doskonalić dzięki treningowi sportowemu.

Znalezienie stałych, niezmiennych osobniczo cech procesu sterowania mogłoby stanowić ważny czynnik w procesie selekcji do różnych dyscyplin sportu. Dlatego też odpowiedź na pytanie: czy jakość procesu sterowania uwarunkowana jest genetycznie, czy też doskonali się w wyniku nabywania doświadczeń ruchowych, jest niezwykle interesująca i użyteczna w wychowaniu fizycznym i sporcie. Autorzy wielu opublikowanych prac próbują wskazać te czynniki sterowania, które doskonala się bądź też pozostają niezmiennie w wyniku nabywania doświadczeń ruchowych (Komor 1983, Rutkowska-Kucharska 1981a, b) lub mogą decydować o szybkości uczenia się nowych ruchów (Rutkowska-Kucharska 1991). Co prawda wielu autorów wskazuje (Bober i in. 1982, Bora 1994, 1995, Golema 1987, Komor 1983, Kornecki 1986,

Rutkowska-Kucharska 1981a, b, Starosta 1983, Wołk 1994, 1995, Wołk i Słonińska 1996), że sportowcy różnych dyscyplin charakteryzują się lepszymi wynikami w zadaniach oceniających proces sterowania niż ich rówieśnicy nie uprawiający sportu, to nadal nie jest wyjaśnione, czy jest to wynik selekcji, czy nabytych doświadczeń ruchowych. Badania własne prowadzone w różnych etapach ontogenezy dziecka wskazują, że doskonalenie procesu sterowania ruchami odbywa się od wieku przedszkolnego do starszego wieku szkolnego łącznie. Dokładność ruchu i czas potrzebny na korektę błędu zmieniają się wraz z wiekiem, przy tym zależność między nimi nie ma charakteru liniowego (Bober i Rutkowska-Kucharska 1986, Gorgól i Rutkowska-Kucharska 1992, Rutkowska-Kucharska 1987, 1994a, b, 1990).

Niektóre dane fizjologiczne wskazują, że dzięki treningowi możliwe jest doskonalenie się pewnych czynników procesu sterowania (Konorski 1969, Rapp i Gollhofer 1995, Walsh 1966). Prace badawcze prowadzone przez Kawakami, Cracrafta, Petajana i Moritaniego (za: Moritani 1993) dowiodły, że specyficzny program ćwiczeń zmienia charakterystykę pobudzeń jednostek motorycznych, co przejawia się zmianami w zapisie EMG. Również prace z teorii sterowania ruchem wskazują na możliwość doskonalenia funkcji proprioceptorów. Ilic i in. (1996), badając efekty doskonalenia się dokładności ruchów manipulacyjnych, stwierdzili, że czucie siły (różnicowanie wartości siły w ruchach precyzyjnych) można doskonalic, natomiast czucie położenia (powtarzalność zakresu ruchu w stawie) nie zmienia się w następstwie wielokrotnych powtórzeń. Ponadto wyniki ich badań wskazują na większą możliwość poprawy dokładności ruchu, gdy jest on ćwiczony z różnym obciążeniem, co wskazywałoby na udział zakończeń ścięgowych w procesie sterowania dokładnością ruchu.

## **Sterowanie ruchem manipulacyjnym przejawiające się we wzorcu EMG agonisty i antagonisty**

Jak wspomniano w poprzednim rozdziale, realizacja programu ruchu odbywa się poprzez sterowanie parametrami czasowymi i przestrzennymi ruchu, a o szybkości ruchu, zmianach jego kierunku i wielkości wyzwanej siły decyduje liczba i częstotliwość pobudzanych jednostek ruchowych. Efektem sterowania jest pobudzenie mięśni, a wyrazem tego – pojawienie się poten-

cjału czynnościowego. Można więc założyć, że rejestrując i analizując potencjał elektryczny mięśni zaangażowanych w danym ruchu możliwe jest, w sposób bezpośredni, obserwowanie następstw procesów sterowania.

Podstawowym warunkiem podczas prowadzenia tego typu badań jest znalezienie zadań ruchowych, w których wzorzec aktywności elektrycznej jest powtarzalny. Wtedy to badanie aktywności elektrycznej mięśni (EMG) przy ściśle określonych parametrach kinematycznych ruchu i znalezienie powtarzalnych cech potencjału elektrycznego może stanowić podstawę wnioskowania o organizacji sterowania ruchem. Morecki (1991) w pracy, której celem było ustalenie obrazu EMG w zależności od wykonywanego zadania ruchowego, stwierdził powtarzalność aktywności elektrycznej mięśni w prostych zadaniach ruchowych, a także związki między EMG wybranych mięśni kończyn a ich położeniem kątowym.

Na podstawie badań biomechanicznych potwierdzono (Buchanan i in. 1996, Zajac 1993), że klasyfikacja mięśni zaangażowanych w danym ruchu dokonana na podstawie analizy anatomicznej czy też analizy składowych momentów sił, jakie mięsień rozwija względem osi obrotu stawu, ponad którym przebiega, jest niewystarczająca. Dlatego też zastosowanie metody, jaką jest pomiar aktywności elektrycznej mięśni (EMG), a wskazującej na stan pobudzenia mięśnia, może uzupełnić informację o funkcji mięśnia w konkretnych zadaniach ruchowych. Autorzy opublikowanych prac (De Luca 1993, 1997, Morecki i in. 1971, Fidelus 1961, Giroux i Lamontagne 1987, Heinonen i in. 1994, Nakazawa 1994, Stegeman i in. 1994, Van Leemputte i Willems 1987) wskazują, że postęp, jaki dokonał się w metodach rejestracji i analizy sygnału elektrycznego z mięśni, spowodował, iż elektromiografia może być użyteczna do oceny sterowania i opisu funkcji mięśni w różnych zadaniach ruchowych. Prowadzone badania dotyczą głównie ruchów manipulacyjnych odbywających się w jednej płaszczyźnie i przy zaangażowaniu jednego stopnia swobody. Wnioskowanie o sterowaniu ruchem odbywa się na podstawie charakterystyk i zależności czasowych potencjału agonisty i antagonisty odniesionych do dokładności, czasu, prędkości i zmian kierunku ruchu, a także wielkości wyzwalanej siły podczas ruchu.

Podstawowym elementem wykonawczym układu ruchu jest jednostka ruchowa. Jednak odróżnienie, nawet za pomocą elektromiografii igłowej, różnych typów jednostek ruchowych jest praktycznie niemożliwe (Grottel 1991). Ponadto badania prowadzone elektrodami igłowymi dowodzą, że choć różne jednostki ruchowe pobudzone są w różny sposób, to efekt mechaniczny wszystkich jednostek ruchowych w określonym aktonie jest taki sam (Gielen i in. 1988). Dlatego też, między innymi, do oceny procesu sterowania stosuje się metodę elektromiografii powierzchniowej.

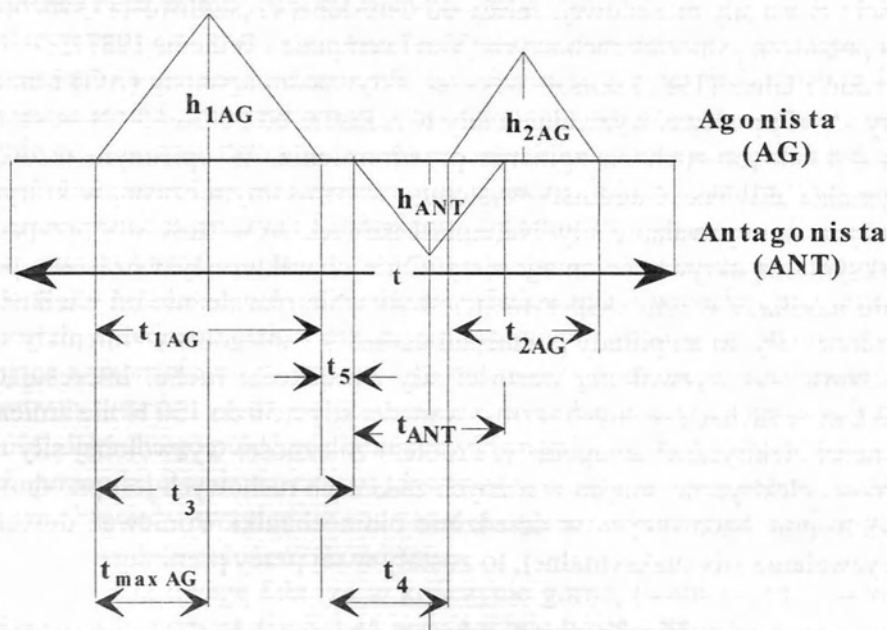
## Czas ruchu a wzorzec aktywności elektrycznej mięśni

Ponieważ efektem sterowania jest pobudzenie mięśni przejawiające się mierzalnym potencjałem czynnościowym, to prowadzone badania zmierzają do znalezienia wzorca aktywności elektrycznej mięśni uczestniczących w określonym zadaniu ruchowym. Z przeglądu literatury dotyczącej badań nad procesem sterowania klasą ruchów manipulacyjnych balistycznych (Basmajian 1989a, b, Moritani 1993, Ghez i Gordon 1987, Gordon i Ghez 1987) wynika, że na wzorzec aktywności elektrycznej mięśni składają się takie cechy jak: czas trwania potencjału ( $t_{AG}$  i  $t_{ANT}$ ), amplituda potencjału ( $h_{1AG}$ ,  $h_{2AG}$  i  $h_{ANT}$ ), czas narastania aktywności do osiągnięcia wartości maksymalnej ( $t_{maxAG}$  i  $t_{maxANT}$ ), czas wystąpienia potencjału antagonisty odniesiony do zapoczątkowania aktywności agonisty ( $t_3$ ), czas między pierwszym i drugim wyładowaniem agonisty ( $t_4$ ), czas upływający od ustania aktywności agonisty do zapoczątkowania aktywności antagonisty ( $t_5$ ) (rys. 3). W pracach (Crago i in. 1990, Sainburg i in. 1995), w których aktywność antagonisty rozpoczyna się podczas trwania aktywności agonisty, cecha wzorca  $t_5$  nazywana jest współskurczem  $t_w$  (*co-contraction*). W zależności od problemu badawczego autorzy analizują jedynie pewne cechy wzorca spośród przedstawionych na rysunku 2.

Inni autorzy twierdzą, że w ocenie jakości sterowania istotniejszy, niż zależności czasowe między agonistą i antagonistą, jest tzw. okres ciszy (*silent period*), który pojawia się tuż przed narastaniem potencjału agonisty i antagonisty (Moritani 1993). Również Basmajian (1989) uwzględnia kryterium czasu trwania ciszy elektrycznej we wzorcu aktywności agonisty i antagonisty. Przedstawione w literaturze wyniki badań dla ruchów balistycznych (preprogramowanych) nie wskazują w sposób jednoznaczny na istnienie jednego wzorca aktywności agonisty i antagonisty. W większości prac stwierdza się, że wzrost prędkości ruchu przejawia się w skróceniu czasu aktywności agonisty (Mustard i Lee 1987, Jaric i in. 1989, Ghez i Gordon 1987, Gordon i Ghez 1987, Schmidt i in. 1988). Natomiast Pezarat-Correia i in. (1995), a także Brown i Gilleard (1991) wykazali w swoich pracach, że wzrost prędkości ruchu przejawia się we wzroście amplitudy pobudzenia, natomiast czas trwania potencjału agonisty jest taki sam. Zmiana prędkości ruchu zmienia też zależności czasowe i amplitudowe między aktywnością elektryczną agonisty i antagonisty (Basmajian 1989a, b, Doonskaya 1987, Wadman i in. 1979, Ghez i Gordon 1987). Istotna rola czynnika czasu w sterowaniu ruchem przejawia się w fakcie istnienia tzw. względnej synchronizacji (*relative timing*), która wyraża się stałą proporcją czasu aktywności elektrycznej do czasu ruchu w ruchach szybkich i wolnych, zarówno dla agonisty, jak i antagonisty. Według



Schmidta (1991) każdy ruch – czy to balistyczny, czy ciągły – ma własną głęboką strukturę czasową i jeżeli parametry przestrzenne ruchu są stałe, to zmiana prędkości, czy nawet amplitudy ruchu, nie zmienia względnej synchronizacji. Względną synchronizację w ruchach szybkich potwierdzili Mustard i Lee (1987), natomiast Tax i in. (1989), analizując ruchy wolne, nie stwierdzili występowania stałej proporcji czasu aktywności elektrycznej do czasu ruchu.



Legenda:

$t$  – czas trwania ruchu

$t_{1AG}$  – czas trwania pierwszego potencjału agonisty

$t_{2AG}$  – czas trwania drugiego potencjału agonisty

$t_{ANT}$  – czas trwania potencjału antagonisty

$t_3$  – czas wystąpienia potencjału antagonisty odniesiony do początku aktywności agonisty

$t_{maxAG}$  – czas narastania aktywności agonisty do osiągnięcia wartości maksymalnej

$t_4$  – czas między pierwszym i drugim wyładowaniem agonisty

$t_5$  – czas między końcem aktywności agonisty i początkiem antagonisty

$h_{1AG}$  – maksymalny pierwszy potencjał agonisty

$h_{2AG}$  – maksymalny drugi potencjał agonisty

$h_{ANT}$  – maksymalny potencjał antagonisty

Rysunek 2. Cechy aktywności potencjału elektrycznego uwzględnione (przez autorów cytowanych w pracy) przy poszukiwaniu wzorca agonisty i antagonisty

## Siła mięśniowa a wzorzec aktywności EMG

Analizując czynniki wpływające na sterowanie ruchem i przejawiające się w określonym wzorcu pobudzeń mięśni, nie można pominąć siły zewnętrznej. Przyczyną każdego ruchu jest wypadkowa sił zewnętrznych i wewnętrznych, która oddziaływając na układ ruchu powoduje wyzwolenie określonej co do wartości i czasu siły mięśniowej; zależy od określonej częstotliwości i synchronizacji pobudzeń jednostek ruchowych (Van Leemputte i Willems 1987).

Gordon i Ghez (1987) opisali wzorzec aktywności agonisty (AG) i antagonisty (ANT) podczas wyzwalań siły w zakresie od 50 do 150 N w szybkich i dokładnych ruchach zginania przedramienia. W opisanym wzorcu maksymalna aktywność agonisty występuje w tym samym czasie, w którym rozpoczyna się wyzwalać siłę. Natomiast największa wartość siły przypada na maksymalną aktywność antagonisty. O ile charakterystyki czasowe potencjału uzyskane w tym eksperymencie były stałe niezależnie od wielkości wyzwolonej siły, to amplitudy potencjału agonisty i antagonisty zmieniały się w zależności od wyzwolonej wartości siły i prędkości ruchu. Interesujący jest fakt, że w ruchach wolnych wzrost wartości siły z 50 do 150 N nie zmienił aktywności elektrycznej antagonisty. Problem zależności wyzwolonej siły od aktywności elektrycznej mięśni w różnych zadaniach ruchowych jest przedmiotem wielu prac badawczych w dziedzinie biomechaniki. Ponieważ dotyczą one wyzwalań siły maksymalnej, to zostały w tej pracy pominięte.

## Kończyna górna jako układ sterowania

Kończyna górna w wyniku ewolucji człowieka uzyskała możliwość wykonywania wielu bardzo złożonych i precyzyjnych ruchów. Przejawia się to zarówno w jej budowie makro-, jak i mikroskopowej. Charakterystyka biomechaniczna kończyny górnej, według Fidelusa (1971), sprowadza się do łańcucha biokinematycznego opisanego przez liczbę kości (30), członów (22), par biokinematycznych (22) i wynikającą z tego liczbę stopni swobody (30). Charakterystyka ta wskazuje tym samym na możliwość wykonywania wszechstronnych ruchów. Natomiast mała (w porównaniu z kończyną dolną) liczba włókien mięśniowych w jednostkach ruchowych (Grottel 1991) i setki jednostek ruchowych w aktonie decydują o dokładności ruchów kończyny górnej.

Podstawową jednostką pobudzaną podczas sterowania jest akton. W zależności od stopnia złożoności ruchu, a tym samym od liczby czynnych stopni swobody kończyny, inna jest liczba mięśni i funkcji aktonów zaangażowanych w ruch. Ruch kończyny górnej wymaga zaangażowania zarówno funkcji ruchowej, jak i stabilizacyjnej. Szczególnie w ruchach wymagających dużej

dokładności funkcja stabilizacyjna przejawia się w blokowaniu zbędnych stopni swobody poprzez nakładanie więzów czynnych na łącznik (np. ramię i przedramię). Liczba funkcji stabilizacyjnych jest zależna od rozmieszczenia funkcji aktonów mięśniowych oraz od wybiórczego pobudzania ich przez układ nerwowy (Fidelus 1971).

Charakter skurczu mięśniowego zapewniającego realizację przez mięsień czy też grupę mięśni funkcji ruchowej czy stabilizacyjnej w ruchach manipulacyjnych jest ściśle związany z czynnością receptorów znajdujących się w mięśniu (wrzecion mięśniowych, zakończeń ścięgowych Golgiego). Biernie rozciąganie mięśnia powoduje proporcjonalne do siły rozciągnięcia wzmożenie wyładowań zarówno we wrzecionach mięśniowych, jak i zakończeniach Golgiego. Czysto izometryczny skurcz mięśnia wzmaga wyładowania z zakończeń ścięgniastych i osłabienie wyładowań z wrzecion mięśniowych. Natomiast skurcz mięśnia w warunkach dynamicznych przy pokonywaniu oporu zewnętrznego również osłabia wyładowania z wrzecion przy niezmienionych wyładowaniach z zakończeń Golgiego. Analizując czynniki warunkujące wykonanie ruchu dokładnego nie można pominąć roli receptorów stawowych, których rola jest dominująca w zadaniach wymagających znajomości dokładnego położenia kończyny (Konorski 1969, Walsh 1966). Dlatego też, prowadząc badania nad procesem sterowania, przy wyborze zadań ruchowych należy uwzględnić charakter skurczu mięśniowego, a także początkowe i końcowe położenie kończyny.

Biorąc pod uwagę fakt, że w kończynie górnej (wolnej) jeden akton obsługuje około trzech stawów, to przy ogólnej liczbie aktonów kończyny (66) i liczbie rozwijanych funkcji (264) sterowanie dokładnością ruchu, zbadanie i opisanie tego procesu z uwzględnieniem wszystkich jego składowych jest praktycznie niemożliwe. Złożoność tego procesu obrazuje fakt, że dla pary mięśni antagonistycznych musi być wygenerowanych co najmniej 8 sygnałów sterujących, z których każdy dociera licznymi włóknami do odpowiednich segmentów rdzenia. Ponadto w procesie sterowania muszą być uwzględnione czynniki dodatkowe:

- więzy mechaniczne między segmentami kończyny i różnymi częściami ciała,
- wzajemne położenia i prędkości początkowe w chwili rozpoczęcia ruchu właściwego,
- działanie sił bezwładności ciała i poruszanych przedmiotów,
- działanie sił zewnętrznych.

Dlatego też, prowadząc prace badawcze z zakresu sterowania kończyną górną, z jednej strony bada się wybrany fragment procesu sterowania, a z drugiej wprowadza pewne uproszczenia.

## **Sterowanie ruchem manipulacyjnym przejawiające się dokładnością realizacji zadania ruchowego**

Ocena procesu sterowania na podstawie parametrów ruchu całego ciała bądź też jego segmentów podejmowana była przez wielu autorów, przy tym dokonywano jej w różnych zadaniach ruchowych. W większości prześlędzonych badań dotyczyła oceny procesu sterowania w ruchach ukierunkowanych na cel i należących do klasy ruchów balistycznych (preprogramowanych) (Adam i Pass 1996, Benecke i in. 1985, Jaworek i in. 1991, Pezarat-Correia i in. 1994, 1995, Zmysłowski 1991). Inni autorzy przedstawiają prace badające proces sterowania w lokomocji (Kasicki 1991, Zernicke 1996), podczas utrzymywania równowagi (Golema 1987, Iwankiewicz i in. 1991, Rutkowska-Kucharska i in. 1990) i w stabilizacji mięśniowej (Kornecki 1986, 1992, Kornecki i Zschorlich 1994).

### **Poziomy sterowania dokładnością ruchów manipulacyjnych**

Podjmując jakiegokolwiek badania nad sterowaniem ruchami człowieka należy pamiętać, że o przebiegu procesu sterowania i zaangażowanych w nim strukturach układu nerwowego decyduje stopień złożoności ruchu. Wybierając zadanie ruchowe należy zatem ustalić klasę ruchu, a także poziom sterowania według Bernsteina, który jako pierwszy przedstawił piętrową koncepcję poziomów sterowania ruchami powiązanych funkcjonalnie z odpowiadającymi im ośrodkami w układzie nerwowym (Morecki i in. 1971, Fidelus 1983, Latash i Turvey 1996) i przypisał im oznaczenia A, B, C, D, E. Od czasów Bernsteina, dzięki badaniom neurofizjologicznym, wiedza o strukturach układu nerwowego, ich zależnościach oraz roli w procesie sterowania ruchami człowieka została znacznie rozbudowana (Voogd 1993, Górńska i in. 1997).

Również sterowanie ruchami manipulacyjnymi można odnieść do poziomów zdefiniowanych przez Bernsteina. I tak poziom A podczas wykonywania ruchów manipulacyjnych (Fidelus 1983, Latash i Turvey 1996) odpowiada za stabilizację tych segmentów ciała, które nie uczestniczą w danym ruchu. Poprzez stabilizację zbędnych stopni możliwe jest zapewnienie warunków do wykonania ruchów precyzyjnych. Poziom ten funkcjonuje dzięki infor-

macjom płynącym od receptorów stawowych, wrzecion mięśniowych i zakończeń ścięgniastych poprzez tylne pęczki rdzenia kręgowego, które docierają do rdzenia przedłużonego oraz mózdzku, a następnie płyną do jądra czerwonego, które jest głównym ośrodkiem ruchowym poziomu A.

Poziom B steruje ruchami manipulacyjnymi dzięki informacjom o położeniu i prędkości ruchu w stawach, a także na podstawie informacji z receptorów czucia dotyku. Głównym ośrodkiem ruchowym tego poziomu jest gałka biała. Ruchy kontrolowane przez poziom B wykonywane są ekonomicznie, z dużą dokładnością i powtarzalnością. Ponadto poziom ten decyduje o jakościowych cechach ruchu, to jest płynności i lekkości, oraz odgrywa dużą rolę przy automatyzacji, a także podczas uczenia się ruchu.

Poziom C według Bernsteina tworzą dwa podpoziomy:

- $C_1$  – odpowiedzialny za zgodność przestrzenną ruchu. Zlokalizowany jest w ciele prążkowym;
- $C_2$  – umożliwiający odtworzenie ruchu na podstawie obserwacji. Znajduje się w warstwie komórek piramidalnych kory mózgowej.

Ośrodek ten otrzymuje informacje zarówno od wzgórza wzrokowego, jak i od czuciowych ośrodków kory mózgowej. Dzięki temu możliwa jest ocena rozmiaru, kształtów, masy przedmiotów oraz sił na nie działających. Ruchy skoordynowane przez ten poziom mają określone położenie początkowe i końcowe, a także położenia pośrednie, co decyduje o ich dokładności. Ponadto poziom ten zapewnia różnorodność ich wykonania, a oznacza to, że np. ruch sięgania możemy wykonać za każdym razem innymi kombinacjami ruchowymi.

W sterowaniu dokładnością ruchu inna jest rola poziomu B i C. Poziom B steruje położeniem kończyny uwzględniając informację o położeniu kątowym w stawach. Dlatego ruch może być dokładny, gdy błędy będą się znosić, lub niedokładny, gdy będą się sumować. Poziom C wykorzystuje informację wzrokową, dzięki której ustala położenie ręki względem celu. W tym przypadku pomijane są dane o położeniu kątowym w stawach, gdyż wykorzystywana jest informacja o zgodności położenia ręki i celu. Wiele ruchów manipulacyjnych, które zostały ukształtowane jako nawyk ruchowy, możemy wykonywać różnymi częściami ciała. Pisać czy rysować można kończyną górną prawą czy też lewą, kończynami dolnymi lub trzymając pióro ustami. Chociaż za każdym razem uzyskamy ten sam charakter przestrzenny ruchu, co związane jest ze sterowaniem przez poziom C, to jakość tego ruchu (symetria i płynność liter w wyrazie) będzie różna, gdyż decyduje o niej poziom B.

Najwyższe poziomy D i E nie sterują częścią ruchową programów ruchowych, lecz jedynie jego częścią znaczeniową. Poziom D związany jest z polami

płata ciemieniowego, w którym zlokalizowane są ośrodki wzroku, słuchu oraz ośrodki syntezy informacji płynącej od kontaktoreceptorów. Poziom E to ośrodki zlokalizowane w płacie czołowym, związane z funkcjami o charakterze kojarzeniowym. Funkcjonowanie poziomu D w ruchach manipulacyjnych ma miejsce podczas tzw. działań techniczno-taktycznych, kiedy następuje zmiana treści ruchu spowodowana współdziałaniem z partnerem, koniecznością przeciwdziałania zachowaniom przeciwnika czy też zmiennymi warunkami zewnętrznymi przebiegu ruchu. Ponieważ poziom E związany jest z ruchami o charakterze symbolicznym, to trudno odnieść go do ruchów związanych z codzienną aktywnością ruchową człowieka.

Ponieważ ruchy manipulacyjne ukierunkowane na cel są sterowane w sposób świadomy poprzez poziom B i C (poziom A zapewnia warunki do wykonania ruchu), powstał problem współdziałania, bądź też nie, między ośrodkami.

Na podstawie opisanych poziomów konstrukcji ruchu sformułowano koncepcję równoległego procesu wzrokowo-czuciowego, która zakłada, że ruch jest podzielony na składowe, wykonywane i kontrolowane równolegle (Arbib i in. 1985, Jeannerod 1991, 1992, Garvin i in. 1997). W ruchach manipulacyjnych ukierunkowanych na cel wyróżniono trzy niezależne składowe zapewniające: transport ramienia, orientację ręki na cel i chwyt. Swoją teorię autorzy popierają wieloma danymi neurofizjologicznymi. Jednym z argumentów jest fakt, że korowo-rdzeniowe drogi odpowiedzialne za pobudzenie proksymalnych i dystalnych mięśni kończyny są oddzielone (Colebatch i McCloskey 1987, Colebatch i Gandevia 1989). Drugim argumentem jest funkcjonalna organizacja dolnej części przedruchowego pola 6, w której znajdują się dwa typy neuronów. Neurony transportowe odpowiadają za lokomocję przestrzenną, czyli przemieszczenie ręki w kierunku celu. Natomiast neurony chwytne – za zgodność między rozmiarem obiektu a wzorcem chwytu.

Inni autorzy (Desmurget i in. 1996) wskazują, że składowej transportowej i orientacyjnej ruchu kończyny górnej nie można rozważać jako przebiegającego równolegle procesu sterowania. Przemawia za tym fakt funkcjonalnego powiązania mięśni ramienia i przedramienia w funkcji transportowej, orientacyjnej i chwytnej.

Uzupełnieniem tych wyników są badania autorki (Rutkowska-Kucharska i in. 1995) nad sterowaniem dokładnością ruchów manipulacyjnych w warunkach ograniczenia liczby stopni swobody kończyny górnej. Poprzez sztuczne usztywnienie wybranych stawów kończyny górnej zmieniono relacje między funkcją poszczególnych segmentów kończyny. Chociaż w przeprowadzonych eksperymentach trajektoria ruchu była taka sama, to została ona zrealizowana za każdym razem z udziałem innych stawów i innej funkcji segmentów

kończyny górnej. Stwierdzono ponadto, że sztuczna blokada stawu promieniowo-nadgarstkowego, a więc wyłączenie go z funkcji ruchowej bez wyłączenia funkcji czuciowej mięśni obsługujących ten staw – w warunkach ustalenia możliwości przemieszczania się segmentów kończyny względem siebie – spowodowała poprawienie się dokładności ruchu. W podobnym eksperymencie, w którym z funkcji ruchowej wyłączono staw łokciowy – co w inny sposób ustaliło relacje między segmentami kończyny górnej – parametry charakteryzujące dokładność ruchu manipulacyjnego nie uległy zmianie. Wyniki badań własnych potwierdzają teorię Desmurgeta i in. (1996), że sterowania funkcją transportową i orientacyjną kończyny górnej nie można rozważać jako procesów zachodzących niezależnie od siebie.

Kolejnym przyczynkiem do wyjaśnienia mechanizmów sterowania ruchami manipulacyjnymi na podstawie analizy dokładności realizacji zadania ruchowego są prace badające sterowanie prędkością i parametrami przestrzennymi ruchu. Wyniki uzyskane przez Bairistowa (1987) i Favillę i in. (1990) świadczą o tym, że prędkość ruchu jest kontrolowana niezależnie od kontroli kierunku, w którym przemieszcza się ręka. Również Brenner i in. (1996) wykazują, że istnieją dwa niezależne mechanizmy sterowania ruchami kończyn górnych, przy tym prędkość ręki jest ustalana, zanim jej ruch się rozpocznie. Problem związany ze sterowaniem parametrami przestrzennymi w ruchach manipulacyjnych dotyczy odpowiedzi na pytanie, czy sterowanie parametrami przestrzennymi ruchu odnosi się do ruchu w znaczeniu drogi przedmiotu manipulacji oraz ręki, czy też w znaczeniu zmian kątów stawowych kończyny górnej. Wielu autorów (Morasso 1983, Flash 1994, Hogan 1985) wskazuje, że w przypadku ruchów ukierunkowanych na cel droga ręki jest mniej zmienna niż wartości kątów w stawach. Natomiast w pracy Haggarda i in. (1995) stwierdzono wyraźną powtarzalność wzorca zakresu ruchu w stawie, przy tym dotyczy to tzw. stawu wiodącego, którym w przypadku ruchów ze zmianą kierunków jest staw promieniowo-nadgarstkowy. Pozostałe stawy (łokciowy i ramienny) charakteryzowały się zmiennością zakresu ruchu. Autorzy podkreślają rolę wyboru w procesie sterowania głównego stawu, który jest programowany i od którego zależy kontrola innych stawów. Również ostatnio opublikowane prace skłaniają się ku temu stanowisku. Garvin i in. (1997) stwierdzają, że w ruchach szybkich ruch ręki planowany jest w znaczeniu planowania kątów w stawach, co przejawia się większą powtarzalnością zakresu ruchu w badanych stawach. Wynik ten uzyskano w eksperymentach, w których oceniano dokładność ruchu w nauczonym zadaniu ruchowym.

Jak wynika z przedstawionego w rozdziale pierwszym opisu składowych procesu sterowania, o dokładności ruchu decyduje proces sterowania, a także

sprężenia zwrotne informujące przez receptory wzrokowe i proprioceptory o dokładności realizacji programu ruchu. Prowadzone badania mają na celu ustalenie, który z elementów procesu sterowania – programowanie czy korekta zakłóceń – w większym stopniu decydują o dokładności ruchu (Cooke i Diggles 1984, Darling i Cooke 1987, Levin i Feldman 1994, Meulen i in. 1990, Schmidt 1980). Prawdopodobnie zależy to od klasy ruchu i związanego z tym czynnika czasu. Na istotny związek dokładności ruchu z programowaniem w przypadku klasy ruchów ciągłych wskazują badania (Rutkowska-Kucharska i in. 1995), w których analizowano wpływ informacji czuciowej, a właściwie jej ograniczenie (poprzez blokowanie farmakologiczne przewodnictwa w nerwie łokciowym i promieniowym), na dokładność ruchu manipulacyjnego. Okazało się, że wyłączenie z procesu sterowania informacji płynących nerwem promieniowym nie zmieniło parametrów, na podstawie których oceniano dokładność ruchu, natomiast zablokowanie farmakologiczne nerwu łokciowego (a tym samym zmiana organizacji pobudzeń mięśni kończyny górnej) spowodowało poprawienie się dokładności ruchu manipulacyjnego.

## Kryteria oceny sterowania dokładnością ruchu

Jak już wspomniano, nie mogąc w sposób bezpośredni mierzyć czy oceniać procesu sterowania w jakimkolwiek ruchu dowolnym, dokonuje się tego poprzez ocenę skutków (efektów) sterowania. Z charakterystyki procesu sterowania wynika, że przy ocenie tego procesu należy uwzględnić kryterium czasu i dokładności realizacji programu ruchu.

Jako pierwszy badania nad poszukiwaniem kryteriów oceny sterowania dokładnością ruchów balistycznych (preprogramowanych) podjął Paul Fitts (za: Schmidt 1991). Dokładność, prędkość oraz drogę (amplitudy) ruchu przyjął za parametry ruchu, które zależą od procesu sterowania. Związek między nimi sformułował w postaci wzoru matematycznego, który został nazwany indeksem trudności ruchu (*ID – index of movement difficulty*). Ta fundamentalna zasada zachowania się ruchowego została sprawdzona w różnych warunkach przebiegu ruchu, a także na różnym materiale badawczym (dorośli, dzieci) i jest prawdziwa dla różnych segmentów ciała.

Do oceny jakości procesu sterowania, czy też możliwości koordynacyjnych człowieka, można zastosować metody przyjęte w automatyce czy cybernetyce, a podstawowymi jej kryteriami mogą być (Komor 1983):

- kryterium stabilności układu sterowania – ocenia powrót do stanu równowagi po ustaniu działania zakłócenia, które wytrąciło układ z tego stanu;



- dokładność sterowania – kryterium najmniejszego błędu między sygnałem zadaniem a sygnałem wyjściowym (dokładność odwzorowania przemieszczeń ciała, segmentów ciała, a także prędkości i położeń kątowych);
- czas regulacji – tzw. czas trwania przebiegu przejściowego, czyli czas, po jakim obiekt sterowany przyjmuje zadany stan z określoną dokładnością;
- maksymalne pasmo przenoszenia – regulator powinien zapewnić właściwe regulowanie obiektu sterowanego przy maksymalnie dużych prędkościach.

Uogólniając można przyjąć, że dwa pierwsze kryteria można sprowadzić do oceny dokładności ruchu w warunkach standardowych i występowania zakłóceń zewnętrznych, natomiast dwa ostatnie to kryterium czasu ruchu i czasu potrzebnego na korektę błędu.

W badaniach własnych (Rutkowska-Kucharska 1997) nad poszukiwaniem kryteriów oceny sterowania ruchem ciągłym przyjęto oceniać dokładność realizacji programu ruchu na podstawie liczby popełnianych błędów, czasu potrzebnego na korektę błędu i tzw. wskaźnika błędów, którego wartość zależała od parametrów czasowych i przestrzennych błędu. Ponadto oceny sterowania dokonywano w warunkach standardowych oraz w warunkach występowania zmiennych co do wartości siły i czasu występowania zakłóceń zewnętrznych. O ile dokładność ruchu wyrażona liczbą popełnianych błędów pogarszała się ze wzrostem prędkości ruchu, to czas korekty błędu (obliczony dla pojedynczego błędu) był wartością stałą, niezależnie od tego, czy ruch wykonywany był szybko czy wolno.

## **Dokładność ruchu manipulacyjnego a warunki zewnętrzne przebiegu ruchu**

Problem zależności między dokładnością parametrów przestrzennych ruchów człowieka a warunkami zewnętrznymi przebiegu ruchu był przedmiotem badań w wielu pracach. Problem ten wydaje się być bardzo istotny w sporcie wyczynowym. Skuteczność wykonania opanowanej podczas treningów techniki w różnych dyscyplinach sportu zależy od wielu zmiennych czynników zewnętrznych, do których można zaliczyć ograniczenie czasu wykonania ruchu, a także pojawienie się zakłóceń przebiegu ruchu (konieczność zmiany trajektorii ruchu czy wielkości wyzwalanej siły). Ponieważ czynniki decydujące o dokładności wykonania ruchu w każdej dyscyplinie sportu są specyficzne,

dlatego też autorzy w różny sposób badają ich wpływ na dokładność realizacji zadania ruchowego (Pezarat-Correia i in. 1994, Rapp i Gollhofer 1995, Rutkowska-Kucharska 1981a, b, Rutkowska-Kucharska i in. 1988, Sjogaard i in. 1995, Zacsiorsky i Aktov 1990).

Jak wynika z charakterystyki procesu sterowania przedstawionej w rozdziale pierwszym, czas ruchu jest tym czynnikiem, który decyduje o dokładności ruchu, umożliwiając bądź też nie uruchomienie pętli sprzężeń zwrotnych korygujących sygnały sterujące. Badania Fittsa (za: Schmidt 1991) wskazują, że układ nerwowy w przypadku ruchów szybkich decyduje o zmianie parametrów czasowych ruchu, gdy zmienia się amplituda ruchu (droga ruchu) i wymagania co do dokładności ruchu. Badania nad zależnością dokładności ruchu od czasu i amplitudy ruchu prowadził również Schmidt i in. (1979). Stwierdzili oni, że w niektórych warunkach, zależność między prędkością ruchu i dokładnością jest liniowa, a nie logarytmiczna. Natomiast Meyer i in. (1988) uzyskali zależność liniową, gdy w zadaniu ruchowym przeważał czynnik czasowy ruchu, natomiast zależność logarytmiczną – gdy dominowały przestrzenne warunki wykonania ruchu. W przeprowadzonym przez nich eksperymencie, dla różnych kombinacji czasu i amplitudy ruchu, dokładność ruchu wyrażona wartością błędu była taka sama.

W wielu dyscyplinach sportu o sukcesie decyduje dokładność ruchu w połączeniu z wyzwaniem określonej wartości siły (kopnięcie piłki, uderzenie piłki rakiętą tenisową). O skuteczności ruchu decyduje nie tylko wykonanie ruchu z optymalną prędkością i przyłożeniem określonej siły do piłki, ale również wysoki poziom przestrzennej i czasowej dokładności ruchu (Peper i in. 1994). Schmidt i Sherwood (1982) badali zależność między dokładnością ruchu a prędkością ruchu i wyzwalaną siłą. Zależność tę opisali funkcją nazwaną odwróconym U. Wynika z niej, że skrócenie czasu ruchu ze 100 ms do 80 ms może poprawić dokładność przestrzenną ruchu, ale wymaga zwiększenia siły o 84% w stosunku do możliwości siłowych (przy czasie 100 ms wzrost siły powinien wynosić 50%), natomiast wydłużanie czasu ruchu powyżej 100 ms powoduje wzrost dokładności ruchu z jednoczesnym zmniejszeniem wyzwolonej siły.

Borniquez i in. (1995) stwierdzili, że wykonanie ruchu z niewielkim obciążeniem (2–6 kg) poprawia dokładność ruchu w porównaniu z zadaniem ruchowym wykonanym bez obciążenia. Należy zaznaczyć, że wartość obciążenia w ich eksperymencie uzależniona była od możliwości siłowych badanych osób. Natomiast wzrost obciążenia powyżej 6 kg powodował pogorszenie się dokładności ruchu.

Dokładność wykonania zadania ruchowego może się zmieniać w zależności od rodzaju wysiłku fizycznego, co sugeruje wpływ wysiłku na jakość

procesu sterowania. Następstwem długotrwałego wykonywania ćwiczenia „do odmowy” może być wzrost dokładności ruchów manipulacyjnych (Nowacki i Sobiech 1991, Nowacki 1994). Natomiast bieg maratoński, będący typowym przykładem wysiłku wytrzymałościowego, pogarsza dokładność ruchów manipulacyjnych (Nowacki i Sobiech 1991). Inne badania wskazują, że wysiłek o charakterze siłowym również nie pozostaje bez wpływu na dokładność ruchów manipulacyjnych. Ćwiczenia siłowe, w których przeważają napięcia izometryczne, pogarszają dokładność ruchu, natomiast te, w których dominują napięcia izotoniczne, poprawiają dokładność ruchów manipulacyjnych (Bober i Rutkowska-Kucharska 1986, Rutkowska-Kucharska 1981b).

## Założenia i cele badań własnych

Przedstawiony proces sterowania ruchami stanowi wprawdzie spójną całość, jednak stosowane przez przedstawicieli różnych dziedzin nauki metody badawcze wskazują na możliwość wyodrębnienia trzech umownych obszarów, w których prowadzi się prace badawcze (rys. 3).

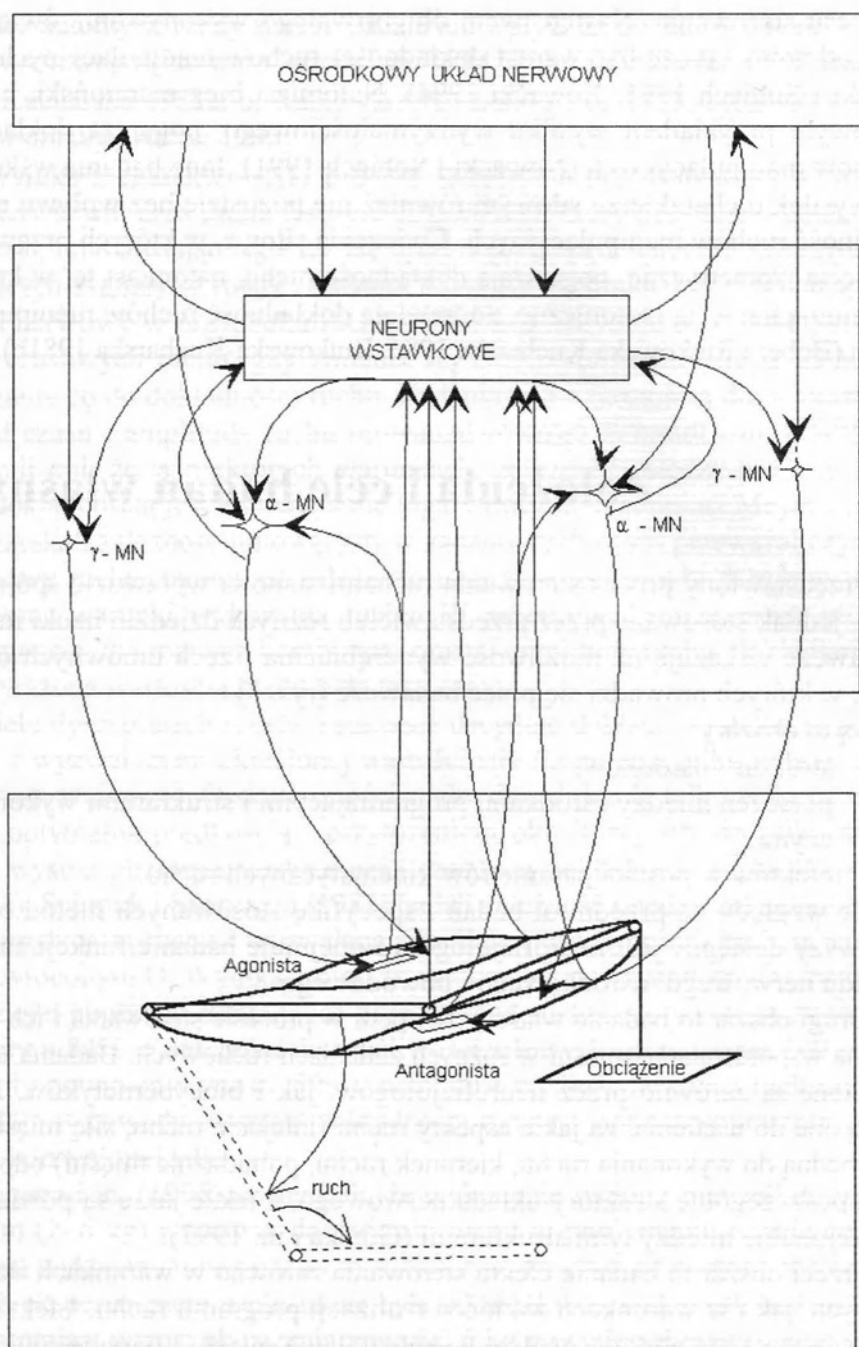
Są to obszary:

- struktur i ośrodków,
- połączeń między ośrodkami programującymi i strukturami wykonawczymi,
- efektów w postaci parametrów kinematycznych ruchu.

Ze względu na przedmiot badań i specyfikę stosowanych metod obszar pierwszy dostępny jest neurofizjologom i obejmuje badanie funkcji struktur układu nerwowego: ośrodkowego i obwodowego.

Drugi obszar to badanie właściwości pętli w procesie sterowania i ich wpływu na współdziałanie mięśni w różnych zadaniach ruchowych. Badania te prowadzone są zarówno przez neurofizjologów, jak i biocybernetyków. Zmierzają one do ustalenia, za jakie aspekty ruchu (inicjacje ruchu, siłę mięśniową niezbędną do wykonania ruchu, kierunek ruchu, pobudzenie mięśni) odpowiadają poszczególne struktury układu nerwowego, a także jakie są powiązania funkcjonalne między tymi strukturami (Górska i in. 1997).

Trzeci obszar to badanie efektu sterowania zarówno w warunkach standardowych, jak i w warunkach zakłóceń realizacji programu ruchu. Efekt sterowania ocenia się poprzez analizę współdziałania mięśni i parametrów ruchu w określonym zadaniu ruchowym. Tu też umieścić należy badania nad ruchami manipulacyjnymi kończyn górnych. Ten poziom badań jest domeną biomechaniki i ergonomii.



Rysunek 3. Schemat procesu sterowania ruchem manipulacyjnym z wyodrębnionymi obszarami badań będącymi domeną różnych dziedzin nauk podstawowych – modyfikacja rysunku Latasha (1993)

## Założenia

Złożoność procesu sterowania ruchami człowieka, a także dorobek różnych dziedzin nauki wniesiony do badań nad problemem sterowania ruchami manipulacyjnymi umożliwiają przyjęcie następujących założeń:

1. Kształtowanie się nawyków ruchowych jest tworzeniem programów ruchowych, które stanowią zestaw parametrów czasowych i przestrzennych ruchu. Można zatem założyć, że proces sterowania zapewnia realizację ruchu zgodnie z programem, a więc porównanie programu ruchu z dokładnością jego realizacji w warunkach standardowych stanowi kryterium oceny procesu sterowania ruchem.
2. Dokładność ruchu zależy od prędkości ruchu.
3. Proces sterowania dokładnością ruchu jest niezwykle złożony i niemożliwy do zbadania na wszystkich poziomach oraz przy uwzględnieniu wszystkich jego składowych i uwarunkowań. Ponieważ układ nerwowy steruje parametrami przestrzennymi i czasowymi ruchu, to można założyć, że czas wykonania ruchu i związana z tym możliwość dokonywania korekt decydują o jego dokładności ruchu. Aby można było badać wpływ czynnika czasowego na efekt sterowania, należy ustalić stałość parametrów przestrzennych ruchu.
4. Ruchy manipulacyjne należą do tej klasy ruchów, które kształtują się jako pierwsze w rozwoju osobniczym człowieka. Można zatem przyjąć, że ruchy manipulacyjne, związane z codzienną aktywnością człowieka, wraz z zakończeniem rozwoju układu nerwowego są zapisane w strukturach układu nerwowego i na różnych jego poziomach jako program ruchu.
5. Badanie procesu sterowania na poziomie synergizmu mięśniowego w ruchach balistycznych (preprogramowanych) jest przedmiotem wielu prac, lecz wyniki uzyskane przez ich autorów nie pozwalają na sformułowanie ogólnego wzorca aktywności mięśni uczestniczących w ruchu. Przyczyną może być fakt, że każdy z badaczy analizował ruch o innych parametrach przestrzennych. Dlatego też założono, że przedmiotem badań będzie ruch manipulacyjny o stałych parametrach przestrzennych, co można uzyskać przez wymuszenie ruchu na określonej trajektorii wzorcowej.
6. Aktywność elektryczna mięśni (rejestrowana za pomocą EMG) jest efektem pobudzenia mięśni będącego następstwem procesów sterowania w układzie nerwowo-mięśniowym.

Celem pracy jest poszukiwanie wzorca aktywności elektrycznej mięśni w ruchach należących do klasy ruchów ciągłych i ustalenie, jak zmiana warunków wykonania ruchu, polegająca na różnej liczbie stopni swobody kończyny i zmiennych prędkościach początkowych i końcowych ręki, wpływa na sterowanie pobudzeniem mięśni.

Sformułowano następujące hipotezy badawcze:

1. Pobudzenie mięśni wyrażające się wzorcem aktywności agonisty i anta-  
gonisty zmienia się w zależności od prędkości ruchu.
2. Zmiana parametrów kończyny górnej realizującej ruch o stałej jego  
trajektorii przejawia się w innym wzorcu pobudzeń mięśni i innych  
między nimi zależnościach.

Aby zweryfikować sformułowane hipotezy, podjęto badania nad znalezieniem cech wzorca aktywności elektrycznej mięśni, gdy zmienia się warunki wykonania ruchu. Próbowano ustalić, w jakim stopniu zmiana parametrów kinematycznych ruchu zarówno obiektu manipulacji, jak również ruchu kończyny górnej, w znaczeniu zmian zakresu ruchu w stawach, wpływa na wzajemne zależności między mięśniami uczestniczącymi w ruchu. Ponieważ przyjęcie przez układ nerwowy określonej strategii wykonania ruchu może wyrażać się w różnych wzorcach pobudzeń agonisty i antagonisty, celem badań było poszukiwanie wzorca aktywności elektrycznej mięśni kończyny górnej:

- w ruchach wykonywanych wolno i szybko,
- przy różnych prędkościach początkowych i końcowych ręki,
- z zaangażowaniem różnej liczby stopni swobody kończyny górnej.

## Metody badań

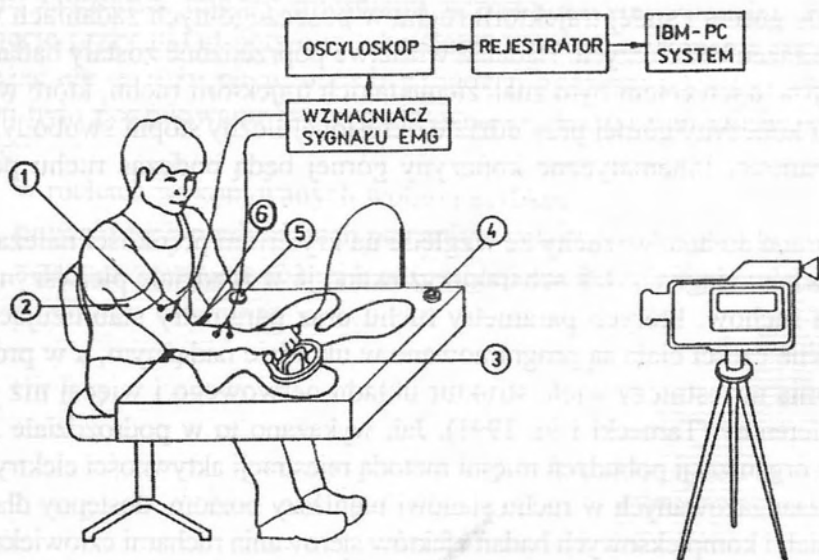
Celem przedstawionych w dalszej części pracy eksperymentów było poszukiwanie pewnych stałych cech aktywności elektrycznej mięśni – wynikających z procesu sterowania ruchem manipulacyjnym – zaangażowanych w ruchach wykonywanych z różną prędkością, z wykorzystaniem różnej liczby stopni swobody kończyny górnej oraz odbywających się w innych warunkach początkowych i końcowych.

Przyjęcie ściśle określonych warunków początkowych i końcowych ruchu kończyny górnej i stałej trajektorii ruchu w poszczególnych zadaniach wynikało z założeń badawczych. Badania właściwe poprzedzone zostały badaniami wstępnymi, a ich celem było znalezienie takich trajektorii ruchu, które wymuszają ruch kończyny górnej przy udziale określonej liczby stopni swobody, przy tym parametry kinematyczne kończyny górnej będą podczas ruchu powtarzalne.

Wybrane do analizy ruchy ze względu na kryterium prędkości należały do klasy ruchów ciągłych. Jak scharakteryzowano je w rozdziale pierwszym, jest to klasa ruchów, których parametry ruchu oraz parametry stabilizujące poszczególne części ciała są programowane w układzie nadążnym, a w procesie sterowania uczestniczy wiele struktur układu nerwowego i więcej niż jeden układ aferentny (Tarnecki i in. 1991). Jak wykazano to w podrozdziale „Cel” badanie organizacji pobudzeń mięśni metodą rejestracji aktywności elektrycznej mięśni zaangażowanych w ruchu stanowi najniższy poziom, dostępny dla bezpośrednich i kompleksowych badań efektów sterowania ruchami człowieka.

## Opis stanowiska badawczego

Dwa zaplanowane eksperymenty przeprowadzono na tym samym stanowisku badawczym, wykorzystując tę samą aparaturę pomiarową. Podczas eksperymentów osoba badana znajdowała się w pozycji siedzącej (rys. 4). Badany miał za zadanie przesuwając suwak po wyznaczonej trajektorii wzorcowej w taki sposób, aby jego czujnik znajdował się na wyznaczonej drodze utworzonej przez dwie linie. W każdym z eksperymentów kształt i długość trajektorii wzorcowej były inne. Suwak składał się z rączki wymuszającej „chwyt walizkowy” ręki, pierścienia zapewniającego stabilność suwaka oraz czujnika, którego średnica była taka sama jak szerokość trajektorii wzorcowej i wynosiła 3,5 mm. Płaszczyzna, na której znajdowały się trajektorie, miała kształt kwadratu o wymiarach 420×420 mm. Ruch kończyny górnej odbywał się zawsze w płaszczyźnie poprzecznej. W celu zsynchronizowania w kolejnych etapach eksperymentu charakterystyk czasowych ruchu suwaka z pomiarami zakresu ruchu w stawach kończyny górnej i aktywności elektrycznej wybranych mięśni rejestrowano sygnał dźwiękowy i świetlny. Sygnał



Legenda:

- |                             |                     |
|-----------------------------|---------------------|
| 1. elektrody powierzchniowe | 4. sygnał świetlny  |
| 2. elektroda uziemiająca    | 5. mikrofon         |
| 3. suwak                    | 6. sygnał dźwiękowy |

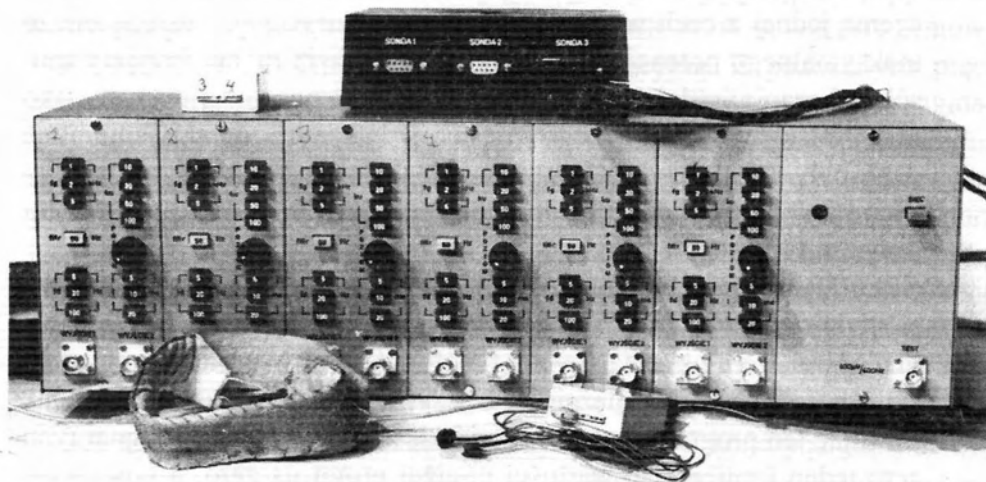
Rysunek 4. Stanowisko badawcze



światlny rejestrowany był za pomocą kamery wideo i pojawiał się wraz z rozpoczęciem ruchu suwaka. Sygnał dźwiękowy wyzwalany był w tym samym czasie, w którym pojawiał się sygnał świetlny i był zapisywany na jednym z kanałów rejestratora. Zapis ten odbywał się zarówno podczas pomiaru zakresu ruchu w stawach kończyny górnej, jak i podczas rejestracji aktywności elektrycznej mięśni. W każdym z eksperymentów trajektorie wzorcowe miały różne długości oraz inny stopień złożoności. Szczegółowy opis wykonywanych zadań ruchowych i trajektorii ruchu zawarto w kolejnych rozdziałach pracy.

## Rejestracja i opracowanie liczbowe sygnału EMG

Procedurę związaną z pomiarami elektromiograficznymi wykonano zgodnie z przyjętymi w tego typu badaniach zasadami (Basmajian 1988, De Luca 1993, 1997, Hansson i in. 1996, Hatch i Moore 1991, Johanson i in. 1996, Koh i Grabiner 1993, Van Leemputte i Willems 1987, Segreto 1995, Vink i in. 1989, Takala i in. 1995). Sygnał elektryczny rejestrowano za pomocą elektrod powierzchniowych firmy Beckman o średnicy 8 mm, odległość między nimi wynosiła 1 cm. Elektrody umocowano wzdłuż przebiegu włókien mięśniowych. Ponadto w połowie długości ramienia umieszczono elektrodę uziemiającą. Potencjał zbierany z mięśni za pomocą elektrod wzmacniany był w symetrycznych przedwzmacniaczach (jeden dla dwóch par elektrod) i wzmacniaczach głównych (rys. 5). Sygnał z elektrod zapisywano na rejestratorze



Rysunek 5. Aparatura do rejestracji sygnału elektrycznego z mięśni

magnetycznym firmy Racall kontrolując go jednocześnie na oscyloskopie. Zastosowanie rejestratora pozwoliło uporządkować zbiory danych, które wprowadzano do komputera za pomocą przetwornika analogowo-cyfrowego Ambex LC-011. Zastosowany wzmacniacz podawał sygnał zintegrowany (zastosowano integratory w standardzie CAMACa) ze stałą integracji 5 ms. Częstotliwość próbkowania wynosiła 200 Hz.

Zbiory danych doświadczalnych wprowadzono do komputera, aby je uporządkować i dokonać niezbędnych obliczeń. W tym celu wykorzystano cztery programy:

1. DATAPLOT – umożliwiał wybór zintegrowanych danych do dalszej analizy, a ponadto pozwalał usunąć ze zbioru ewentualne artefakty. Wybrane dane opracowywane były dalej przez program ROZPAK.
2. ROZPAK – dzielił i porządkował uzyskane dane tworząc zbiory odpowiadające poszczególnym fazom ruchu. Następnie utworzone zbiory analizowano za pomocą programu WYNIK.
3. WYNIK – liczył uśrednione przebiegi potencjału EMG w wyznaczonych fazach ruchu z podaniem odchylenia standardowego. Ze względu na fakt pojawiania się aktywności mięśni w sposób stochastyczny uśrednianie z poszczególnych kanałów rejestratora wykonywane było dwustopniowo. Po ustaleniu wartości progu aktywności mięśnia zadawano szerokość obszaru przeszukiwania, a następnie znajdowano moment rozpoczęcia pracy mięśnia i obliczano uśredniony potencjał sygnału. Jednocześnie obliczany był średni czas aktywności mięśnia w wybranej fazie ruchu. Program umożliwiał również uśrednianie przebiegów w wybranym momencie czasowym, co zostało wykorzystane do obliczenia jednej z cech wzorca aktywności elektrycznej – uśrednionego maksymalnego potencjału mięśnia w danej fazie ruchu. Przyjęty sposób obliczania średnich wartości umożliwiał przyjęcie tej wartości jako miary zaangażowania danego mięśnia w badanym ruchu. Uśrednione dane były zapamiętywane w zbiorach w formacie ASCII pozwalających na dalsze obliczenia i opracowania graficzne z wykorzystaniem programu Microsoft Excel.
4. SPECTRA – umożliwiał przedstawianie graficzne obliczonych wartości średnich, przy tym skala czasowa mogła być rzeczywista lub znormalizowana. Ta ostatnia dawała możliwość porównywania względnej aktywności mięśni, niezależnie od rzeczywistej skali czasu trwania ruchu. Stosując ten program, przetworzono uśredniony sygnał na sygnał typu zero-jeden (zmieniając wartości poniżej progu na zero, a powyżej –

na jeden). W ten sposób uzyskano czasowy wzorzec aktywności mięśni w badanym ruchu.

Parametry sygnału elektrycznego, które poddano analizie statystycznej zostały opisane w rozdziałach przedstawiających procedurę badawczą poszczególnych eksperymentów.

## **Udział mięśni kończyny górnej w ruchach manipulacyjnych po trajektorii wzorcowej**

Ruch kończyny górnej związany z przesuwaniem suwaka po trajektorii wzorcowej można scharakteryzować przez rodzaje ruchów zachodzących w poszczególnych stawach. Warunki przeprowadzenia eksperymentów badawczych zostały tak dobrane, że ruch suwaka odbywający się na płaszczyźnie poprzecznej wymusza ruch przywodzenia i odwodzenia w stawie promieniowo-nadgarstkowym, zginania i prostowania w stawie łokciowym oraz przywodzenia i odwodzenia w stawie ramiennym. Natomiast pozycja siedząca osoby badanej sprawiała, że ramię kończyny górnej było uniesione, przedramię zgięte, a ręka znajdowała się w położeniu nawróconym. Z analizy anatomicznej (Bochenek i Reicher 1978, Sylwanowicz 1970) i badań udziałów mięśni w ruchach kończyny górnej (Fidelus 1971) wynika, że w stawie promieniowo-nadgarstkowym ruch przywodzenia (odwodzenia łokciowego) powodują trzy aktony, a odwodzenia (promieniowego) wywołuje siedem aktonów.

Ze względu na chwyt suwaka ręką mięśniom mającym przyczepy na kościach palców, a powiązanych funkcjonalnie z ruchami w stawie promieniowo-nadgarstkowym, przypisano funkcję stabilizacyjną. Z pozostałych pięciu aktonów, które w warunkach eksperymentów pełnią funkcję ruchową (zginacz i prostownik nadgarstka łokciowy, prostownik i zginacz nadgarstka promieniowy), wybrano do rejestracji potencjałów czynnościowych zginacz nadgarstka promieniowy (FCR) i zginacz nadgarstka łokciowy (FCU). O wyborze tych mięśni zdecydował również fakt, że chwyt suwaka w ruchach przywodzenia i odwodzenia w stawie promieniowo-nadgarstkowym wymusza również zgięcie dłoniowe ręki w stawie promieniowo-nadgarstkowym. Za zginanie i prostowanie stawu łokciowego odpowiada 11 aktonów, a przywodzenie i odwodzenie w stawie ramiennym wykonuje 10 aktonów (tab. 1).

Jak wykazano w podrozdziale „Kończyna górna...” kończyna górna ze względu na liczbę stopni swobody i funkcji aktonów ma duże możliwości wykonywania złożonych zadań ruchowych, jednak stwarza to trudności przy opisie

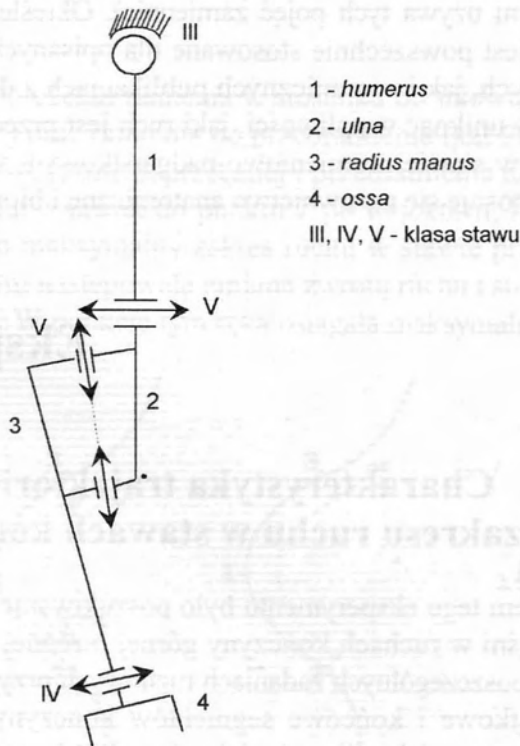
Tabela 1. Wykaz mięśni realizujących funkcje ruchowe podczas ruchu suwaka w eksperymencie I i II

Mięsień	Staw					
	promieniowo-nadgarstkowy		łokciowy		ramienny	
	P	O	Z	Pr	P	O
Prostownik nadgarstka łokciowy	+					
Zginacz nadgarstka łokciowy	□					
Prostownik nadgarstka promienowy						
długi		+	+			
krótki		+	+			
Zginacz nadgarstka promieniowy		□	+			
Nawrotny obły			+			
Ramienno-promieniowy			□			
Ramienny			+			
Trójkłowy ramienia						
głowa długa				□	□	
głowa boczna				+		
głowa przyśrodkowa				+		
Dwukłowy ramienia						
głowa długa			□			□
głowa krótka			+		+	
Kruczoramienny					+	
Naramienny					+	+
Podłopatkowy					+	
Obły większy					+	
Obły mniejszy					+	
Najszerszy grzbietu					+	

Legenda:

Z – zginanie, Pr – prostowanie, P – przywodzenie, O – odwodzenie, □ – funkcje mięśni analizowane w badaniach własnych

i analizie ruchu. Dlatego też narzucone warunki badania ruchów manipulacyjnych wprowadziły pewne uproszczenia. Jedno z nich wynikało z funkcji ręki, to znaczy trzymania rączki suwaka chwytem „walizkowym” (Morecki 1990). Chwył ten wyeliminował większość z 22 stopni swobody ręki. Natomiast ruch suwaka na płaszczyźnie poprzecznej ograniczył ruch w stawie promieniowo-nadgarstkowym do przywodzenia i odwodzenia, a krzywizna trajektorii dodatkowo ograniczyła ruchliwość pozostałych segmentów kończyny do zginania i prostowania w stawie łokciowym oraz przywodzenia-odwodzenia w stawie ramiennym. W badanych zadaniach ruchowych analizowano ruch z wykorzystaniem od jednego do trzech stopni swobody kończyny górnej wolnej (rys. 6).



Rysunek 6. Model strukturalny kończyny górnej realizującej ruchy manipulacyjne w funkcji chwytnej ręki (za: Fidelus 1971)

Kolejnym uproszczeniem było ograniczenie wielkości wyzwalanej siły koniecznej do przesunięcia suwaka po wyznaczonej trajektorii. Z przeprowadzonych badań wynika, że przesunięcie suwaka po trajektorii wzorcowej wymagało przyłożenia siły o wartości 5 N (Bober i Rutkowska-Kucharska

1986, Rutkowska-Kucharska 1985). Wprowadzenie tego warunku do badań własnych uzasadnione było faktem, że w przypadku zadań wymagających wyzwolenia dużych wartości siły wielu autorów wskazuje na zmianę wzorca aktywności mięśni w zależności od możliwości siłowych badanych.

Należy również wyjaśnić pojęcia przywodzenia i odwodzenia w stawie promieniowo-nadgarstkowym. W biomechanice „przywodzenie” definiuje się jako ruch powodujący zmniejszenie, a „odwodzenie” jako ruch powodujący zwiększenie kąta stawowego mierzonego po stronie przyśrodkowej kończyny w położeniu ręki powierzchnią dłoniową w przód (Fidelus 1971). W anatomii (Bochenek i Reicher 1978, Sylwanowicz 1970) przywodzenie określa się odwodzeniem promieniowym, a ruch odwodzenia – odwodzeniem łokciowym (Sylwanowicz czasami używa tych pojęć zamiennie). Określenie „przywodzenie” i „odwodzenie” jest powszechnie stosowane dla opisanych ruchów ręki – zarówno w krajowych, jak i zagranicznych publikacjach z dziedziny biomechaniki – jednak aby uniknąć wątpliwości, jaki ruch jest przedmiotem analizy, to dla ruchów ręki w stawie promieniowo-nadgarstkowym w położeniu nawróconym w pracy stosuje się nazewnictwo anatomiczne i biomechaniczne.

## **Eksperyment I**

### **Charakterystyka trajektorii wzorcowych i zakresu ruchu w stawach kończyny górnej**

Ponieważ celem tego eksperymentu było poszukiwanie wzorca aktywności elektrycznej mięśni w ruchach kończyny górnej o różnej liczbie stopni swobody, dlatego w poszczególnych zadaniach ruchowych przyjęto ściśle określone położenia początkowe i końcowe segmentów kończyny górnej, natomiast długość i krzywizna trajektorii zmieniały się w każdym zadaniu. Do analizy aktywności elektrycznej mięśni wybrano ten fragment ruchu, w którym trajektoria wymuszała największy zakres ruchu w stawie promieniowo-nadgarstkowym. Warunki początkowe i końcowe opisanych zadań ruchowych, a także krzywizny trajektorii ustalone zostały eksperymentalnie podczas badań wstępnych. Konieczność ustalenia stałych charakterystyk kinematycznych kończyny w ruchach po trajektorii wzorcowej wynikała też z faktu, że amplituda

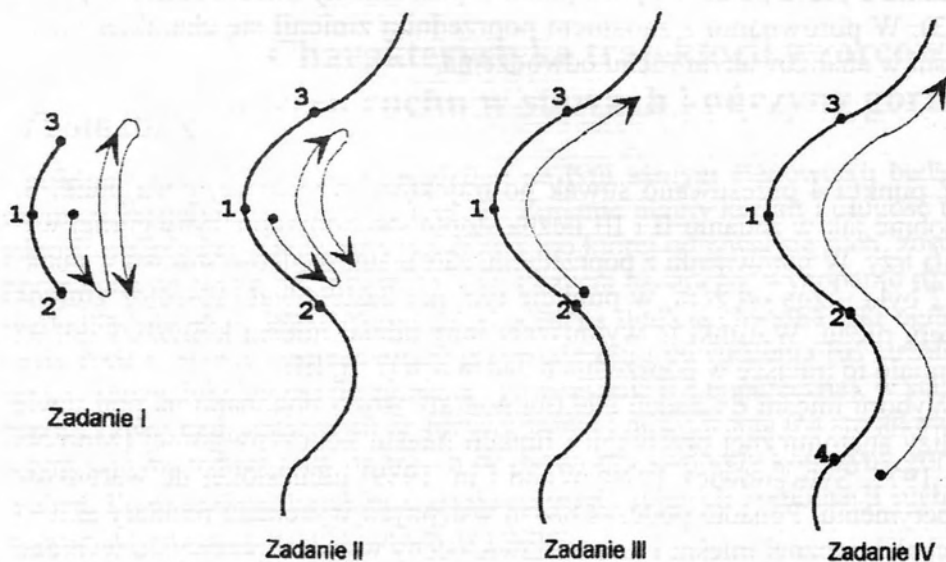
ruchu jest tym parametrem, który zmienia aktywność elektryczną mięśni (Bencke i in. 1985).

Liczbę powtórzeń w każdym zadaniu przyjęto na podstawie wyników badań otrzymanych w innym eksperymencie (Bober i in. 1982). Każdy z badanych wykonywał cztery zadania ruchowe, powtarzając je 5 razy. Kolejność wykonywanych zadań dobrana została losowo, a między zadaniami stosowano 10-minutowe przerwy.

W każdym z opisanych zadań ruch należało wykonać: a – szybko i dokładnie, b – dokładnie. Czasy ruchów i prędkości uzyskane w tych próbach różniły się statystycznie istotnie, dlatego w dalszej części pracy próbę a określano jako ruch szybki, natomiast próbę b jako ruch dokładny.

## Zadanie I

Przy ustalonym położeniu ramienia w stosunku do tułowia w płaszczyźnie strzałkowej (kąt  $60^\circ$ ) oraz ramienia do przedramienia (kąt  $90^\circ$ ), w położeniu nawróconym, w płaszczyźnie poprzecznej i przedramienia do ręki (kąt  $180^\circ$ ) z punktu 1 przesuwano suwak do punktu 2 po trajektorii, która wymuszała u każdego badanego maksymalny zakres ruchu w stawie promieniowo-nadgarstkowym, po czym następowała zmiana zwrotu ruchu i suwak przesuwano do punktu 3 (rys. 7). W punkcie tym ręka osiągała maksymalne przywodzenia



Rysunek 7. Fragmenty trajektorii wzorcowych, po których przesuwano suwak w opisanych zadaniach ruchowych

(odwodzenie łokciowe) i następował powrót do pozycji 1. Aby uniknąć wpływu różnic indywidualnych w zakresie ruchu badanych osób na przebieg próby, trajektorię ruchu w tym zadaniu wyznaczono dla każdego eksperymentalnie przez wyznaczenie maksymalnego zakresu ruchu w stawie promieniowo-nadgarstkowym. W opisanym zadaniu ruch odbywał się w jednym stawie przy wykorzystaniu jednego stopnia swobody w stawie promieniowo-nadgarstkowym. Mięśnie obsługujące ten staw realizowały funkcje ruchowe, natomiast obsługujące staw łokciowy i ramienny – czynności stabilizacyjne.

## Zadanie II

W zadaniu drugim położenie początkowe kończyny górnej było takie same jak w pierwszym. Zmieniona została krzywizna trajektorii wzorcowej i w następstwie ruch suwaka po nowej trajektorii wymagał ruchu przywodzenia (odwodzenia łokciowego) w stawie promieniowo-nadgarstkowym, prostowania w stawie łokciowym, a także odwodzenia w stawie ramiennym (trzy stopnie swobody kończyny górnej wolnej).

## Zadanie III

W zadaniu tym krzywizna trajektorii była taka sama jak w zadaniu drugim. Zmieniono położenie początkowe kończyny górnej. Ruch rozpoczynał się z punktu 2 przez punkt 1 i poza punkt 3 (bez zmiany zwrotu ruchu w punkcie 3). W porównaniu z zadaniem poprzednim zmienił się charakter pracy mięśni w analizowanym ruchu odwodzenia.

## Zadanie IV

Z punktu 4 przesuвано suwak po trajektorii wzorcowej poza punkt 3. Podobnie jak w zadaniu II i III liczba stopni swobody kończyny górnej wynosiła trzy. W porównaniu z poprzednimi zadaniami prędkość suwaka w punkcie 2 była różna od zera, w punkcie tym nie następowała również zmiana zwrotu ruchu. Warunki te wymuszały inny udział mięśni kończyny górnej niż miało to miejsce w poprzednich zadaniach (I, II, III).

Wyboru mięśni do badań elektromiograficznych dokonano na podstawie analizy anatomicznej przebiegu i funkcji mięśni kończyny górnej (Morecki i in. 1971, Sylwanowicz 1970, Wood i in. 1989) odniesionej do warunków eksperymentu. Ponadto podczas badań wstępnych wykonano pomiary aktywności elektrycznej mięśni i na podstawie oceny wartości potencjału wybrano następujące mięśnie:

- *flexor carpi ulnaris* (FCU),
- *flexor carpi radialis* (FCR).



Z wykonanych przez osoby badane zadań ruchowych do analizy EMG wybrano fragment ruchu kończyny górnej, w którym przesuwano suwak z punktu 2 do punktu 3. Przyjęta procedura analizy sygnału elektrycznego z mięśni, przedstawiona w rozdziale „Rejestracja i opracowanie liczbowe sygnału EMG”, pozwoliła wyznaczyć:

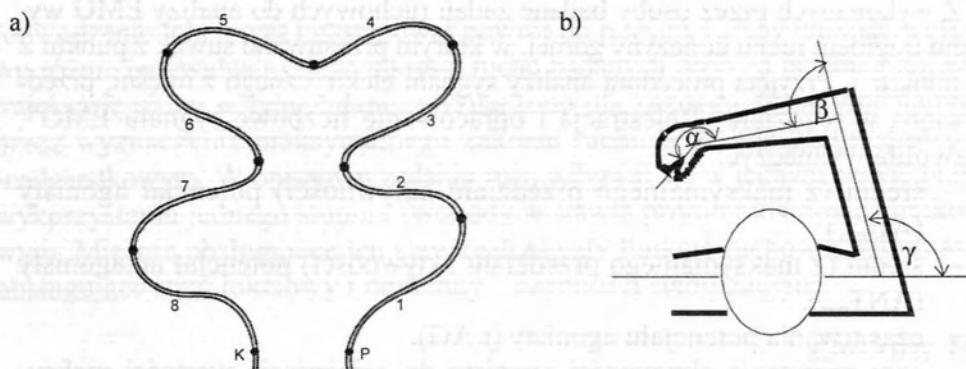
- średni (z maksymalnego przedziału aktywności) potencjał agonisty ( $AG_{max}$ ),
- średni (z maksymalnego przedziału aktywności) potencjał antagonisty ( $ANT_{max}$ ),
- czas trwania potencjału agonisty ( $t_1AG$ ),
- czas narastania aktywności agonisty do osiągnięcia wartości maksymalnej ( $t_{max} AG$ ),
- czas trwania potencjału antagonisty ( $t_2ANT$ ),
- czas, w którym aktywność agonisty występuje jednocześnie z aktywnością antagonisty ( $t_w$ ).

Charakterystyki czasowe aktywności elektrycznej odniesiono do czasu ruchu suwaka po trajektorii wzorcowej z punktu 2 do punktu 3.

## Eksperyment II

### Charakterystyka trajektorii wzorcowej i zakresu ruchu w stawach kończyny górnej

Eksperyment drugi przeprowadzono na tym samym stanowisku badawczym co eksperyment pierwszy (rys. 4). Zmianie uległy kształt i długość trajektorii wzorcowej. Trajektorja wzorcowa, po której odbywał się ruch, została podzielona na osiem odcinków (rys. 8). Pozycja badanego, wykonanie ruchu manipulacyjnego na płaszczyźnie poprzecznej i funkcja chwytnej ręki ograniczyły ruch w stawie ramiennym do przywodzenia i odwodzenia (oś strzałkowa), w stawie łokciowym do zginania i prostowania (oś poprzeczna), w stawie promieniowo-nadgarstkowym do przywodzenia i odwodzenia (oś strzałkowa), a tym samym redukowały do trzech liczbę stopni swobody kończyny górnej wolnej. Przez podział trajektorii uzyskano osiem różnych kombinacji ruchów w poszczególnych stawach kończyny górnej.



c)

Staw	Rodzaje ruchów w kolejnych odcinkach trajektorii wzorcowej							
	1	2	3	4	5	6	7	8
Promieniowo-nadgarstkowy ( $\alpha$ )	o. p.	o. ł.	o. p.	o. ł.	o. ł.	o. ł.	o. ł.	o. p.
Łokciowy ( $\beta$ )	p. r.	p. r.	p. r.	zg.	pr.	pr.	zg.	zg.
Ramienny ( $\gamma$ )	o	p	o	p	p	o	p	o

o. p. – odwodzenie promieniowe, o. ł. – odwodzenie łokciowe  
 pr. – prostowanie, zg. – zginanie  
 o – odwodzenie, p – przywodzenie

Rysunek 8. a) Trajektoria wzorcowa wraz z zaznaczonym podziałem na 8 odcinków: p – początek ruchu, k – koniec ruchu; b) określenie kątów stawowych; c) kombinacje ruchów przywodzenia-odwodzenia w stawie ramiennym i promieniowo-nadgarstkowym oraz zginania i prostowania w stawie łokciowym w poszczególnych odcinkach trajektorii

Zadaniem badanego było przesuwanie suwaka szybko oraz dokładnie. Aktywność elektryczną mięśni rejestrowano w warunkach standardowych, to znaczy przy pełnej ruchliwości kończyny górnej, a także w warunkach jej ograniczenia. Ruchliwość kończyny górnej ograniczano przez nałożenie opaski gipsowej na staw łokciowy i promieniowo-nadgarstkowy. Opaskę na staw łokciowy nałożono przy zgięciu w stawie wynoszącym  $90^\circ$ , natomiast na staw promieniowo-nadgarstkowy w położeniu nawróconym ręki i przy wartości kąta w tym stawie wynoszącym  $180^\circ$ .

Pomiar aktywności elektrycznej mięśni wykonano w warunkach standardowych, tj. przy pełnej ruchliwości kończyny górnej, a następnie po nałożeniu opaski gipsowej na staw:

- promieniowo-nadgarstkowy,
- łokciowy,
- promieniowo-nadgarstkowy i łokciowy.

Badany wykonywał 10 razy każde z czterech zadań ruchowych, przy tym dla wszystkich zmieniano losowo ruchliwość kończyny górnej. Ze względu na wielokrotność powtórzeń pomiary z udziałem jednej osoby prowadzono w ciągu trzech dni. Pomiar w warunkach ograniczenia ruchliwości kończyny poprzedzony był pomiarem w warunkach standardowych, a przerwa między nimi wynosiła 1 godzinę (czas na utwardzenie się opaski gipsowej). Po zakończeniu pomiarów położenie elektrod zaznaczano wodoodpornym pisakiem, aby w pomiarach wykonywanych w kolejnych dniach elektrody umieszczone zostały w tym samym miejscu.

Wyboru mięśni do badań dokonano podobnie jak w eksperymencie I, uwzględniając z jednej strony – na podstawie danych anatomicznych – analizę przebiegu i funkcji wynikającą z udziału mięśni kończyny górnej w ruchach występujących przy przesuwaniu suwaka, a z drugiej w wyniku pomiarów aktywności elektrycznej mięśni wykonanych podczas badań wstępnych. Ostatecznie do analizy wybrano następujące mięśnie:

- *triceps brachii (caput longum)* TB,
- *brachioradialis* (BR),
- *flexor carpi radialis* (FCR),
- *flexor carpi ulnaris* (FCU).

## Badani

Charakterystykę osób uczestniczących w obu eksperymentach zawarto w tabeli 2. Przed przystąpieniem do badań wszyscy zostali poinformowani o przebiegu, procedurze i celu doświadczeń. Badani byli praworęczni i wyrazili zgodę na uczestniczenie w eksperymentach.

Tabela 2. Charakterystyka badanych uczestniczących w eksperymentach badawczych

Parametr		Rodzaj badania	
		eksperyment I	eksperyment II
Liczba pomiarów [N]		200	400
Liczebność grupy [N]		10	10
Wiek [lata]	$\bar{x} \pm SD$	23,4 $\pm$ 0,42	24,1 $\pm$ 0,71
Wzrost [cm]	$\bar{x} \pm SD$	178,1 $\pm$ 2,53	176,4 $\pm$ 3,11
Masa ciała [kg]	$\bar{x} \pm SD$	76,3 $\pm$ 2,21	75,4 $\pm$ 2,14

# 3

## Wyniki badań

### Eksperyment I

#### **Sterowanie aktywnością mięśni podczas ruchu po wybranym fragmencie trajektorii wzorcowej**

Aby można było wnioskować o sterowaniu pobudzeniem mięśni, należało wybrać te cechy potencjału agonisty i antagonisty, które zmieniają się, gdy zmienia się warunki wykonania ruchu, tj. prędkość i stopień złożoności ruchu. Wyboru cech potencjału dokonano na podstawie analizy literatury dotyczącej tego problemu dla klasy ruchów balistycznych (podrozdział „Czas ruchu...”).

Uwzględniając warunek prędkości ruchu, wyniki pogrupowano w zależności od tego, czy ruch należało wykonać szybko i dokładnie, czy dokładnie.

Zróznicowanie stopnia złożoności ruchu w zadaniach I i II polegało na innych krzywiznach trajektorii wzorcowej i różnej liczbie stopni swobody kończyny górnej wolnej, a w zadaniach II, III i IV na różnych warunkach początkowych i końcowych wykonania ruchu.

W każdym zadaniu ruchowym, bez względu na prędkość ruchu, liczbę stopni swobody kończyny górnej, czy też charakterystykę trajektorii wzorcowej, analizowano jedynie aktywność mięśni w ruchu od odwodzenia (promieniowego) do przywodzenia (odwodzenia łokciowego) w stawie promieniowo-nadgarstkowym, co odpowiadało ruchowi ręki z suwakiem przesuwanym z punktu 2 do punktu 3 (rys. 7).

## Charakterystyka czasowa aktywności agonisty i antagonisty w ruchach szybkich i dokładnych

Obliczone prędkości ruchu suwaka wskazują na statystycznie istotne różnice między zadaniami wykonywanymi szybko i dokładnie oraz dokładnie. W przypadku zadań dokładnych ruch był prawie dwa razy wolniejszy niż w zadaniach, które należało wykonać szybko i dokładnie. Dlatego też w dalszej analizie zadania wykonywane szybko i dokładnie nazywano ruchem szybkim, a zadania wykonywane dokładnie – ruchem dokładnym. Jak się spodziewano, charakterystyki czasowe pobudzeń mięśni różniły się statystycznie istotnie w ruchach wykonywanych szybko oraz dokładnie.

We wszystkich zadaniach ruchowych wykonywanych szybko czas potencjału agonisty ( $t_1$ AG) był statystycznie istotnie krótszy niż w zadaniach wykonywanych dokładnie. Ponieważ ruch dokładny charakteryzowała mniejsza prędkość, to można stwierdzić, że wzrost prędkości ruchu łączy się z krótszym czasem aktywności agonisty.

Polecenie wykonania ruchu szybko oraz dokładnie zmieniało również czas narastania aktywności agonisty ( $t_{\max}$ AG – wyrażony czasem od wystąpienia potencjału do osiągnięcia wartości maksymalnej). W ruchach wykonywanych szybko maksymalna aktywność agonisty pojawiała się statystycznie istotnie wcześniej niż w przypadku ruchów dokładnych (tab. 3 i 4).

Tabela 3. Charakterystyka czasowa aktywności elektrycznej mięśni w zadaniach (I i II) ze zmianą kierunku ruchu: czas ruchu ( $t$ ), czas trwania aktywności agonisty ( $t_1$  AG) i antagonisty ( $t_2$  ANT), czas narastania potencjału agonisty od początku jego aktywności do osiągnięcia wartości maksymalnej ( $t_{\max}$  AG), czas współskurczu ( $t_w$ )

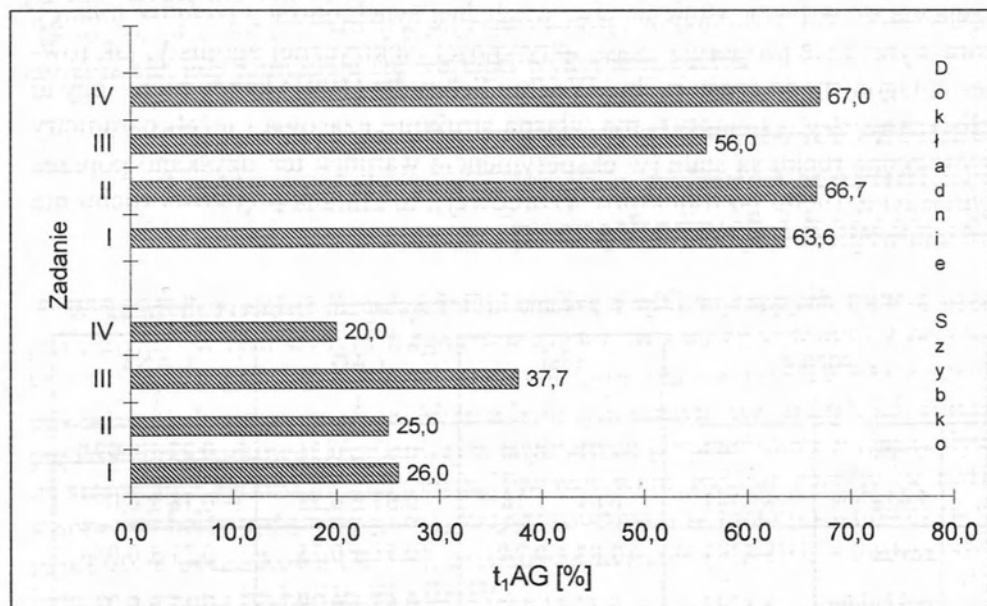
Zadanie		Prędkość [m/s]	$t_1$ AG [s]	$t_2$ ANT [s]	$t_{\max}$ AG [s]	$t_w$ [s]	
I	szybko	$\bar{x}$	0,00848	1,71	0,62	0,45	0,99*
		SD	0,00188	0,24	0,21	0,15	0,098
	dokładnie	$\bar{x}$	0,00349*	4,42*	1,20*	2,83*	0,18
		SD	0,00062	0,87	0,43	0,79	0,034
II	szybko	$\bar{x}$	0,00631	2,11	0,63	0,53	1,32*
		SD	0,00113	0,71	0,24	0,18	0,138
	dokładnie	$\bar{x}$	0,00295*	3,95*	1,05*	2,63*	0,21
		SD	0,00068	1,13	0,35	0,87	0,039

\*różnice istotne statystycznie ( $p < 0,05$ )

Tabela 4. Charakterystyka czasowa aktywności elektrycznej mięśni w zadaniu III i IV: czas ruchu ( $t$ ), czas trwania aktywności agonisty ( $t_1$  AG) i antagonisty ( $t_2$  ANT), czas narastania potencjału agonisty od początku jego aktywności do osiągnięcia wartości maksymalnej ( $t_{max}$  AG)

Zadanie		Prędkość [m/s]	$t_1$ AG [s]	$t_2$ ANT [s]	$t_{max}$ AG [s]	
I	szybko	$\bar{x}$	0,00498	2,37	2,11	0,89
		SD	0,00125	0,47	0,62	0,21
	dokładnie	$\bar{x}$	0,00328*	3,25*	4,25*	1,69*
		SD	0,00094	1,35	2,01	1,03
II	szybko	$\bar{x}$	0,00526	1,88	2,98	0,98
		SD	0,00234	1,01	1,85	0,25
	dokładnie	$\bar{x}$	0,00302*	2,35*	4,40*	1,72*
		SD	0,00145	1,37	1,98	1,08

\* różnice istotne statystycznie ( $p < 0,05$ )



Rysunek 9. Czas narastania potencjału agonisty od początku jego aktywności do osiągnięcia wartości maksymalnej ( $t_{max}AG$ ) odniesiony do czasu aktywności ( $t_1AG$ ) wykonanych szybko i dokładnie w zadaniach I-IV

Odniesienie czasu narastania aktywności agonisty ( $t_{\max}AG$ ) do czasu jego całkowitej aktywności wykazało, że w ruchach szybkich maksymalna wartość potencjału osiągnięta jest po upływie ok. 25–38% czasu aktywności agonisty, natomiast w ruchach dokładnych maksymalny potencjał pojawia się po upływie 56–67% czasu od chwili jego pobudzenia (rys. 9).

Również porównanie czasu trwania potencjału antagonisty ( $t_2$  ANT) w zadaniach ruchowych wykonywanych szybko i dokładnie wskazuje na statystycznie istotnie krótszy czas pobudzenia w ruchach szybkich, a dłuższy w ruchach dokładnych (tab. 3 i 4).

Jednoczesne występowanie aktywności agonisty i antagonisty ( $t_w$ ) zaobserwowano jedynie w ruchach ze zmianą zwrotu, przy czym dla ruchów dokładnych czas współskurczu (*co-contraction*) był krótszy niż dla ruchów szybkich.

## Względna synchronizacja

Jak już wspomniano, istotna rola czynnika czasu w sterowaniu ruchem przejawia się w fakcie istnienia tzw. względnej synchronizacji (*relative timing*), która wyraża się proporcją czasu aktywności elektrycznej agonisty, jak również antagonisty do czasu ruchu. Według Schmidta (1991) każdy ruch – czy to balistyczny, czy też ciągły – ma własną strukturę czasową i jeżeli parametry przestrzenne ruchu są stałe (w eksperymencie warunek ten uzyskano poprzez wymuszenie ruchu po trajektorii wzorcowej), to zmiana prędkości ruchu nie zmienia względnej synchronizacji.

Tabela 5. Względna synchronizacja w zadaniu I i II wykonanym z różną prędkością suwaka

Zadanie			t [s]	$\frac{t_{1,AG}}{t}$	$\frac{t_{2,ANT}}{t}$
I	szybko	$\bar{x} \pm SD$	2,71 ± 0,60	0,63 ± 0,31	0,27 ± 0,09
	dokładnie	$\bar{x} \pm SD$	6,61 ± 1,18*	0,67 ± 0,28	0,18 ± 0,07
II	szybko	$\bar{x} \pm SD$	2,95 ± 0,74	0,71 ± 0,35	0,21 ± 0,08
	dokładnie	$\bar{x} \pm SD$	6,32 ± 1,46*	0,63 ± 0,29	0,17 ± 0,02

\* różnice istotne statystycznie ( $p < 0,05$ ).

Tabela 6. Względna synchronizacja w zadaniu III i IV wykonanym z różną prędkością suwaka

Zadanie			t [s]	$\frac{t_1AG}{t}$	$\frac{t_2ANT}{t}$
I	szybko	$\bar{x} \pm SD$	$3,74 \pm 0,94$	$0,63 \pm 0,42$	$0,56 \pm 0,26$
	dokładnie	$\bar{x} \pm SD$	$5,21 \pm 1,72^*$	$0,56 \pm 0,23$	$0,79 \pm 0,32^*$
II	szybko	$\bar{x} \pm SD$	$3,06 \pm 1,04$	$0,68 \pm 0,25$	$0,33 \pm 0,08$
	dokładnie	$\bar{x} \pm SD$	$5,21 \pm 1,72^*$	$0,64 \pm 0,15$	$0,08 \pm 0,02^*$

\* różnice istotne statystycznie ( $p < 0.05$ )

Analizując w poszczególnych zadaniach ruchowych wartość względnej synchronizacji dla agonisty ( $t_1AG/t$ ) można przyjąć, że znaczny wzrost prędkości ruchu, a także liczba stopni swobody kończyny górnej oraz różne prędkości początkowe i końcowe ruchu nie zmieniają stałej struktury czasowej agonisty (tab. 5 i 6). Podobna analiza przeprowadzona dla antagonisty ( $t_2ANT/t$ ) potwierdza istnienie względnej synchronizacji jedynie w zadaniach ze zmianą zwrotu ruchu. Natomiast w zadaniach, w których nie następowała zmiana zwrotu, względna synchronizacja nie została potwierdzona (tab. 5 i 6). Oznacza to, że proporcja czasu trwania aktywności antagonisty do czasu ruchu zmienia się, gdy zmieniają się warunki wykonania ruchu.

## Charakterystyka czasowa aktywności agonisty i antagonisty w ruchach o różnych warunkach początkowych i końcowych

W każdym z zadań eksperymentu analizę EMG wybranych mięśni przeprowadzono w tym samym fragmencie ruchu, to znaczy z punktu 2 do punktu 3. Odpowiadało to ruchowi w stawie promieniowo-nadgarstkowym od odwodzenia do przywodzenia. Można było tym samym stwierdzić, jak zmiana prędkości początkowej i końcowej w wybranych punktach toru ruchu wpływa na sterowanie agonistą i antagonistą. Porównywane zadania różniły się liczbą stopni swobody kończyny górnej zaangażowanych w funkcji ruchowej (I–II), prędkością początkową (II–IV), prędkością końcową (II–III), a także sposobem wykonania ruchu (II–III i III–IV).

W zadaniu I i II ruch po trajektorii wzorcowej odbywał się ze zmianą zwrotu, a prędkość początkowa i końcowa wynosiła 0. Różnica między tymi zadaniami polegała na różnej krzywiźnie trajektorii wzorcowej, co w zadaniu I wymuszało ruch z zaangażowaniem jednego stopnia swobody kończyny górnej wolnej, a w zadaniu II z udziałem trzech stopni swobody. Porównanie



aktywności elektrycznej mięśni w obu zadaniach wskazuje na podobną charakterystykę czasową antagonisty i istotny statystycznie różny czas aktywności i czas narastania agonisty zarówno w ruchu szybkim, jak i dokładnym.

W zadaniach II i III krzywizna trajektorii była taka sama, a tym samym liczba stopni swobody kończyny górnej wolnej nie uległa zmianie. Ponadto w obu zadaniach prędkość w punkcie 2 wynosiła 0. Natomiast różnice polegały na tym, że w zadaniu II ruch z punktu 2 następował po ruchu z punktu 1, a więc po zmianie zwrotu ruchu w punkcie 2 oraz kończył się taką samą zmianą w punkcie 3. W zadaniu III ruch rozpoczynał się z punktu 2 i nie kończył się zmianą kierunku w punkcie 3. Porównanie aktywności agonisty i antagonisty w zadaniu II i III wskazuje na podobną charakterystykę czasową agonisty oraz inną antagonisty. Stwierdzono statystycznie istotne wydłużenie się czasu aktywności antagonisty, gdy ruch rozpoczynał się i kończył bez zmiany kierunku. Ponadto w zadaniu III w porównaniu z wartością zarejestrowaną w zadaniu II, w ruchu dokładnym, statystycznie istotnie wydłużył się czas narastania aktywności agonisty ( $t_{\max}AG$ ), co świadczy o tym, że gdy ruch nie jest poprzedzony zwrotem, maksymalna aktywność agonisty pojawia się później.

Tabela 7. Różnice wartości średnich parametrów czasowych aktywności EMG ( $t_1AG$ ,  $t_2ANT$ ,  $t_{\max}AG$ ) między kolejnymi zadaniami, w których zmieniano warunki początkowe i końcowe wykonania ruchu (ruch szybki)

Cechy wzorca		Porównywane zadania			
		I-II	II-III	II-IV	III-IV
$t_1AG$ [s]	$\bar{x} \pm SD$	-0,40 $\pm$ 0,085*	-0,26 $\pm$ 0,65	0,23 $\pm$ 0,701	0,49 $\pm$ 0,091*
$t_2ANT$ [s]	$\bar{x} \pm SD$	-0,01 $\pm$ 0,003	-1,48 $\pm$ 0,296*	-2,35 $\pm$ 0,567*	-0,87 $\pm$ 0,291
$t_{\max}AG$ [s]	$\bar{x} \pm SD$	-0,08 $\pm$ 0,012	-0,36 $\pm$ 0,105	-0,45 $\pm$ 0,087	-0,09 $\pm$ 0,014

\* różnice istotne statystycznie ( $p < 0,05$ )

Tabela 8. Różnice wartości średnich parametrów czasowych aktywności EMG ( $t_1AG$ ,  $t_2ANT$ ,  $t_{\max}AG$ ) między kolejnymi zadaniami, w których zmieniano warunki początkowe i końcowe wykonania ruchu (ruch dokładny)

Cechy wzorca		Porównywane zadania			
		I-II	II-III	II-IV	III-IV
$t_1AG$ [s]	$\bar{x} \pm SD$	0,47 $\pm$ 0,099*	0,70 $\pm$ 0,321	1,60 $\pm$ 0,311	-0,10 $\pm$ 0,025
$t_2ANT$ [s]	$\bar{x} \pm SD$	0,15 $\pm$ 0,029	-3,20 $\pm$ 0,832*	-3,35 $\pm$ 0,832*	-0,15 $\pm$ 0,036
$t_{\max}AG$ [s]	$\bar{x} \pm SD$	0,20 $\pm$ 0,811*	0,94 $\pm$ 0,226*	0,91 $\pm$ 0,267*	-0,03 $\pm$ 0,009

\* różnice istotne statystycznie ( $p < 0,05$ )

Zadanie III i IV różniły się warunkami początkowymi. W zadaniu IV ruch z punktu 2 do punktu 3 stanowił fragment ruchu złożonego, a w punktach tych, podobnie jak w zadaniu III, nie następowała zmiana zwrotu ruchu. W zadaniu III ruch rozpoczynano w punkcie 2 ( $V = 0$ ), a w zadaniu IV w punkcie 4, co powodowało, że w tym zadaniu w punkcie 2 prędkość była różna od zera. Natomiast w obu zadaniach warunki końcowe wykonania ruchu były takie same (ruch kończył się poza punktem 3). W opisanych warunkach czas aktywności agonisty i antagonisty, a także czas narastania aktywności agonisty ( $t_{\max}AG$ ), był podobny w obu zadaniach (różnice statystycznie nieistotne), gdy ruch wykonywany był dokładnie. Natomiast w ruchach szybkich statystycznie istotne różnice wystąpiły w czasie aktywności agonisty.

### **Charakterystyka amplitudowa aktywności agonisty i antagonisty w ruchach szybkich i wolnych, w różnych warunkach początkowych i końcowych**

Decydującym czynnikiem w procesie sterowania jest czas i dlatego przedmiotem analizy w tej pracy jest przede wszystkim charakterystyka czasowa potencjału czynnościowego mięśni. Jednak, omawiając wzorzec pobudzenia mięśni, nie należy pomijać charakterystyki amplitudowej sygnału. Aby uniknąć różnic międzysobniczych w zarejestrowanych wartościach potencjału czynnościowego, a jednocześnie wskazać na wzajemne zależności między pobudzeniem agonisty i antagonisty, dla każdego z badanych obliczono wskaźnik będący proporcją znormalizowanej aktywności agonisty do antagonisty (tab. 9). Wartość wskaźnika zbliżona do wartości 1 świadczy o podobnym wzroście pobudzenia agonisty i antagonisty. Natomiast wzrost proporcji powyżej wartości 1 wskazuje na większe (względne) pobudzenie agonisty niż antagonisty.

Zmiana warunków wykonania poszczególnych zadań ruchowych polegająca na wykonaniu ruchu szybko lub dokładnie powoduje zmianę proporcji udziału aktywności agonisty i antagonisty. Jedynie w zadaniach I i II (ruch ze zmianą zwrotu w obu punktach trajektorii) wzrost wskaźnika w ruchach wykonanych dokładnie jest statystycznie istotny. Dla ruchów, które nie kończą się zmianą zwrotu w punkcie końcowym (zadanie III i IV), wzrost tego wskaźnika jest statystycznie nieistotny.

Zmiana warunków ruchu polegająca na rozpoczęciu ruchu bez poprzedzającej go zmiany zwrotu ruchu (porównanie zadania II i III) wskazuje na statystycznie istotny, znaczny wzrost udziału agonisty, gdy ruch należy rozpocząć

z określonej pozycji początkowej. Również w przypadku gdy ruch stanowi kontynuację ruchu wcześniejszego (porównanie zadania III i IV), udział antagonisty jest istotnie mniejszy, niż gdy ruch rozpoczyna się z określonej pozycji początkowej.

Tabela 9. Proporcje znormalizowanej aktywności agonisty w stosunku do antagonisty w poszczególnych zadaniach ruchowych (I, II, III, IV) wykonywanych szybko i dokładnie

Zadanie			Proporcja AG do ANT
I	szybko	$\bar{x} \pm SD$	$1,319 \pm 0,249$
	dokładnie	$\bar{x} \pm SD$	$1,716 \pm 0,342^*$
II	szybko	$\bar{x} \pm SD$	$1,431 \pm 0,296$
	dokładnie	$\bar{x} \pm SD$	$1,766 \pm 0,272^*$
III	szybko	$\bar{x} \pm SD$	$2,870 \pm 0,322$
	dokładnie	$\bar{x} \pm SD$	$2,917 \pm 0,185$
IV	szybko	$\bar{x} \pm SD$	$3,883 \pm 0,304$
	dokładnie	$\bar{x} \pm SD$	$3,912 \pm 0,504$

\* różnice istotne statystycznie ( $p < 0,05$ )

Analiza proporcji aktywności agonisty i antagonisty wskazuje na istotną rolę antagonisty, gdy następuje zmiana zwrotu ruchu. Podobne wyniki wskazujące na udział antagonisty w zmianie zwrotu ruchu uzyskano w badaniach ruchów cyklicznych w stawie łokciowym (Rutkowska-Kucharska, 1998a, b). Natomiast gdy ruch nie musi zostać zatrzymany lub gdy nie następuje zmiana zwrotu ruchu, aktywność agonisty jest trzykrotnie większa niż antagonisty.

## Analiza

Wyniki badań własnych dotyczące analizy charakterystyk czasowych aktywności agonisty w ruchach należących do klasy ruchów ciągłych, wykonywanych z różną prędkością, pozwalają sformułować wniosek, że istnieje określony, czasowy wzorzec aktywności agonisty (AG) inny w ruchach szybkich, a inny w dokładnych.

W badaniach własnych stwierdzono, że wraz ze wzrostem prędkości ruchu skraca się czas aktywności agonisty. W przypadku tej cechy wyniki badań dla ruchów balistycznych różnych autorów nie są jednoznaczne. Mustard i in.

(1987), analizując ruch zginania i prostowania w stawie promieniowo-nadgarstkowym, stwierdzili, że czas trwania potencjału agonisty (*flexor carpi radialis*) skraca się wraz ze wzrostem prędkości ruchu. Gordon i Ghez (1987), którzy badali ruch zginania kończyny górnej w stawie łokciowym, dowiedli, że niezależnie od warunków eksperymentu czas trwania potencjału jest taki sam. Pezarat-Correira i in. (1994, 1995) badając pobudzenie agonisty podczas prostowania przedramienia w rzucie oszczepem, stwierdzili, że wzrost prędkości ruchu nie zmienia czasu trwania pobudzenia mięśnia.

Inną cechą charakteryzującą wzorzec czasowy aktywności EMG jest czas narastania potencjału. W badaniach własnych stwierdzono, że w ruchach szybkich agonista (AG) osiąga maksymalny potencjał znacznie szybciej niż w ruchach wolnych. Natomiast ruchy wolne charakteryzują się wydłużeniem czasu narastania potencjału, a wartość maksymalna występuje w końcowej fazie aktywności agonisty.

Inną cechą wzorca aktywności agonisty uzyskaną w badaniach ruchów balistycznych (preprogramowanych) jest jego dwufazowość przejawiająca się występowaniem drugiego potencjału tuż po wygaśnięciu pierwszego. W badaniach własnych nie stwierdzono występowania drugiego potencjału agonisty i to zarówno w ruchach szybkich, jak i dokładnych. Można przypuszczać, że jest to związane z klasą badanych ruchów. Ruchy ciągle w porównaniu z ruchami balistycznymi charakteryzują się mniejszą prędkością, co prawdopodobnie umożliwi korektę ich wykonania przez – podobny jak w ruchach balistycznych – system sprzężeń zwrotnych, lecz ma to miejsce podczas pierwszego potencjału agonisty. Zanikanie drugiego potencjału agonisty w ruchach wolnych potwierdzają badania Mustarda i Lee (1987). O tym, że drugi potencjał związany jest z korektą procesu sterowania świadczy fakt, że pojawia się on (charakteryzując się w pewnych przypadkach dłuższym czasem trwania i większą amplitudą) w zadaniach ruchowych, w których nagle – w sposób nieznanym badanemu – zmieniono zakres ruchu i masę przedmiotu manipulacji (Johanson i in. 1996).

O ile wyniki badań nad wzorcem czasowym pobudzenia agonisty prezentowane przez różnych autorów są dość zgodne, to wyniki dotyczące wzorca aktywności antagonisty nie są tak jednoznaczne. Można przypuszczać, że różnice wynikają prawdopodobnie z odmiennych warunków eksperymentów. Wyniki badań własnych nad poszukiwaniem wzorca czasowego antagonisty w ruchach szybkich i dokładnych wskazują na powtarzalność jego aktywności przy stałych warunkach wykonania ruchu, tj. gdy stała jest prędkość ruchu, jego zakres, liczba stopni swobody kończyny górnej. Wzrost prędkości, liczby stopni swobody i zmiana zwrotu ruchu przejawia się w zupełnie innym wzorcu

jego aktywności. Ponadto w badaniach własnych stwierdzono, że w ruchach, w których nie zmienia się zwrot, a tym samym ruch nie musi być zatrzymany, aktywność antagonisty jest nieznaczna i ma charakter prawie toniczny. Podobny wynik uzyskali Mustard i Lee (1987), a także Basmajian (1988), którzy badając ruch balistyczny o jednym stopniu swobody zaobserwowali, że w ruchach wolnych aktywność antagonisty jest mała, a czasami zanikająca. Ponadto wyniki ich badań wskazują, że ten sam ruch wykonany biernie powoduje całkowity zanik aktywności antagonisty. Gottlieb i in. (1989a) na podstawie prowadzonych badań stwierdzili, że aktywność antagonisty w ruchach wolnych może zależeć od warunków przebiegu zadania ruchowego – jest inna, gdy badany zatrzymuje ruch przez aktywne zwolnienie ruchu kończyny, niż w przypadku gdy kończyna zostaje nagle, bez sygnalizowania tego badanemu, mechanicznie zablokowana. Natomiast w badaniach Gordona i Gheza (1987) oraz Gheza i Gordona (1987) antagonistę charakteryzuje się tym samym czasem trwania pobudzenia bez względu na to, czy ruch należało wykonać szybko, czy dokładnie (wolno).

Równie niejednoznaczne są wzajemne relacje czasowe między agonistą i antagonistą wyrażone różnicą czasu między zakończeniem potencjału agonisty a rozpoczęciem potencjału antagonisty. Wartość ujemna tego parametru jest następstwem nakładania się aktywności agonisty i antagonisty, a w literaturze nazywa się ją współskurczem (*co-contraction*). Wielu autorów (Benecke i in. 1985, Flash 1987, 1990, Gielen i in. 1984, 1988, Gordon i Ghez 1987) stwierdza, że zależności czasowe między agonistą i antagonistą zmieniają się, gdy zmienia się prędkość, zakres ruchu, a także wielkości obciążenia zewnętrznego. Występowanie różnych zależności czasowych między aktywnością agonisty i antagonisty w ruchach szybkich i dokładnych przedstawili Gordon i Ghez (1987) oraz Ghez i Gordon (1987). Stwierdzili oni, że antagonistę wykazuje ten sam czas trwania pobudzenia w warunkach obu eksperymentów. Również Basmajian (1988) wzajemne zależności agonisty i antagonisty uzależnia od prędkości ruchu. Stwierdza, że duża prędkość powoduje nakładanie się faz aktywności agonisty i antagonisty, średnia prędkość pobudza aktywność agonisty i antagonisty z okresem ciszy elektrycznej, a w ruchach wolnych zjawisko współskurczu nie występuje. Również Gordon i Ghez (1987) oraz Ghez i Gordon (1987) wskazują na występowanie zjawiska współskurczu jedynie w przypadku ruchów wykonywanych z dużą prędkością. Inni autorzy stwierdzają występowanie tego zjawiska w szerszym zakresie w ruchach szybkich (Basmajian 1989a, b), a także w ruchach manipulacyjnych osób z funkcjonalną deafferentacją czy też w ruchach wymagających stabilizacji określonego stawu (Sainburg i in. 1995). Natomiast w ruchach wolnych w ba-

daniach wymienionych autorów nie występuje zjawisko nakładania się aktywności agonisty i antagonisty. W badaniach własnych nie stwierdzono zjawiska współskurczu w ruchach o większej niż jeden liczbie stopni swobody kończyny górnej zarówno w ruchach szybkich, jak i dokładnych.

Jednym z przejawów współdziałania agonisty i antagonisty jest tzw. względna synchronizacja. Wyniki badań własnych nad względną synchronizacją w ruchach sterowanych nadażnie nie w pełni potwierdzają wyniki uzyskane przez Schmidta i in. (1988) oraz Schmidta (1991). W badaniach własnych względna synchronizacja wystąpiła w aktywności agonisty we wszystkich zadaniach ruchowych, niezależnie od prędkości ruchu.

Przyczyny różnic we wzorcu czasowym aktywności mięśni w ruchach szybkich i dokładnych można się doszukiwać w innym sterowaniu ruchami szybkimi i dokładnymi (ale wolnymi). Pewne dane uzyskane na podstawie badań modelowych i ich praktycznej weryfikacji (Gawroński 1975, Latash 1993) wskazują, że mięśnie w ruchach szybkich i wolnych nie są pobudzone z wykorzystaniem tych samych obwodów sterowania. O sterowaniu ruchami wolnymi, ale dokładnymi – oprócz układu obwodowo-rdzeniowego wpływającego na zmianę pobudzenia komórek alfa i gamma – decydują impulsy płynące z neuronów wstawkowych. W przypadku ruchów szybkich, nieprecyzyjnych, jeżeli sprzężenia między antagonistami są silne, niewielki sygnał powoduje skurcz jednego mięśnia i natychmiastowe zwolnienie jego antagonisty. Natomiast w przypadku ruchów precyzyjnych, ale wolniejszych, mięśnie pracują poprzez zahamowanie pobudzenia neuronów wstawkowych. Sprzężenia między antagonistami są słabe przy jednoczesnym (np. przez układ gamma) wzroście czułości każdej pętli monosynaptycznej. Według Zmysłowskiego (1991) dla ruchów sięgania różnica w sterowaniu ruchami szybkimi i wolnymi polega na tym, że w przypadku ruchów wolnych sterowanie ma postać skokowej zmiany pobudzenia motoneuronów mięśni agonistycznych, a ruchów szybkich – naprzemiennej (fazowej) czynności mięśni agonistycznych i antagonistycznych.

Przedstawione w pracy wyniki badań własnych i innych autorów pozwalają wskazać na istotną rolę pętli sterowania antagonistą w sterowaniu ruchami manipulacyjnymi zarówno w ruchach balistycznych, jak i ciągłych. O ile sterowanie agonistą wykazuje pewną stałość, o tyle sterowanie antagonistą zależy od czasu ruchu i jego parametrów kinematycznych. Podsumowując można stwierdzić, że czas ruchu stanowi istotny czynnik w sterowaniu pobudzeniem mięśni uczestniczących w ruchu. Prędkość ruchu nie zawsze istotnie decyduje o czasie trwania pobudzenia agonisty, natomiast w sposób istotny wpływa na aktywność antagonisty.

## Wnioski

1. W ruchach manipulacyjnych należących do klasy ruchów ciągłych wzorzec aktywności agonisty i antagonisty cechuje dwufazowość.
2. W ruchach wykonywanych szybko w porównaniu z ruchami wykonywanymi dokładnie:
  - czas aktywności agonisty i antagonisty jest krótszy,
  - skraca się czas narastania wartości maksymalnej potencjału agonisty,
  - wskaźnik względnego pobudzenia agonisty i antagonisty nie zmienia się, gdy prędkość początkowa i końcowa jest różna od 0.
3. Zmiana prędkości, początkowej i końcowej, wykonania ruchu przejawia się w:
  - innym wzorcu czasowym antagonisty i podobnym wzorcu czasowym agonisty,
  - większym względnym pobudzeniu agonisty niż antagonisty, gdy prędkość początkowa i końcowa jest różna od 0.
4. Względna synchronizacja (*relative timing*) zarówno agonisty, jak i antagonisty została potwierdzona w ruchach ze zmianą zwrotu.
5. Zjawisko współskurczu (*co-contraction*) występuje w ruchach (szybkich i dokładnych), gdy następuje zmiana zwrotu ruchu (w ruchach cyklicznych).
6. Inna organizacja kończyny górnej (zmiana liczby stopni swobody z jednego do trzech) wydłuża czas aktywności agonisty w ruchach szybkich i dokładnych oraz skraca czas aktywności antagonisty w ruchach dokładnych.

## Eksperyment II

### Sterowanie aktywnością mięśni kończyny górnej w ruchach złożonych

Poszukiwanie wzorca aktywności elektrycznej mięśni w ruchach złożonych odbywało się zarówno w warunkach standardowych, to znaczy przy pełnej ruchliwości, jak również w warunkach ograniczenia liczby stopni swobody kończyny górnej.

Każdy z ośmiu odcinków trajektorii wzorcowej umożliwił wydzielenie ośmiu faz ruchu, dla których obliczono średni potencjał aktywności elektrycznej wybranych mięśni. Kolejne fazy ruchu stanowiły inną kombinację ruchu w stawie ramiennym, łokciowym i promieniowo-nadgarstkowym (rys. 8). Ponieważ pozycja wyjściowa kończyny górnej w funkcji chwytnej ręki charakteryzowała się pewnym potencjałem czynnościowym mięśni, uzyskane podczas ruchu kończyny górnej wartości potencjału czynnościowego porównano z wartościami uzyskanymi w położeniu początkowym ( $t_0$ ). Aby umożliwić porównywanie aktywności różnych mięśni w poszczególnych fazach ruchu, dla każdego mięśnia wyznaczono wartość potencjału w  $t_0$  i przyjęto jako 100%.

W biomechanice przyjętym sposobem oceny EMG jest szacowanie aktywności elektrycznej mięśni przez odniesienie jej do pomiarów w warunkach skurczu maksymalnego (Hausmanowa-Petrusewicz 1986, Basmajian 1988, Van Leemputte i Willems 1987, Kornecki 1986, Morecki i in. 1971). W pracy Anderssona i Grillnera (1981) potencjał EMG wyrażono jako procentową wartość, znormalizowaną względem najwyższej i najniższej stwierdzonej aktywności.

Przyjęta w badaniach własnych metoda szacowania aktywności elektrycznej wynikała z faktu, że podczas badań wstępnych w ruchu odbywającym się po trajektorii wzorcowej, w warunkach pokonywania maksymalnych oporów zewnętrznych, uzyskano wartości potencjału, które w znaczny sposób przekraczały wartości występujące w warunkach opisanego eksperymentu, a tym samym nie różnicowały w sposób wyraźny aktywności danego mięśnia. Potwierdzeniem słuszności wyboru tej metody normalizacji są wyniki badań, (Van Bolhuis i Gielen 1997) z zastosowaniem elektromiografii igłowej, nad aktywnością mięśni wyrażoną wartością potencjału w warunkach statycznych (skurcz izometryczny) i dynamicznych (ruch szybki). Stwierdzono, że potencjał zarejestrowany dla pojedynczego włókna mięśniowego w warunkach dynamicznych jest znacznie wyższy niż w warunkach statycznych. Dla pomiaru elektrodami powierzchniowymi uzyskane zależności mają charakter odwrotny. Ponieważ ruch po trajektorii nie wymagał zaangażowania dużej siły (a tym samym synchronicznego pobudzenia wszystkich włókien mięśniowych), uzyskane wartości potencjału porównywano do zarejestrowanych w warunkach początkowych, a nie podczas wyzwalań siły maksymalnej w warunkach izometrycznych.



## Aktywność mięśni w warunkach standardowych

W podrozdziale „Dokładność ruchu ...” wskazano na złożoność budowy kończyny górnej i wynikającą z niej możliwość wykonywania wielu kombinacji ruchów. Ta wszechstronność stwarza jednak problemy podczas badania zależności funkcjonalnych między mięśniami uczestniczącymi w konkretnych ruchach. Liczba stopni swobody kończyny górnej w ruchu, a także złożoność ruchu w znaczeniu zmian kierunków ruchu, powodują, że zależności między mięśniami mogą się zmieniać i nie zawsze są takie, jak mogłoby to wynikać z anatomicznej analizy ich funkcji. Przyczyną tego zjawiska jest prawdopodobnie fakt, że ruchy w czystej postaci zachodzą bardzo rzadko, natomiast każdy ruch utworzony jest z licznych kombinacji będących następstwem współdziałania różnych grup mięśni. Odnosi się to również do współdziałania mięśni w ruchach po opisanej trajektorii wzorcowej. W położeniu anatomicznym (Sylwanowicz 1970) mięśnie zginające staw promieniowo-nadgarstkowy (m.in. *m. flexor carpi radialis* – FCR i *m. flexor carpi ulnaris* – FCU) uczestniczą również w ruchach odwodzenia i przywodzenia. Ponieważ przebiegają nad stawem łokciowym (do przodu od osi poprzecznej, a więc osi zgięcia), uczestniczą w zginaniu stawu łokciowego. Choć są słabymi zginaczami stawu łokciowego, to ich funkcji przeciwstawia się m. trójgłowy ramienia (*m. triceps brachii* – TB). Analizując ruchy przywodzenia i odwodzenia w stawie promieniowo-nadgarstkowym, należy zatem pamiętać, że aktywność mięśni w tym stawie łączy się z aktywnością zginaczy (*m. brachioradialis* – BR) i prostowników (*m. triceps brachii* – TB) przedramienia.

Tabela 10. Zmiany zakresu ruchu w stawach kończyny górnej zarejestrowane w warunkach standardowych, w kolejnych odcinkach trajektorii wzorcowej (1–8): ↑ – zwiększenie kąta w stawie, ↓ – zmniejszenie kąta w stawie w porównaniu z poprzednią fazą

Staw	Wartości kątów w $t_0$ [°]	Zmiana wartości kątów w kolejnych odcinkach trajektorii wzorcowej [°]							
		1	2	3	4	5	6	7	8
promieniowo-nadgarstkowy	180	13 ↑	7 ↓	30 ↑	4 ↓	16 ↓	10 ↓	3 ↓	46 ↑
łokciowy	75	50 ↑	7 ↑	2 ↑	10 ↓	12 ↑	20 ↑	20 ↓	6 ↓
ramienny	125	15 ↑	17 ↓	9 ↑	26 ↓	22 ↓	5 ↑	15 ↓	27 ↑

Wymuszenie ruchu po trajektorii wzorcowej stworzyło warunki do kombinacji ruchów w stawach kończyny górnej, a tym samym umożliwiło poszukiwanie zależności typu agonista–antagonista wybranych mięśni przy różnych relacjach ruchu w stawach kończyny górnej. Aby określić rodzaj ruchu (przywodzenie–odwodzenie, zginanie–prostowanie), obliczono przyrosty wartości kątów w wybranych stawach w następstwie ruchu z jednego odcinka trajektorii do drugiego (tab. 10).

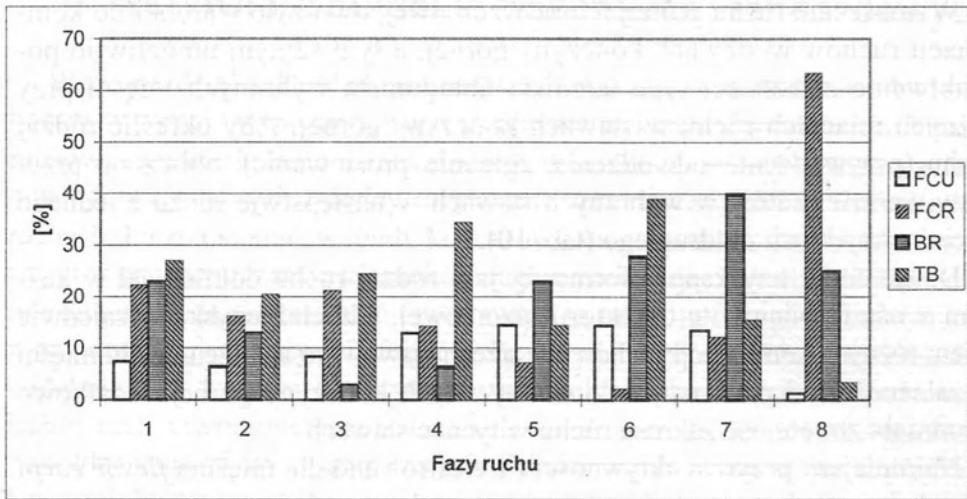
Dzięki temu uzyskano informację, jaki rodzaj ruchu dominował w każdym z ośmiu odcinków trajektorii wzorcowej. Chociaż uzyskano zaledwie osiem różnych kombinacji ruchów dla trzech stawów, to analizę udziału mięśni w zależności od parametrów kinematycznych kończyny górnej dodatkowo utrudniała zmienność zakresu ruchu w tychże stawach.

Najmniejszy przyrost aktywności zarejestrowano dla mięśnia *flexor carpi ulnaris*, co mogło wiązać się z tym, że w ruchu w stawie promieniowo-nadgarstkowym uzyskiwano znacznie większe zakresy odwodzenia niż przywodzenia.

*Flexor carpi radialis* (FCR), chociaż w niektórych fazach ruchu po trajektorii charakteryzował się podobnym przyrostem potencjału jak *brachioradialis* (BR) i *triceps brachii* (TB), w fazie 8 osiągnął największy wzrost aktywności, co prawdopodobnie wynikało z faktu, że w tej fazie nastąpił największy przyrost zakresu ruchu w stawie promieniowo-nadgarstkowym. W każdej fazie ruchu – z wyjątkiem fazy 4 i 7 – znacznemu przyrostowi potencjału *m. flexor carpi radialis* towarzyszy mniejszy przyrost potencjału *flexor carpi ulnaris*, co można uzasadnić antagonizmem tych mięśni w funkcji przywodzenia i odwodzenia. Przyrost aktywności tych mięśni o podobną wartość w fazie 4 i 7 może być związany z nieznacznym ruchem przywodzenia (odwodzenia łokciowego).

*Brachioradialis* (BR) największy przyrost aktywności osiągnął w fazie 8, co uzasadnia wzrost zakresu zginania w stawie łokciowym o 20°.

*Triceps brachii* (TB) dominował w fazie 6, co można tłumaczyć ruchem prostowania w stawie łokciowym, chociaż w porównaniu z fazą 1 przyrost zakresu ruchu był o 30° mniejszy. Towarzyszący aktywności *m. triceps brachii* (TB) znaczny przyrost aktywności *m. brachioradialis* (BR) (prostownik stawu łokciowego) w tej fazie ruchu wskazywałby na warunki ekscentryczne jego pracy. Ten sam charakter współpracy wystąpił we wspomnianej już 1 fazie. Natomiast w fazie 4 ruch zginania w stawie łokciowym łączył się ze wzrostem aktywności *m. triceps brachii* (TB) i spadkiem aktywności *m. brachioradialis* (BR).



Rysunek 10. Aktywność EMG wybranych mięśni wyrażona przyrostem aktywności zarejestrowanej w warunkach standardowych i odniesionych do wartości uzyskanych w  $t_0$

Jak wynika z opisanych zależności aktywności EMG od parametrów ruchu kończyny górnej, możliwe jest przeprowadzenie takich analiz na podstawie średniej aktywności potencjału. Jednak ze względu na złożoność ruchu i wynikającą z tego liczbę kombinacji wzajemnych położenia poszczególnych segmentów kończyny górnej wnioskowanie o zależnościach jest dość skomplikowane i nie zawsze jednoznaczne.

Tabela 11. Wartości współczynnika korelacji potencjału wybranych mięśni w każdej z ośmiu faz ruchu po trajektorii wzorcowej

Porównywane mięśnie	Fazy ruchu							
	1	2	3	4	5	6	7	8
TB – BR	-0,079	-0,078	0,054	-0,053	-0,101	-0,153	-0,124	0,134
TB – FCR	0,089	0,038	0,029	0,054	-0,081	-0,102	-0,123	-0,012
TB – FCU	0,154	0,221*	0,201	0,283**	0,271*	0,254*	0,142	0,069
BR – FCU	0,042	-0,131	-0,024	-0,169	-0,179	-0,201	-0,321**	-0,333**
BR – FCR	0,151	0,284**	0,311**	0,554**	0,203	0,294**	0,381**	0,414**
FCU – FCR	0,043	-0,112	0,143	-0,103	-0,054	0,052	-0,142	0,053

\* różnice istotne statystycznie ( $p < 0,05$ )

\*\* różnice istotne statystycznie ( $p < 0,01$ )

Aby uzyskać informacje o sterowaniu pobudzeniem wybranych mięśni w tej samej jednostce czasu, obliczono korelacje między każdą wartością potencjału zarejestrowaną co 0,005 s. Na tej podstawie można było wnioskować o czasowej synchronizacji impulsów płynących z układu nerwowego do mięśni. Ponieważ statystyczna liczba stopni swobody wahała się od 80 do 90, to zgodnie z tabelą istotności współczynnika korelacji (Szydłowski 1974) przyjęto istotność na poziomie 0,01 dla wartości współczynnika  $> 0,283$  i na poziomie 0,05 dla wartości współczynnika  $> 0,217$ .

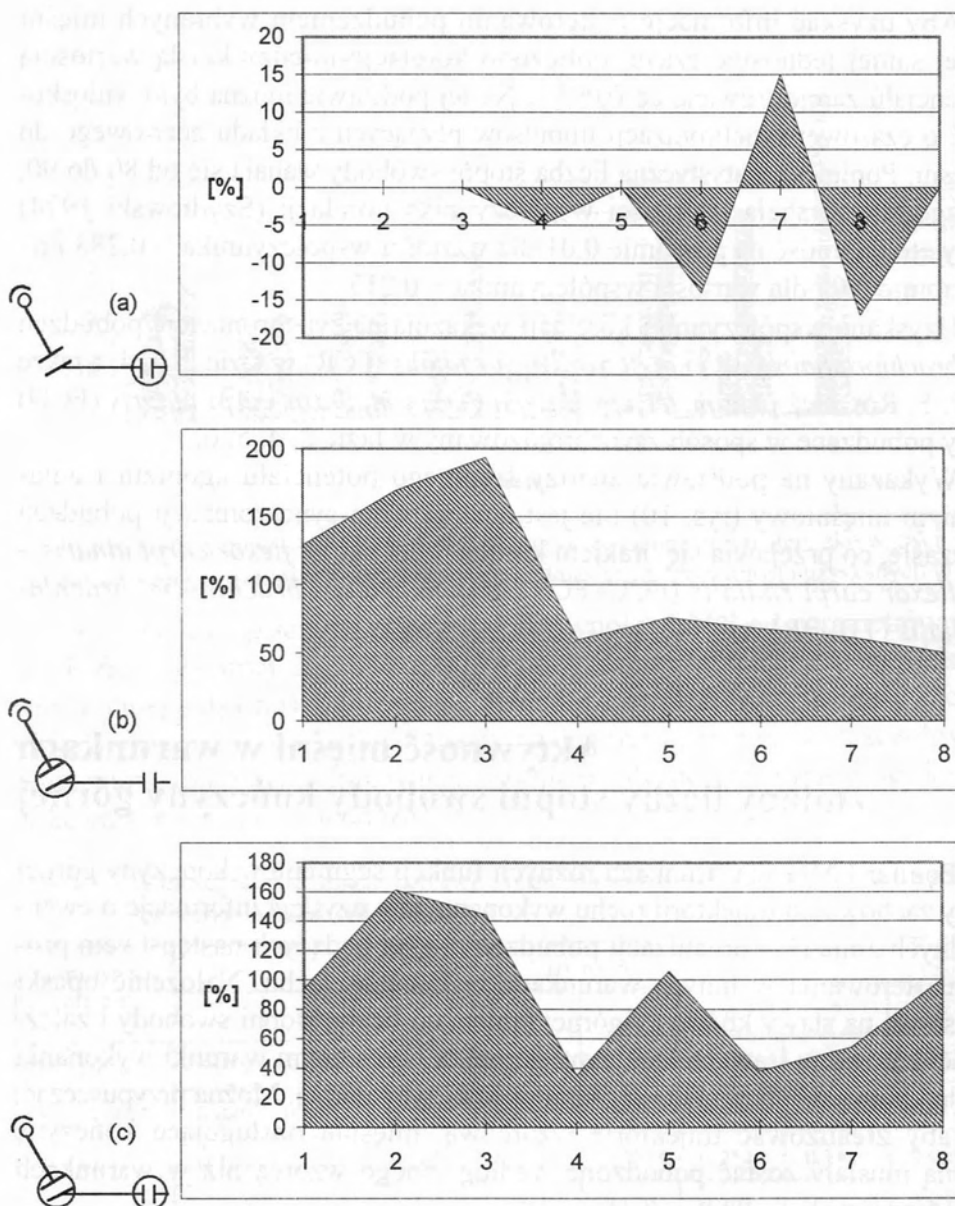
Uzyskane współczynniki korelacji wskazują na synchronizację pobudzeń *m. brachioradialis* (BR) i *m. flexor carpi radialis* (FCR) w fazie 2, 3, 4, a także 6, 7, 8. Również para *m. triceps brachii* (TB) i *m. flexor carpi ulnaris* (FCU) były pobudzane w sposób zsynchronizowany w fazie 2, 4, 5, 6.

Wykazany na podstawie analizy średniego potencjału agonizm i antagonizm mięśniowy (rys. 10) nie jest następstwem synchronizacji pobudzeń w czasie, co przejawia się brakiem korelacji dla par *m. flexor carpi ulnaris* – *m. flexor carpi radialis* (FCU–FCR) oraz *m. triceps brachii* – *m. brachioradialis* (TB–BR) (tab.11).

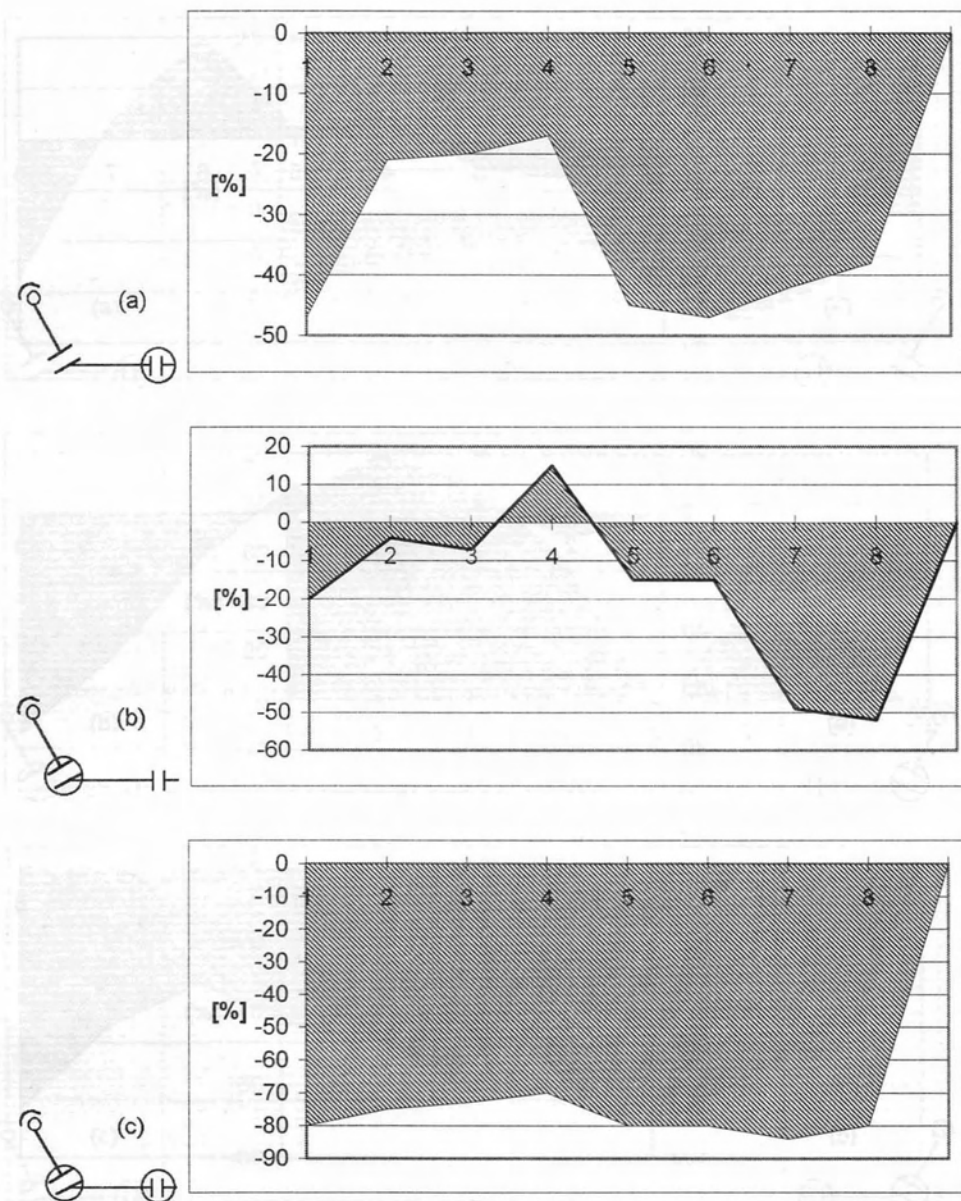
## **Aktywność mięśni w warunkach zmiany liczby stopni swobody kończyny górnej**

Pomiar EMG w warunkach różnych funkcji segmentów kończyny górnej przy zachowaniu trajektorii ruchu wykonano, aby uzyskać informacje o ewentualnych zmianach organizacji pobudzeń mięśni będących następstwem procesu sterowania w innych warunkach wykonania ruchu. Nałożenie opaski gipsowej na stawy kończyny górnej zmieniało liczbę stopni swobody i zależności kątowe w stawach kończyny górnej, a tym samym warunki wykonania ruchu. Inne też były funkcje segmentów kończyny górnej. Można przypuszczać, że aby zrealizować trajektorię wzorcową, mięśnie obsługujące kończynę górną musiały zostać pobudzone według innego wzorca niż w warunkach standardowych.

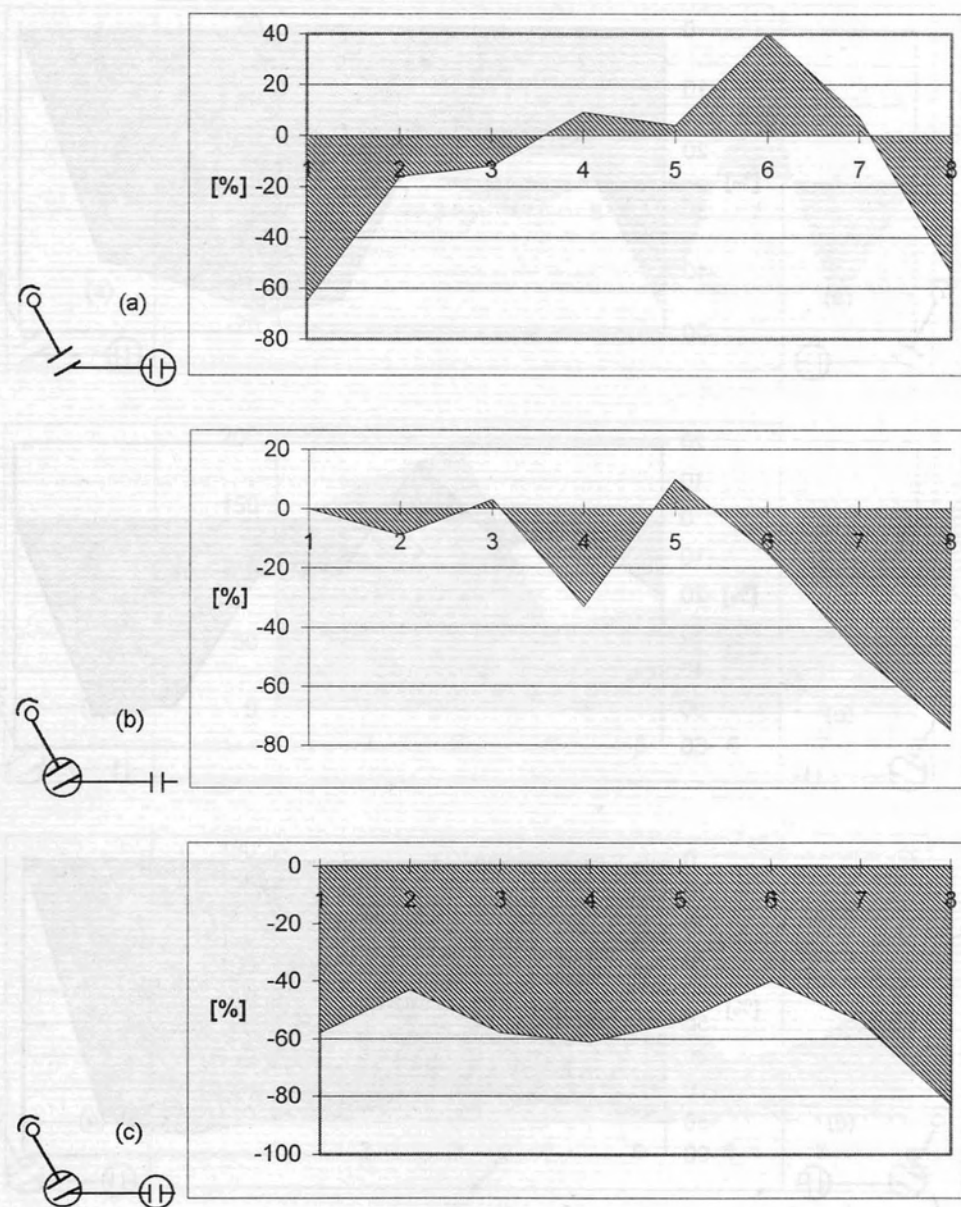
Mięsień *triceps brachii* (TB) istotnie zwiększył swoją aktywność w warunkach ograniczenia ruchu w stawie łokciowym oraz łokciowym i promieniowo-nadgarstkowym łącznie. Natomiast nałożenie opaski na staw promieniowo-nadgarstkowy nie zmieniło lub nieznacznie zmniejszyło aktywność tego mięśnia. Jedynie podczas ruchu po 7 odcinku trajektorii wzorcowej nastąpił wzrost jego aktywności.



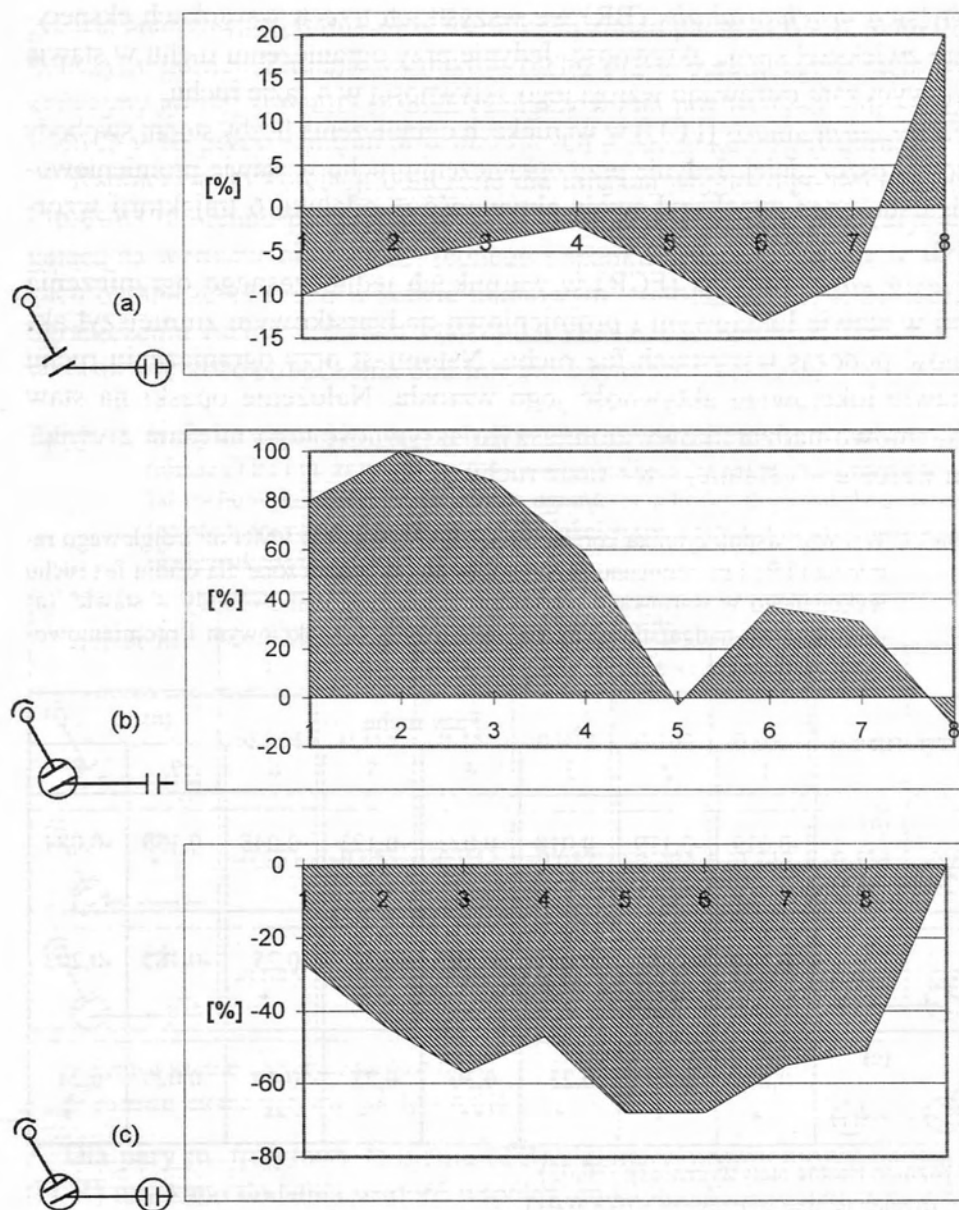
Rysunek 11. Aktywność *m. triceps brachii* (TB) podczas ruchu w każdej z ośmiu faz trajektorii wzorcowej, w warunkach ograniczenia liczby stopni swobody w stawie: (a) promieniowo-nadgarstkowym, (b) łokciowym, (c) łokciowym i promieniowo-nadgarstkowym, odniesiona do warunków standardowych



Rysunek. 12. Aktywność *m. brachioradialis* (BR) podczas ruchu w każdej z ośmiu faz trajektorii wzorcowej, w warunkach ograniczenia liczby stopni swobody w stawie: (a) promieniowo-nadgarstkowym, (b) łokciowym, (c) łokciowym i promieniowo-nadgarstkowym, odniesiona do warunków standardowych



Rysunek 13. Aktywność *m. flexor carpi ulnaris* (FCU) podczas ruchu w każdej z ośmiu faz trajektorii wzorcowej, w warunkach ograniczenia liczby stopni swobody w stawie: (a) promieniowo-nadgarstkowym, (b) łokciowym, (c) łokciowo-nadgarstkowym, odniesiona do warunków standardowych



Rysunek 14. Aktywność *m. flexor carpi radialis* (FCR) podczas ruchu w każdej z ośmiu faz trajektorii wzorcowej, w warunkach ograniczenia liczby stopni swobody w stawie: (a) promieniowo-nadgarstkowym, (b) łokciowym, (c) łokciowym i promieniowo-nadgarstkowym, odniesiona do warunków standardowych

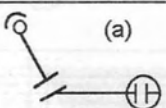
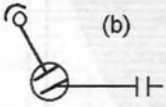
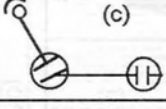


Mięsień *brachioradialis* (BR) we wszystkich trzech warunkach eksperymentu zwiększył swoją aktywność. Jedynie przy ograniczeniu ruchu w stawie łokciowym zarejestrowano wzrost jego aktywności w 4 fazie ruchu.

*Flexor carpi ulnaris* (FCU) w warunkach ograniczenia liczby stopni swobody pracował oszczędniej. Jedynie przy ograniczeniu ruchu w stawie promieniowo-nadgarstkowym zwiększył swoją aktywność w odcinku 6 trajektorii wzorcowej.

*Flexor carpi radialis* (FCR) w warunkach jednoczesnego ograniczenia ruchu w stawie łokciowym i promieniowo-nadgarstkowym zmniejszył aktywność podczas wszystkich faz ruchu. Natomiast przy ograniczeniu ruchu w stawie łokciowym aktywność jego wzrosła. Nałożenie opaski na staw promieniowo-nadgarstkowy zmniejszyło aktywność tego mięśnia z wyjątkiem wzrostu w ostatniej – 8 – fazie ruchu.

Tabela 12. Wartości współczynnika korelacji między aktywnością EMG m. trójgłowego ramienia (TB) i m. ramiennie-promieniowego (BR) obliczone dla ośmiu faz ruchu wykonanego w warunkach ograniczenia liczby stopni swobody w stawie: (a) promieniowo-nadgarstkowym, (b) łokciowym, (c) łokciowym i promieniowo-nadgarstkowym

TB-BR	Fazy ruchu							
	1	2	3	4	5	6	7	8
 (a)	-0,019	-0,179	0,018	0,023	-0,123	-0,048	-0,155	-0,084
 (b)	-0,149	-0,38 **	0,021	-0,103	-0,32 **	-0,25 *	-0,185	-0,203
 (c)	0,22 *	0,25 *	0,23 *	0,30 **	0,23 *	0,40 **	0,023	0,24 *

\* różnice istotne statystycznie ( $p < 0,05$ )

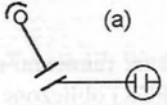
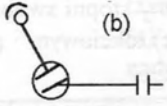
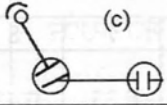
\*\* różnice istotne statystycznie ( $p < 0,01$ )

Aby uzyskać szczegółowe informacje na temat synchronizacji pobudzeń mięśni w poszczególnych fazach ruchu, skorelowano – podobnie jak dla warunków standardowych – każdą zarejestrowaną wartość potencjału wybranych do analizy mięśni. Porównanie otrzymanych wyników badań przeprowadzono analizując otrzymane wartości współczynników korelacji dla każdej z faz ruchu. Celem tego porównania jest ustalenie zależności typu agonista-anta-

gonista analizowanych mięśni w warunkach zmian parametrów strukturalnych kończyny górnej. Zmiana warunków ruchu przez ograniczenie ruchliwości kończyny górnej zmieniła stopień zaangażowania pozostałych – nie analizowanych w tej pracy – mięśni uczestniczących w ruchu kończyny górnej.

Współczynniki korelacji obliczone dla mięśnia trójgłowego ramienia (TB) i mięśnia ramiennie-promieniowego (BR) wskazują na synchronizację polegającą na wzroście aktywności jednego i spadku drugiego jedynie w warunkach ograniczenia ruchu w stawie łokciowym. Natomiast przy jednoczesnym ograniczeniu ruchu w dwóch sąsiednich stawach w pewnych fazach ruchu wzrasta wielkość pobudzenia obu mięśni w tym samym czasie.

Tabela 13. Wartości współczynnika korelacji między aktywnością EMG m. trójgłowego ramienia (TB) i m. zginacza promieniowego nadgarstka (FCR) obliczone dla ośmiu faz ruchu wykonanego w warunkach ograniczenia liczby stopni swobody w stawie: (a) promieniowo-nadgarstkowym, (b) łokciowym, (c) łokciowym i promieniowo-nadgarstkowym

TB-FCR	Fazy ruchu							
	1	2	3	4	5	6	7	8
 (a)	0,054	-0,185	0,154	0,032	-0,102	-0,032	0,042	0,009
 (b)	-0,151	-0,083	-0,032	-0,012	-0,204	-0,142	-0,134	-0,204
 (c)	-0,085	-0,104	0,35 **	0,22 *	0,31 **	0,32 **	0,082	0,28 *

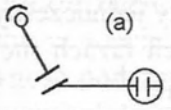
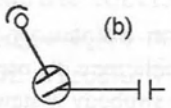
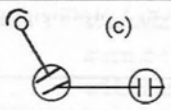
\* różnice istotne statystycznie ( $p < 0,05$ )

\*\* różnice istotne statystycznie ( $p < 0,01$ )

Dla pary m. trójgłowy ramienia (TB) i zginacz promieniowy nadgarstka (FCR) uzyskano dodatnią wartość współczynnika korelacji w trzech fazach ruchu jedynie w warunkach ograniczenia ruchu w dwóch sąsiednich stawach.

Natomiast ograniczenie ruchliwości kończyny górnej we wszystkich trzech wariantach eksperymentu – w większości faz ruchu – wskazuje na synchronizację pobudzeń obu mięśni. Podobny charakter związku dotyczy mięśnia ramiennie-promieniowego (BR) i zginacza promieniowego nadgarstka (FCR). Powyższe przypadki potwierdzają synchronizację pobudzeń uzyskaną w warunkach standardowych.

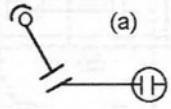
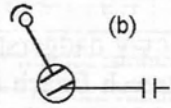
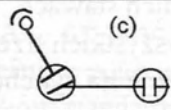
Tabela 14. Wartości współczynnika korelacji między aktywnością EMG m. trójgłowego ramienia (TB) i m. zginacza łokciowego nadgarstka (FCU) obliczone dla ośmiu faz ruchu wykonanego w warunkach ograniczenia liczby stopni swobody w stawie: (a) promieniowo-nadgarstkowym, (b) łokciowym, (c) łokciowym i promieniowo-nadgarstkowym

TB-FCU	Fazy ruchu							
	1	2	3	4	5	6	7	8
 (a)	0,27 *	0,40 **	0,38 **	0,30 **	0,37 **	0,25 *	0,28 *	0,350 **
 (b)	0,31 **	0,32 **	0,214	0,26 *	0,42 **	0,112	0,25 *	0,081
 (c)	0,30 **	0,29 **	0,199	0,209	0,112	0,40 **	0,38 **	0,101

\* różnice istotne statystycznie ( $p < 0,05$ )

\*\* różnice istotne statystycznie ( $p < 0,01$ )

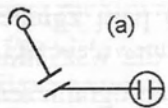
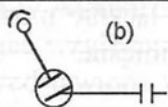
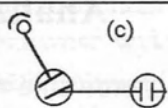
Tabela 15. Wartości współczynnika korelacji między aktywnością EMG m. ramiennie-promieniowego (BR) i m. zginacza promieniowego nadgarstka (FCR) obliczone dla ośmiu faz ruchu wykonanego w warunkach ograniczenia liczby stopni swobody w stawie: (a) promieniowo-nadgarstkowym, (b) łokciowym, (c) łokciowym i promieniowo-nadgarstkowym

BR-FCR	Fazy ruchu							
	1	2	3	4	5	6	7	8
 (a)	0,41 **	0,41 **	0,36 **	0,39 **	0,149	0,37 **	0,33 **	0,45 **
 (b)	0,30 **	0,29 **	0,178	0,39 **	0,45 **	0,35 **	0,30 **	0,48 **
 (c)	0,45 **	0,30 **	0,38 *	0,37 **	0,35 **	0,40 **	0,35 **	0,28 **

\* różnice istotne statystycznie ( $p < 0,05$ )

\*\* różnice istotne statystycznie ( $p < 0,01$ )

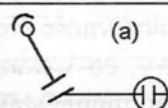
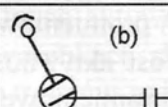
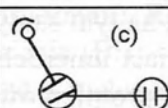
Tabela 16. Wartości współczynnika korelacji między aktywnością EMG m. ramiennie-promieniowym (BR) i m. zginaczem łokciowym nadgarstka (FCU) obliczone dla ośmiu faz ruchu wykonanego w warunkach ograniczenia liczby stopni swobody w stawie: (a) promieniowo-nadgarstkowym, (b) łokciowym, (c) łokciowym i promieniowo-nadgarstkowym

BR-FCU	Fazy ruchu							
	1	2	3	4	5	6	7	8
 (a)	0,043	-0,24 *	-0,052	0,084	-0,021	-0,033	-0,134	-0,182
 (b)	-0,114	-0,184	-0,043	-0,202	-0,202	-0,163	-0,041	0
 (c)	0,184	0,30 **	0,30 **	0,30 **	0,082	0,35 **	0,043	0,012

\* różnice istotne statystycznie ( $p < 0,05$ )

\*\* różnice istotne statystycznie ( $p < 0,01$ )

Tabela 17. Wartości współczynnika korelacji między aktywnością EMG m. zginacza łokciowego (FCU) i m. zginacza promieniowego nadgarstka (FCR) obliczone dla ośmiu faz ruchu wykonanego w warunkach ograniczenia liczby stopni swobody w stawie: (a) promieniowo-nadgarstkowym, (b) łokciowym, (c) łokciowym i promieniowo-nadgarstkowym

FCU-FCR	Fazy ruchu							
	1	2	3	4	5	6	7	8
 (a)	0,103	-0,102	0,112	0,073	0,123	0,064	-0,043	-0,074
 (b)	-0,102	0,011	0	-0,044	-0,154	0,021	-0,083	0,021
 (c)	-0,032	0,062	0,22 *	0,183	0,074	0,102	0,083	0,103

\* różnice istotne statystycznie ( $p < 0,05$ )

\*\* różnice istotne statystycznie ( $p < 0,01$ )

Dla mięśnia ramiennie-promieniowego i zginacza łokciowego nadgarstka synchronizacja pobudzeń w czasie jest statystycznie istotna we wszystkich fazach ruchu jedynie w warunkach ograniczenia ruchliwości dwóch sąsiednich stawów. Ponadto dla fazy 2 w warunkach ograniczenia ruchu w stawie promieniowo-nadgarstkowym uzyskano statystycznie istotny ujemny współczynnik korelacji, co świadczy o tym, że wzrost pobudzenia jednego mięśnia łączy się ze spadkiem potencjału drugiego.

Nie stwierdzono statystycznie istotnej zależności między parą zginaczy nadgarstka – promieniowego i łokciowego (FCR i FCU) – dla wszystkich trzech warunków eksperymentu. Jedynie w fazie 3 w warunkach ograniczenia ruchu w stawie łokciowym i promieniowo-nadgarstkowym łącznie można stwierdzić synchronizację pobudzeń w czasie wymienionych mięśni.

## Analiza

Analiza literatury i wyniki badań własnych wskazują, że sterowanie ruchem złożonym, w którym tor i prędkość ruchu są stałe, charakteryzuje się występowaniem określonego i powtarzalnego osobniczo wzorca aktywności elektrycznej badanych mięśni.

Eksperyment polegający na zmianie parametrów kończyny górnej przez sztuczne ograniczenie liczby stopni swobody wskazuje, że we wszystkich trzech przypadkach ruch po trajektorii wzorcowej mógł być wykonany, choć różna była organizacja mięśni podczas jego przebiegu. Nałożenie opaski gipsowej na staw promieniowo-nadgarstkowy mogło w pewnym sensie zmniejszyć konieczność stabilizacji mięśniowej, chociaż nie ograniczyło jednocześnie informacji z innych receptorów (np. o wielkości siły koniecznej do przesunięcia suwaka). Funkcja ruchowa realizowana była przez mięśnie obsługujące staw ramienny i łokciowy. W tym przypadku zmniejszyła się aktywność elektryczna mięśni obsługujących staw promieniowo-nadgarstkowy, co wskazywałoby na główną funkcję stabilizującą tych mięśni. Unieruchomienie stawu łokciowego, a co za tym idzie przejście przez staw ramienny i promieniowo-nadgarstkowy funkcji ruchowej, spowodowało jednak wzrost aktywności elektrycznej mięśnia trójgłowego ramienia (TB) i zginacza promieniowego (FCR). Utrzymanie w nowych warunkach jakości sterowania na tym samym poziomie wymagało większego pobudzenia mięśni. Natomiast unieruchomienie stawu łokciowego i ograniczenie ruchomości stawu promieniowo-nadgarstkowego ograniczyło tak znacznie ruchliwość kończyny górnej, że nie mogło być kompensowane funkcją ruchową pozostałych mięśni. Sztuczne ograniczenie ruchliwości kończyny górnej, a tym samym zmiana warunków

sterowania ruchem zmieniała wzajemne zależności między mięśniami. Fakt zależności organizacji pobudzeń mięśni od warunków zewnętrznych przebiegu ruchu potwierdza inny eksperyment (Kornecki 1992 oraz Kornecki i Zschorlich 1994), w którym niestabilność obiektu zewnętrznego wywoływała zmianę organizacji pobudzeń mięśni kończyny górnej. Wynik ten uzyskano prowadząc badania funkcji ruchowych i czynności stabilizacyjnych mięśni kończyny górnej podczas wywierania ręką siły na obiekty zewnętrzne o nastawianej ruchliwości zarówno w warunkach statyki, jak i dynamiki.

Przedstawione w pracy rezultaty badań własnych pozwalają potwierdzić przypuszczenia innych autorów, że nie zawsze funkcja mięśnia przypisana mu w wyniku analizy składowych momentów sił, jakie mięsień może rozwijać względem osi obrotów, ponad którymi przebiega, jest jednoznaczna. Przedstawione wyniki badań sugerują, że o współdziałaniu mięśni w ruchu i zależnościach między nimi decyduje proces sterowania, zapewniający możliwość wykonania ruchu, a nie funkcja mięśnia wynikająca z jego przebiegu. Potwierdzają to również wyniki Buchanana i in. (1989), który badając aktywność elektryczną mięśnia dwugłowego ramienia (BB) i trójgłowego ramienia (TB) w funkcji ruchowej w stawie promieniowo-nadgarstkowym stwierdził, że jest ona inna, niż można było zakładać na podstawie anatomicznej i biomechanicznej analizy współdziałania mięśni w ruchu. Wyniki badań przedstawione w cytowanej pracy wskazują, że obciążenie zewnętrzne ręki oraz ruch nawracania i odwracania w stawie promieniowo-nadgarstkowym spowodowały wzrost aktywności mięśnia dwugłowego ramienia (BB) w ruchach prostowania ramienia w stawie łokciowym, przy tym jego synergiści (*m. brachioradialis* i *m. brachialis*) wykazali małe zmiany pobudzenia. Potwierdzeniem wniosku, że funkcja mięśnia może się zmieniać w zależności od warunków przebiegu ruchu, są wyniki badań Taxa i in. (1990). Stwierdził on, że zmiana charakteru ruchu z dynamicznego na statyczny zmienia relacje między mięśniami synergistycznymi. Badając zginacze stawu łokciowego (*mm. biceps brachii*, *brachialis*, *brachioradialis*) zauważył, że w ruchach wolnych aktywność mięśnia dwugłowego ramienia (BB) jest większa niż w warunkach skurczu izometrycznego, natomiast dla dwóch pozostałych synergistów zależność jest odwrotna (wzrost aktywności w skurczu izometrycznym). Również Gielen (1994) – na przykładzie mięśnia dwugłowego ramienia (BB) – wskazują na zmianę pobudzenia w zależności od prędkości ruchu w ruchach zginania i prostowania w stawie łokciowym, a także na podobny wzorzec aktywności zarówno w warunkach dynamicznych (ruchy ukierunkowane na cel), jak i statycznych (skurcz izometryczny).

Podsumowując można stwierdzić, że standardowe warunki przebiegu ruchu, charakteryzujące się stałością parametrów trajektorii ruchu i parametrów przestrzennych ruchu kończyny górnej, nie zmieniają w sposób istotny wzorca aktywności w wybranym fragmencie ruchu. Analizując jednak ruch z punktu widzenia ruchu przedmiotu manipulacji (suwaka), należy stwierdzić, że chociaż wybrany fragment trajektorii ruchu charakteryzował się tymi samymi parametrami przestrzennymi ruchu, to w zależności od sposobu wykonania poprzez zaangażowanie różnej liczby stopni swobody kończyny górnej, różne było sterowanie aktywnością mięśni określanymi jako agonista i antagonisty.

## Wnioski

1. Dla ruchów odbywających się po określonej trajektorii wzorcowej występuje powtarzalny osobniczo wzorzec aktywności elektrycznej mięśni.
2. Ograniczenie liczby stopni swobody kończyny górnej zmienia organizację pobudzeń mięśni przy jednoczesnej realizacji trajektorii ruchu przedmiotu manipulacji.
3. Pobudzeniu mięśni i współdziałaniu między nimi decyduje proces sterowania, zapewniający realizację ruchu, a nie funkcja mięśnia wynikająca z jego przebiegu.
4. Funkcja mięśnia może się zmieniać w zależności od warunków przebiegu ruchu.

---

## Podsumowanie

Badania biomechaniczne, wykorzystując wiedzę zarówno z nauk technicznych, jak i przyrodniczych, zmierzają do znalezienia zasad organizacji i wykonania ruchu. Jednym z szerzej stosowanych narzędzi nauk technicznych jest teoria optymalizacji (Hogan i Winters 1990, Oguztörel i Stein 1983, Salvia 1996, Siemieński 1992, Zajac i Winter 1990) mająca na celu sformułowanie kryteriów, na podstawie których można opisać modele współdziałania mięśni. Weryfikacja modeli matematycznych odbywa się poprzez eksperymenty badawcze z wykorzystaniem metod typowo biomechanicznych, tj. kinematografii, elektrogoniometrii i elektromiografii. Drugi nurt to badania eksperymentalne, będące domeną nauk przyrodniczych, mające również charakter badań interdyscyplinarnych, w których dane doświadczalne są wykorzystywane do opracowania modeli matematycznych.

Praca składa się z dwóch części. W rozdziale „Wprowadzenie” omówiono aktualny stan badań interdyscyplinarnych nad wyjaśnieniem mechanizmów i skutków sterowania ruchami człowieka, które prowadzone są przez przedstawicieli różnych dziedzin wiedzy. O ich istotności świadczy fakt, że zajmują się nimi przedstawiciele nauk – nie tylko podstawowych – wnosząc wiedzę do wspólnego dorobku w dziedzinie sterowania ruchem człowieka. Druga część pracy to wyniki badań własnych, do których założenia opracowano na podstawie teorii zawartej w części pierwszej. Ponieważ przedmiotem badań jest efekt procesu sterowania w postaci współdziałania mięśni w ściśle określonym zadaniu ruchowym, to zastosowano metody biomechaniczne (elektromiografię, elektrogoniometrię, kinematografię). Z analizy literatury wynika, że badacze zajmują się głównie ruchami balistycznymi. Celem pracy było opisanie wzorca aktywności elektrycznej mięśni w ruchach należących do klasy ruchów ciągłych. Aby poszukiwać zależności między parametrami ruchu, warunkami jego realizacji i pobudzeniem mięśni – przejawiającym się



mierzalnym potencjałem czynnościowym – należało ustalić określone trajektorie ruchu.

Przedstawione w pracy wyniki badań własnych i innych autorów pozwalają określić nieco inny wzorzec czasowy aktywności agonisty i antagonisty, który zależy od warunków wykonania ruchu odbywającego się po ściśle określonej trajektorii wzorcowej. Wzorzec ten wynika z procesu sterowania pobudzeniem mięśni i jest podporządkowany realizacji celu ruchu. Można wskazać na szczególnie istotną rolę pętli sterowania antagonistą w sterowaniu ruchami manipulacyjnymi, zarówno w ruchach balistycznych, jak i ciągłych. O ile sterowanie agonistą wykazuje pewną stałość, o tyle sterowanie antagonistą zależy od warunków początkowych i końcowych, a także liczby stopni swobody kończyny górnej. Prędkość ruchu nie zawsze istotnie decyduje o parametrach czasowych pobudzenia agonisty, natomiast w sposób istotny wpływa na wzorzec czasowy aktywność antagonisty.

Przyczyny różnic we wzorcu czasowym aktywności mięśni w ruchach szybkich i dokładnych można doszukiwać się w innym sterowaniu ruchami szybkimi i dokładnymi (ale wolnymi). Pewne dane uzyskane na podstawie badań modelowych i ich praktycznej weryfikacji (Gawroński 1975, Latash 1993) wskazują na to, że mięśnie w ruchach szybkich i wolnych nie są pobudzane z wykorzystaniem tych samych obwodów sterowania. O sterowaniu ruchami wolnymi, ale dokładnymi – oprócz układu obwodowo-rdzeniowego wpływającego na zmianę pobudzenia komórek alfa i gamma – decydują impulsy płynące z neuronów wstawkowych. W przypadku ruchów szybkich, nieprecyzyjnych, jeżeli sprzężenia między antagonistami są silne, niewielki sygnał powoduje skurcz jednego mięśnia i natychmiastowe zwolnienie jego antagonisty. Natomiast w przypadku ruchów precyzyjnych, ale wolniejszych, mięśnie pracują poprzez zahamowanie pobudzenia neuronów wstawkowych. Sprzężenia między antagonistami są słabe przy jednoczesnym (np. przez układ gamma) wzroście czułości każdej pętli monosynaptycznej. Według Zmysłowskiego (1991) dla ruchów sięgania różnica w sterowaniu ruchami szybkimi i wolnymi polega na tym, że dla ruchów wolnych sterowanie ma postać skokowej zmiany pobudzenia motoneuronów mięśni agonistycznych, natomiast dla ruchów szybkich – naprzemiennej (fazowej) czynności mięśni agonistycznych i antagonistycznych.

Badania ruchów balistycznych i badania własne prowadzone dla klasy ruchów ciągłych sugerują, że sterowanie ruchem poprzez pętlę sprzężeń zwrotnych organizowane jest w zależności od zadania ruchowego, co oznacza, że zarówno parametry kinematyczne kończyny górnej, jak i parametry kinematyczne ruchu decydują o organizacji pobudzenia mięśni. Ponadto funkcje

mięśni i zależności między nimi mogą się zmieniać wówczas, gdy zmieniają się warunki realizacji ruchu i nie zawsze są zgodne z analizą składowych momentów sił, jakie mięśnie mogą rozwijać względem osi obrotów, ponad którymi przebiegają. Dla ruchów złożonych, angażujących kilka stopni swobody, wyniki badań własnych i innych autorów (Bouisset i Zattara 1988, Cooke i Virji-Babul 1995, Gielen 1994, Gielen i in. 1990, Flash 1990) wskazują, że sterowanie pobudzeniem mięśni organizowane jest ze względu na zadanie ruchowe. Oznacza to, że to samo zadanie ruchowe może być wykonane przez inną organizację pobudzeń mięśni.

---

## Terminy i ich definicje

**agonista** – mięsień, który jako pierwszy uaktywniany jest podczas ruchu w stawie (Karst i Hasan 1990)

**akton** – mięsień lub część mięśnia, którego włókna mięśniowe rozwijające siłę mają jednakowy lub zbliżony kierunek przebiegu względem osi obrotów stawów (Morecki i in. 1971)

**antagonista** – mięsień usytuowany przeciwstawnie do mięśni kurczących się koncentrycznie i działający w przeciwnym kierunku niż agonista (Maśliński i Ryzewski 1992)

**asocjacje** – połączenia między bodźcami, strukturami (Konorski 1969)

**funkcja mięśni** – liczba dodatnich i ujemnych składowych momentów sił, jakie mięsień może rozwijać względem osi obrotów stawów, ponad którymi przebiega (Morecki i in. 1971)

**funkcje ruchowe mięśnia** (aktonu) – składowe momentów sił, działające na te stopnie swobody stawów, na które działają wszystkie siły, niezależnie od systemu nerwowego (siły zewnętrzne względem układu ruchu) (Fidelus 1971)

**funkcje stabilizacyjne** – składowe momentów sił aktonu mięśniowego, które są równoważone przez funkcje aktonów antagonistycznych, czyli momentów sił zależnych od systemu nerwowego (Fidelus 1971)

**jednostki** – neurony (Konorski 1969)

**jednostki aferentne** – komórki nerwowe zaangażowane w odbiór informacji pochodzących z receptorów (Konorski 1969)

**jednostki gnostyczne** – neurony w polach gnostycznych reprezentujące percepcje jednostkowe (Konorski 1969)

**jednostki ruchowe (motoryczne)** – podstawowy element wykonawczy układu ruchu. Składa się z motoneuronu i włókien mięśniowych unerwiających przez ten motoneuron (Konorski 1969)

**kod czasowy** – różne informacje czuciowe wpływające na czas i częstotliwość wyładowania się neuronu (Żernicki 1980)

**kod przestrzenny** – różne informacje czuciowe rejestrowane przez różne neurony (Żernicki 1980)

**koordynacja ruchów** – rozumiana jako proces odpowiada pojęciu sterowania, rozumiana jako cecha oznacza zewnętrzny przejaw procesów zachodzących w układzie nerwowo-mięśniowym. Kryterium oceny stanowi dokładność realizacji programu ruchu niezależnie od zakłóceń zewnętrznych (Morecki i in. 1971)

**nawyk ruchowy** – wielopoziomowa struktura konstrukcji ruchu przedstawiająca sobą opanowaną umiejętność rozwiązywania określonego rodzaju ruchów (Schmidt 1991)

**okolice gnostyczne** – części kory mózgowej zaangażowane w odbieraniu percepcji (Konorski 1969)

**percepcje** – czynności aferentne wynikające z bezpośredniego działania bodźca (Konorski 1969)

**pole gnostyczne** – część okolicy gnostycznej reprezentująca określoną kategorię percepcji (kategorię wzorców bodźcowych) (Konorski 1969)

**ruchliwość** – liczba stopni swobody członów ruchomych biomechanizmu względem podstawy (Morecki i in. 1971)

**synergie mięśniowe** – ruchy współdziałania i ich składowe, które są skierowane na wspólne wykonanie określonego zadania ruchowego. Synergie tworzą podstawowy „słownik ruchowy” danego osobnika, a literami tego słownika są pobudzone mięśnie (Morecki i in. 1971)

**synergista** – mięsień wspomagający ruch w tym samym kierunku (Maśliński i Ryzewski 1992)

**system aferentny** – analizator (Konorski 1969)

**system gnostyczny** – system rządzący percepcjami i specyficznymi reakcjami adaptacyjnymi na wyższych piętrach układu nerwowego (jądra wzgórza, nowa kora) (Konorski 1969)

**względna synchronizacja** – stała proporcja czasu aktywności elektrycznej agonisty i antagonisty do czasu ruchu (Schmidt 1991)

**zmiennie dynamiczne** – opisują przyczynę ruchu. Są to: siła wewnętrzna (aktywna generowana przez mięśnie i pasywna wynikająca z funkcji ścięgien) oraz zewnętrzna (będąca przyczyną ruchu) (Zernicke 1996)

**zmiennie kinematyczne** – opisują lub charakteryzują ruch. Należą do nich liniowe i kątowe położenie, prędkość, przyspieszenie, moment obrotowy segmentu lub stawu (Zernicke 1996)

# 6

## Piśmiennictwo

- Adam J.J., Paas F.G.W.C. (1996) Dwell time in reciprocal aiming tasks. *Human Movement Science*, 15, 1–24.
- Adrian M.J., Cooper J.M. (1989) *Biomechanics of human movement*. Benchmark Press INC., Indianapolis, Indiana.
- Almeida G.L., Latash M.L. (1995) Paradoxical effects of practice of fast single-joint movements. *Medicine and Science in Sport and Exercise*, 23, 11, 1540–1549.
- Andersson O., Grillner S. (1981) Peripheral control of the cat's step cycle I. Phase dependent effects of rampmovements of the hip during „fictive locomotion”. *Acta Physiologica Scandinavica*, 113, 89–101.
- Arbib M.A., Iberall T., Lyons D. (1985) Coordinated control programs for movements of the hand. *Experimental Brain Research*, Suppl. 10, 111–129.
- Bairistow P.J. (1987) Analysis of hand movement to moving targets. *Human Movement Science*, 6 (3), 205–231.
- Basmajian J.V. (1988) Research foundations of EMG biofeedback in rehabilitation. *Biofeedback and Self-regulation*. 13, 4, 275–298.
- Basmajian J.V. (1989a) Mother nature is a cheapskate: biomechanical energy saving devices exposed, [In:] W.E. Morison (ed.) *Proceedings of the VII<sup>th</sup> International Symposium of Biomechanics in Sports*. Footscray, Victoria, Australia, 229–232.
- Basmajian J.V. (1989b) Plasticity of CNS and motor relearning, [In:] W.E. Morison (ed.) *Proceedings of the VII<sup>th</sup> International Symposium of Biomechanics in Sports*. Footscray, Victoria, Australia, 233–234.
- Benecke R., Meinck H.M., Conrad B. (1985) Rapid goal-directed elbow flexion movements: Limitations of the speed control system due to neural constraints. *Experimental Brain Research*, 7, 59, 470–477.
- Bernstein N. (1967) *The coordination and regulation of movements*. Pergamon Press, Oxford.
- Bober T., Rutkowska-Kucharska A. (1986) O koordynacji ruchów, [W:] T. Bober (red.) *Potencjał ruchowy człowieka. Z warsztatów badawczych*. AWF Warszawa, 110–143.
- Bober T., Rutkowska-Kucharska A., Kulig K. (1982) Investigation of the consistency of movements of elite judo athletes, [In:] P.V. Komi (ed.) *Exercise and Sport Biology*. Human Kinetics Publishers, Champaign, Illinois, 176–182.
- Bochenek A., Reicher M. (1978) *Anatomia człowieka*. PZWL, Warszawa.

- Bora P. (1994) Koordynacja ruchowa w szkoleniu skoczka wzwyż. *Trening*, 3, 10–15.
- Bora P. (1995) Wpływ ukierunkowanego treningu na poziom wybranych predyspozycji koordynacyjnych oraz nauczanie techniki skoku wzwyż studentów AWF. *Antropomotoryka*, 14, 99–110.
- Borniquez C., Crivellini M., Divieti L., Galli M. (1995) Mental stress influence on movement, [In:] A. Barabas, G. Fabian (ed.) *Biomechanics in Sports. Proceedings of the 12<sup>th</sup> International Symposium on Biomechanics in Sports*. Hungarian University of Physical Education, Budapest, 65–68.
- Bouisset S., Zattara M. (1988) Comparison of the motor programming in a limb which is moved and the limbs involved in related postural adjustments, [In:] G. de Groot, A.P. Hollander, P.A. Hujing, G.J. van I. Schenau (ed.) *Biomechanics XI-A*. Free University Press, Amsterdam, 197–202.
- Brenner E., Smeets J.B.J. (1996) Hitting moving targets: cooperative control of „when” and „where”. *Human Movement Science*, 15, 39–53.
- Brown S., Gilleard W. (1991) Transition from slow to ballistic movement: Development of triphasic electromyogram patterns. *European Journal of Physiology*, 63, 381–386.
- Buchanan J.J., Kelso J.A., Fuchs A. (1996) Coordination dynamics of trajectory formation. *Biological Cybernetics*, 74, 1, 41–54.
- Buchanan T.S., Rovai G.P., Rymer W.Z. (1989) Muscle activation changes associated with loads at adjacent joints or why muscle movement arms are not sufficient to predict functional role, [In:] R.J. Gregor, R.F. Zernicke, W.C. Whiting (ed.) *XII International Congress of Biomechanics. Congress Proceedings*. University of California, Los Angeles, Abstract 72.
- Caldwell G.E. (1988) Muscular co-ordination at elbow, [In:] G. de Groot, A.P. Hollander, P.A. Hujing, G.J. I. van Schenau (ed.) *Biomechanics XI-A*. Free University Press, Amsterdam, 167–173.
- Colebatch J.G., McCloskey D.I. (1987) Maintenance of constant arm position or force: reflex and volitional components in man. *Journal of Physiology*, 386, 247–261.
- Colebatch J.G., Gandevia S.C. (1989) The distribution of muscular weakness in upper motor neuron lesions affecting the arm. *Brain*, 112, 749–763.
- Conte G., Corradini M.L., Gentilucci M., Leo T., Orlando G. (1993) Identification of a variable structure controller of voluntary arm movements, [In:] *Proceeding of Biomechanics XIV<sup>th</sup> Congress*. Paris, 278–279.
- Cooke J.D., Diggles V.A. (1984) Rapid error correction during human arm movements: evidence for central monitoring. *Journal of Motor Behaviour*, 16, 348–363.
- Cooke J.D., Virji-Babul N. (1995) Reprogramming of muscle activation patterns at the wrist in compensation for elbow reaction torques during planar two-joint arm movements. *Experimental Brain Research*, 106, 169–176.
- Corcos D.M., Gottlieb G.L., Agarwal G.C. (1989) Does constraining movements constrain the development of movement theories? *Behavioral and Brain Sciences*, 12, 2, 237–246.
- Corcos D.M., Gottlieb G.L., Jaric S., Cromwell R.L., Agarwal G.C. (1990) Organizing principles underlying motor skill acquisition, [In:] J.M. Winter, S. L-Y. Woo (ed.) *Multiple muscle systems: Biomechanics and movement organization*. Springer-Verlag, New York, 251–267.
- Crago P.E., Lemay M.A., Liu L. (1990) External control of limb movements involving environmental interactions, [In:] J.M. Winter, S. L-Y. Woo (ed.) *Multiple muscle systems: Biomechanics and movement organization*. Springer-Verlag, New York, 344–359.

- Czhaizde L.W. (1973) Biomechanics as a science of the co-ordination of the movements of man, [In:] *Biomechanics III. Medicine and Sport*, 8, 120–123.
- Darling W.G., Cooke J.D. (1987) A linked muscular activation model for movement generation and control. *Journal of Motor Behaviour*, 19, 333–354.
- Darling W.G., Cole K.J., Abbs J.H. (1988) Kinematic variability of grasp movements as a function of practice and movement speed. *Experimental Brain Research*, 73, 225–235.
- De Luca C.J. (1993) Limits on the use of surface electromyography in biomechanics, [In:] *Proceeding of Biomechanics XIV<sup>th</sup> Congress. Paris*, 8–9.
- De Luca C.J. (1997) The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 13, 135–163.
- Desmurget M., Prablanc C., Arzi M., Rossetti Y., Paulignan Y., Urguizar C. (1996) Integrated control of hand transport and orientation during prehension movements. *Experimental Brain Research*, 110, 265–278.
- Dewhurst D.J. (1976) Neuromuscular control system. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 14, 167–171.
- Doonskaya N.V. (1987) The leading link approach to coordination of rapid multijoint movements, [In:] *Proceeding of Biomechanics XIV<sup>th</sup> Congress. Paris*, 344–345.
- Duus P. (1989) Diagnostyka topograficzna w neurologii. PZWL, Warszawa.
- Engelhorn R. (1987) Effects of skill practice on electromyographic activity patterns and frequency spectra. *Human Movement Science*, 6 (2), 117–131.
- Evarts E.V. (1968) Relation of pyramidal tract activity to force exerted during voluntary movement. *Journal of Physiology*, 31, 14–27.
- Favilla M., Gordon J., Hening W., Ghez C. (1990) Trajectory control in target force impulses. VII: Independent setting of amplitude and direction in response preparation. *Experimental Brain Research*, 79, 530–538.
- Fidelus K. (1961) Niektóre biomechaniczne zagadnienia koordynacji ruchowej w świetle badań prądów czynnościowych mięśni. *Wychowanie Fizyczne i Sport*, 5, 4.
- Fidelus K. (1971) Biomechaniczne parametry kończyn górnych człowieka. *Roczniki Naukowe AWF w Warszawie*, 15.
- Fidelus K. (1983) Procesy koordynacji ruchu a jego nauczanie. *Zeszyty Naukowe AWF we Wrocławiu*, 33, 27–48.
- Fidelus K. (1997) Koordynacja ruchu i kształtowanie nawyków ruchowych. *Wychowanie Fizyczne i Sport*, 1–2, 119–128.
- Flash T. (1987) The control of hand equilibrium trajectories in multi-joint arm movements. *Biological Cybernetics*, 57, 257–274.
- Flash T. (1990) The organization of human arm trajectory control, [In:] J. M. Winters and S. L-Y. Woo (ed.) *Multiple muscle systems: biomechanics and movement organization*. Springer-Verlag, New York, 282–301.
- Flash T. (1994) Motor adaptation and forward models in human arm trajectory control, [In:] *Proceeding of the Second World Congress of Biomechanics*, 115.
- Freund H.J., Buidingen H.J. (1978) The relationship between speed and amplitude of the fastest voluntary contractions of human arm muscles. *Experimental Brain Research*, 55, 167–171.
- Gandevia S.C. (1996) Kinesthesia: roles for afferent signals and motor commands, [In:] L.B. Rowell, J.T. Shepherd (ed.) *Handbook of Physiology. Section 12: Exercise: Regulation and Integration of Multiple Systems*, Published for the American Physiological Society by Oxford University Press, 129–172.

- Garvin G.J., Zefran M., Henis E.A., Kumar V. (1997) Two-arm trajectory planning in manipulation task. *Biological Cybernetics*, 76, 1, 53–62.
- Gawroński R. (1975) *Problemy bioniki w systemach wielkich*. Wydawnictwa MON, Warszawa.
- Ghez C., Gordon J. (1987) Trajectory control in targeted force impulses. II Pulse height control. *Experimental Brain Research*, 67, 241–252.
- Gielen C. (1994) Self-organization and (re)calibration in sensory-motor systems, [In:] *Second World Congress of Biomechanics*, 127.
- Gielen C.C.A.M., van-den-Heuvel P.J.M., van-der-Gon J.J.D. (1984) Modification of muscle activation patterns during fast goal-directed arm movements. *Journal of Motor Behaviour*, 16(1), 2–19.
- Gielen C.C.M., van Zuylen E.J., van-der-Gon J.J.D. (1988) Coordination of arm muscles in simple motor tasks, [In:] G. de Groot, A.P. Hollander, P.A. Hujing, G.J.I. van Schenau (ed.) *Biomechanics XI–A*. Free University Press, Amsterdam, 155–166.
- Gielen S., Schenau G.J., Tax T., Theeuwes M. (1990) The activation of mono- and bi-articular muscles in multi-joint movements, [In:] J.M. Winter, S.L-Y. Woo (ed.) *Multiple muscle systems: Biomechanics and movement organization*. Springer-Verlag, New York, 302–359.
- Giroux B., Lamontagne M. (1989) Comparison between surface and intramuscular wire electrodes in isometric and dynamic conditions, [In:] R. Gregor, R.F. Žernicke, W.C. Whiting (ed.) *XII International Congress of Biomechanics. Congress Proceedings*. University of California, Los Angeles, Abstract 238.
- Golema M. (1987) *Stabilność pozycji stojącej*. Studia i Monografie AWF we Wrocławiu, 17.
- Gon J.J.D. van der, Coolen A.C.C., Erkelens C.J., Jonker H.J.J. (1990) Self-organizing neural mechanisms possibly responsible for muscle coordination, [In:] J.M. Winter, S.L-Y. Woo (ed.) *Multiple muscle systems: Biomechanics and movement organization*, Springer-Verlag, New York, 335–342.
- Goodman S.R., Gottlieb G.L. (1995) Analysis of kinematics invariance of multijoint reaching movement. *Biological Cybernetics*, 73, 311–322.
- Gordon J., Ghez C. (1987) Trajectory control in targeted force impulses. III – Compensatory adjustments for initial errors. *Experimental Brain Research*, 67, 253–269.
- Gorgól A., Rutkowska-Kucharska A. (1992) Koordynacja ruchów dzieci na tle badań eksperymentalnych. *Studia i Monografie AWF we Wrocławiu*, 29, 129–139.
- Gottlieb G.L., Corcos D.M., Agarwal G.C. (1989a) Strategies for the control of voluntary movements with one mechanical degree of freedom. *Behavioral and Brain Science*, 12, 189–250.
- Gottlieb G.L., Corcos D.M., Agarwal G.C. (1989b) Does constraining movements constrain the development of movement theories? *Behavioral and Brain Sciences*, 12, 237–247.
- Gottlieb G.L., Corcos D.M., Agarwal G.C. (1990a) Organizing principles for single joint movements: III The speed-insensitive strategy. *J. Neurophysiology*, 62, 625–636.
- Gottlieb G.L., Corcos D.M., Agarwal G.C., Latash M.L. (1990b) Principles underlying single-joint movement strategies, [In:] J.M. Winter, S.L-Y. Woo (ed.) *Multiple muscle systems: Biomechanics and movement organization*. Springer-Verlag, New York. 236–250.
- Gottlieb G.L., Latash M.L., Corcos D.M., Liubinskas T.J., Agarwal G.C. (1992) Organizing principles for single joint movements: Agonist-antagonist interactions. *Journal of Neurophysiology*, 67,6, 1417–27.



- Górska T., Grabowska A., Zagrodzka J. (1997) *Mózg a zachowanie*. Wydawnictwo Naukowe PWN, Warszawa.
- Grottel K. (1983) Czynniki wpływające na organizację skurczu mięśnia. *Roczniki Naukowe AWF w Poznaniu*, 32, 117–144.
- Grottel K. (1984) Programowanie ruchów dowolnych. *Roczniki Naukowe AWF w Poznaniu*, 33, 163–180.
- Grottel K. (1991) Jednostki ruchowe, [W:] J. Jagielski J., Zmysłowski W. (red.) *Biosystemy*. WKŁ, Warszawa, 118–127.
- Grottel K., Celichowski J. (1992) Organizacja mięśnia i sterowanie ruchem. *Akademia Wychowania Fizycznego, Poznań*. Seria: Podręczniki, 43.
- Gutman S.R., Gottlieb G.L. (1992) Basic functions of variability of simple pre-planned movements. *Biological Cybernetics*, 68, 1, 63–73.
- Gutman S.R., Latash M.L., Almeida G.L., Gottlieb G.L. (1993) Kinematic description of variability of fast movements: analytical and experimental approaches. *Biological Cybernetics*, 69, 5–6, 485–492.
- Haggard P., Hutchinson K., Stein J. (1995) Patterns of coordinated multi-joint movement. *Brain Research*, 107, 254–266.
- Hansson G.Å., Balogh I., Ohlsson K., Rylander L., Skerfving S. (1996) Goniometer measurement and computer analysis of wrist angles and movement applied to occupational repetitive work. *Journal Electromyography and Kinesiology*, 6, 1, 23–25.
- Hatch J.P., Moore P.J. (1991) A technique for the long-term application of surface electrodes. *Biofeedback and Self-regulation*, 16, 1, 87–91.
- Hausmanowa-Petrusewicz I. (1986) *Elektromiografia kliniczna*. PZWL, Warszawa.
- Heinonen A., Sievänen H., Viitasalo J., Pasanen M., Oja P., Vuori I. (1994) Reproducibility of computer measurement of maximal isometric strength and electromyography in sedentary middle-aged women. *European Journal of Applied Physiology*, 68, 310–314.
- Hirtz P., Starosta W. (1991) Kierunki badań koordynacji ruchowej w sporcie. *Antropomotoryka*, 5, 69–81.
- Hogan N. (1985) The mechanics of multi-joint posture and movement control. *Biological Cybernetics*, 52, 315–331.
- Hogan N., Winters J.M. (1990) Principles underlying movement organization: Upper limb, [In:] J.M. Winter, S. L-Y. Woo (ed.) *Multiple muscle systems: Biomechanics and movement organization*. Springer-Verlag, New York, 182–194.
- Ilic D.B., Corcos D.M., Gottlieb G.L., Latash M.L., Jaric S. (1996) The effects of practice on movement reproduction: implications for models of motor control. *Human Movement Science*, 15, 101–114.
- Ives J., Kroll W.P., Bultman L.H. (1993) Rapid movement kinematic and electromyographic control characteristics in males and females. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 3, 274–283.
- Iwankiewicz S., Pośpiech L., Frączkowski, Iwankiewicz J. (1991) Sterowanie postawą i równowagą, [W:] J. Jagielski, W. Zmysłowski (red.) *Biosystemy*. WKŁ, Warszawa, 138–158.
- Jagielski J., Maciejowski A. (1991) Badania układu nerwowego metodą wywołanych potencjałów, [W:] J. Jagielski, W. Zmysłowski (red.) *Biosystemy*. WKŁ, Warszawa, 12–37.
- Jakimowicz W. (1987) *Neurologia kliniczna w zarzysie*. PZWL, Warszawa.

- Jansons H. (1992) Bernstein: the microscopy of movement, [In:] F. Cappozzo, M. Marchetti, V. Tosi (ed.) *Biocomotion: A century of research using moving pictures*. Rome: Promograph, 141–162.
- Jaric S., Corcos D.M., Gottlieb G.L., Agarwal G.C. (1989) Effects of practice on myoelectric and kinematic correlates of human movement, [In:] R. Gregor, R.F. Žernicke, W.C. Whiting (ed.) *XII International Congress of Biomechanics. Congress Proceedings*. University of California, Los Angeles, Abstract 238.
- Jaworek K., Rutkowska-Kucharska A., Bober T. (1991) Algorytm wskaźnikowej oceny odwrotowania trajektorii wzorcowej. *AWF, Poznań, Seria: Monografie*, 271, 157–170.
- Jeannerod M. (1991) The interaction of visual and proprioceptive cues in controlling reaching movement, [In:] D.R. Humphrey, H.J. Freund (ed.) *Motor Control: Concepts and Issues*. Wiley, New York, 277–291.
- Jeannerod M. (1992) Coordination mechanism in prehension movements, [In:] G.E. Stelmach, J. Requin (ed.) *Tutorials in motor behavior II*. Elsevier Science, Amsterdam, 265–285.
- Johanson M.E., Bolding D.J., Skinner S.R. (1996) EMG investigation of the effects of peripheral feedback on goal-directed wrist movements. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 6, 1, 13–21.
- Johansson R. S., Westling G. (1984) Roles of glabrous skin receptors and sensorimotor memory in automatic control of precision grip when lifting rougher or more slippery objects. *Experimental Brain Research*, 56, 560–564.
- Kaczorek T. (1977) *Teoria sterowania*, t. 1. PWN, Warszawa.
- Karst G.M., Hasan Z. (1990) Direction-dependent strategy for control of multi-joint arm movements, [In:] J.M. Winter, S.L-Y. Woo (ed.) *Multiple muscle systems: Biomechanics and movement organization*. Springer-Verlag, New York, 268–281.
- Kasicki S. (1991) Generacja ruchów lokomocyjnych, [W:] J. Jagielski, W. Zmysłowski (red.) *Biosystemy*. WKŁ, Warszawa, 128–137.
- Kelso J.A.S. (1986) Pattern formation in speech and limb movements involving many degrees of freedom. *Experimental Brain Research, Series 15*, 106–128.
- Kelso J.A.S., Schoner G. (1989) Self-organization of coordinative movement patterns. *Human Movement Science*, 7, 27–46.
- Kinoshita H., Fossberg H. (1989) Development of friction anticipation and adaptation in the human precision grip, [In:] R. Gregor, R.F. Žernicke, W.C. Whiting (ed.) *XII International Congress of Biomechanics. Congress Proceedings*. University of California, Los Angeles, Abstract 418.
- Koh T.J., Grabiner M.D. (1993) Evaluation of methods to minimize cross talk in surface electromyography. *Journal of Biomechanics*, 26, 151–157.
- Komor A. (1983) Cybernetyczne metody identyfikacji parametrów koordynacji ruchów. *Zeszyty Naukowe AWF we Wrocławiu*, 49–62.
- Konorski J. (1969) *Integracyjna działalność mózgu*. PWN, Warszawa.
- Kornecki S. (1986) Identyfikacja własności biomechanicznych procesu stabilizacji mięśniowej. *Studia i Monografie AWF we Wrocławiu*, 11.
- Kornecki S., Bober T. (1988) Systematyzacja biomechanicznych metod badania techniki ruchu. *Wychowanie Fizyczne i Sport*, 4, 87–101.
- Kornecki S. (1992) Mechanism of muscular stabilization process in joints. *Journal of Biomechanics*, 25, 235–245.
- Kornecki S., Zschorlich V. (1994) The nature of the stabilizing functions of skeletal muscles. *Journal of Biomechanics*, 27, 215–225.

- Kozłowski S. (1978) Wyłoniły się nowe problemy z poznania funkcji organizmu podczas wysiłku fizycznego. *Sport Wyczynowy*, 2, 59–63.
- Latash M.L. (1993) Control of human movement. Human Kinetics, Champaign, IL.
- Latash M.L., Gutman S.R. (1993) Variability of fast single-joint movements and equilibrium-point hypothesis, [In:] K.M. Newell, D.M. Corcos (ed.) Variability in motor control. Human Kinetics, Urbana, IL, 157–182.
- Latash M.L. (1994) Control of fast elbow movement: a study of electromyographic patterns during movements against unexpectedly decreased inertial load. *Experimental Brain Research*, 98, 1, 145–152.
- Latash M.L., Turvey M.T. (1996) Dexterity and its development. Lawrence Erlbaum Associates. Mahwah, NJ.
- Levin M.F., Feldman A.G. (1994) The role of stretch reflex threshold regulation normal and impaired motor control. *Brain Research*, 657, 1–2, 23–30.
- Ljach W., Mynarski W., Raczek J. (1995) Biopsychiczne predyspozycje koordynacyjnych zdolności motorycznych – przegląd badań w piśmiennictwie rosyjskojęzycznym. *Antropomotoryka*, 12, 13, 83–106.
- Macukow B. (1990) Sieci neuronowe w bionicznym układach sterowania, [W:] A. Morecki (red.) Biomechanika. WKŁ, Warszawa, 137–143.
- Markowski A., Kostro J., Lewandowski A. (1985) Automatyka w pytaniach i odpowiedziach. Wydawnictwa Naukowo-Techniczne, Warszawa.
- Maśliński S., Ryzewski J. (1992) Patofizjologia – podręcznik dla studentów medycyny. PZWL, Warszawa.
- Meulen J.H.P., van der Gooskens R.H.J.M., van der Gon J.J.D., Gielen C.C.A.M., Wilhelm K. (1990) Mechanisms underlying accuracy in fast goal-directed arm movements in man. *Journal of Motor Behaviour*, 22, 67–84.
- Meyer D.E., Abrams R.A., Kornblum S., Wright C.E., Smith J.E.K. (1988) Optimality in human motor performance: Ideal control of rapid aimed movements. *Psychological Review*, 95, 340–370.
- Morasso P. (1983) Coordination aspects of arm trajectory formation. *Human Movement Science*, 2, 197–210.
- Morecki A. (1990) Stan badań i zastosowań biomechaniki inżynierskiej, [W:] A. Morecki (red.) Biomechanika. WKŁ, Warszawa, 6–26.
- Morecki A., Ekiel J., Fidelus K. (1971) Bionika ruchu. PWN, Warszawa.
- Moritani T. (1993) Neuromuscular adaptations during the acquisition of muscle strength, power and motor tasks. *Journal of Biomechanics*, Suppl. 1, 26, 95–107.
- Mustard B.E., Lee R.G. (1987) Relationship between EMG patterns at the human wrist. *Experimental Brain Research*, 66, 247–256.
- Mynarski W. (1994) O strukturze motoryczności – dalsze uwagi i propozycje. *Antropomotoryka*, 12, 13, 117–119.
- Mynarski W., Raczek J. (1991) Zmienność ontogenetyczna wybranych koordynacyjnych zdolności motorycznych u dzieci i młodzieży w wieku 7–18 lat. *Antropomotoryka*, 6, 39–41.
- Nakazawa K., Masani K., Miyashita M., Yano H. (1994) EMG activities of mono- and bi-articular muscles during goal-directed ballistic movement. *Human Movement Science*, 13, 601–610.
- Newell K.M., van Emmerik R.E.A. (1989) The acquisition of coordination: preliminary analysis of learning to write. *Human Movement Science*, 8, 17–32.
- Newell K.M., Corcos D.M. (1993) Variability and motor control. Human Kinetics Publishers.

- Niechaj J. (1991) Receptory układu nerwowego, [W:] J. Jagielski, W. Zmysłowski (red.) Biosystemy. WKŁ, Warszawa, 43–53.
- Nowacki Z. (1994) Wpływ wysiłku fizycznego „do odmowy wykonania” na dokładność i prędkość ruchów manipulacyjnych. *Studia i Monografie AWF we Wrocławiu*, 40, 95–102.
- Nowacki Z., Sobiech K. (1991) Zmiany wybranych parametrów biomechanicznych, biochemicznych i fizjologicznych u maratończyków – debiutantów. *Wychowanie Fizyczne i Sport*, 35, 91–102.
- Oguztöreli M.N., Stein R.B. (1983) Optimal control of antagonistic muscles. *Biological Cybernetics*, 48, 91–99.
- Peper L., Bootsma R.J., Mestre D.R., Bakker F.C. (1994) Catching balls: How to get the hand to the right place at the right time. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 20, 591–612.
- Pezarat-Correia P., Santos P.M-H., Veloso A. (1994) EMG and cinematic patterns on elbow extension during a throwing task performed at different speeds: the modulation of the initial agonist burst (AG1), [In:] A. Barabas, G. Fabian (ed.) *Biomechanics in Sports. Proceedings of the 12<sup>th</sup> International Symposium on Biomechanics in Sports*. Hungarian University of Physical Education, Budapest.
- Pezarat-Correia P.L., Cabri J., Santos P.M., Veloso A.P. (1995) The modulation of the initial agonist activation (AG1) on the elbow extension of a throwing task performed at different speeds, [In:] XV Congress of the ISB. *Book of Abstracts*. University of Jyväskylä, Jyväskylä, Finland, 730–731.
- Prochazka A. (1996) Proprioceptive feedback and movement regulation, [In:] L.B. Rowell, J.T. Shepherd (ed.) *Handbook of Physiology. Section 12: Exercise: Regulation and Integration of Multiple Systems* Published for the American Physiological Society by Oxford University Press, 89–127.
- Rapp W., Gollhofer A., (1995) Modification and adaptation of pre-programmed movement patterns during reactive drop jumps, [In:] XV Congress of the ISB. *Book of Abstracts*. University of Jyväskylä, Finland, 762–763.
- Romanow S.P. (1989) Proprioceptive control of muscle contraction under changing load-model investigations, [In:] R. Gregor, R.F. Zernicke, W.C. Whiting (ed.) XII International Congress of Biomechanics. *Congress Proceedings*. University of California, Los Angeles, Abstract 10.
- Rossignol S. (1996) Neural control of stereotypic limb movements, [In:] L.B. Rowell, J.T. Shepherd (ed.) *Handbook of Physiology. Section 12: Exercise: Regulation and Integration of Multiple Systems*. Published for the American Physiological Society by Oxford University Press, 173–216.
- Rutkowska-Kucharska A. (1981a) Koordynacja ruchów zawodników akrobatyki sportowej na tle kadry narodowej w judo. *Monografie AWF w Poznaniu*, 190, 49–54.
- Rutkowska-Kucharska A. (1981b) Zmiany koordynacji ruchów u zawodników judo po rozgrzewce, walce w staniu i parterze. *Sport Wyczynowy*, 1, 14–17.
- Rutkowska-Kucharska A. (1985) Struktura koordynacji ruchów u dziewcząt w młodszym wieku szkolnym a przesłanki do uprawiania gimnastyki artystycznej. *Rozprawy Naukowe AWF we Wrocławiu*, XIX, 65–105.
- Rutkowska-Kucharska A. (1987) The levels of coordination of the movement tested on 10 years old girls. *Biology of Sport*, 3–4, 141–146.
- Rutkowska-Kucharska A. (1990) Movement coordination and early specialization in rhythmic sportive gymnastics, [In:] M. Nosek, D. Sojka, P. Susanka (ed.) *Proceedings of the*

- VIII International Symposium of the Society of Biomechanics in Sports, Charles University of Prague, 171–173.
- Rutkowska-Kucharska A. (1991) Coordination of movements and the learning of the sport technique, [In:] *Motor Learning and Training of Sport Skills*. Sportmotorisches Lernen und Techniktraining, t. 77:2. Verlag Karl Hofmann, Schorndorf, 141–145.
- Rutkowska-Kucharska A. (1994a) Coordination of movements of 7–15 year old children, [In:] W. Osiński, W. Starosta (ed.) *Proceedings of the 3<sup>rd</sup> International Conference „Sport Kinetics '93”*. Academy of Physical Education, Poznań, 687–690.
- Rutkowska-Kucharska A. (1994b) Precision of manipulation movement of 7–15 year old children in continuous and cross-sectional investigation, [In:] A. Barabas, G. Fabian (ed.) *Biomechanics in Sports XII. Proceedings of the 12<sup>th</sup> International Symposium on Biomechanics in Sports*. Hungarian University of Physical Education, Budapest, 69–72.
- Rutkowska-Kucharska A. (1995a) The accuracy of manipulation in the situation of a limited number of degrees of freedom, [In:] *Book of abstracts, XV<sup>th</sup> Congress of the International Society of Biomechanics*, University of Jyväskylä, Finland, 788–789.
- Rutkowska-Kucharska A. (1997) Agonist and antagonist activities in fast and slow manipulative movements. *Biology of Sport*, 14, 1, 65–72.
- Rutkowska-Kucharska A. (1998a) Aktywność EMG agonisty i antagonisty w ruchach zginania i prostowania w stawie łokciowym. *Biology of Sport*, 15, Suppl. 8, 136–144.
- Rutkowska-Kucharska A. (1998b) Coordination of elbow flexion and extension muscles in slow and fast cyclic movement, [In:] S. Kornecki (ed.) *The Problem of Muscular Synergism*. *Studia i Monografie AWF we Wrocławiu*, 55, 155–161.
- Rutkowska-Kucharska A., Jaworek K., Bober T. (1988) A method for evaluation of coordinated movements of the upper extremity in rhythmic gymnastics, [In:] G. Groot, A. P. Hollander, P. A. Huijing, G. J. I. Schenau (ed.) *Biomechanics XI–B. The Netherlands Free University Press, Amsterdam*, 778–783.
- Rutkowska-Kucharska A., Bober T., Golema M. (1990) Weryfikacja metod sterowania manipulacją i równowagą człowieka, [W:] *Ogólnopolska Konferencja Biomechaniki*, AWF, Gdańsk, 243–248.
- Rutkowska-Kucharska A., Zagrobelny Z., Jeleń P. (1995b) The accuracy of manipulation movements at a limited number of degrees of freedom and an impaired sensory and motor conduction. *Biology of Sport*, 12, 65–73.
- Sainburg R.L., Poizner H., Ghez C. (1993) Loss of proprioception produces deficits in inter-joint coordination. *Journal of Neurophysiology*, 70, 2136–2147.
- Sainburg R.L., Ghilardi M.F., Poizner H., Ghez C. (1995) Control of limb dynamics in normal subjects and patients without proprioception. *Journal of Neurophysiology*, 73, 820–835.
- Salvia P. (1996) An in vitro kinematic study of the elbow complex, [In:] *Proceeding of 10<sup>th</sup> Conference of the ESB*, 219.
- Schmidt R.A. (1980) Past and future issues in motor programming. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 51, 122–140.
- Schmidt R.A. (1991) *Motor learning and performance*. Human Kinetics Books, Champaign, (Illinois), 103–104.
- Schmidt R.A., Sherwood D.E. (1982) An inverted-U relation between spatial error and force requirements in rapid limb movements: Further evidence for the impulse-variability model. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 8, 158–170.
- Schmidt R.A., Sherwood D.E., Walter C.B. (1988) Rapid movements with reversal direction I. The control of movement time. *Experimental Brain Research*, 69, 344–354.

- Schmidt R.A., Zelaznik H.N., Hawkins B., Frank J.S., Quinn J.T. (1979) Motor-output variability: A theory for the accuracy of rapid motor acts. *Psychological Review*, 86, 415–451.
- Segreto J. (1995) The role of EMG awareness in EMG biofeedback learning. *Biofeedback and Self-regulation*, 20, 2, 155–169.
- Sidway B. (1991) Motor programming as a function of constraints on movement initiation. *Journal of Motor Behaviour*, 23, 120–130.
- Siemieński A. (1992) Modelowanie współdziałania mięśni – efekt łagodnego nasycenia jako warunek konieczny zgodności przewidywań kryteriów optymalizacyjnych z własnościami realnych napędów mięśniowych. *Studia i Monografie AWF we Wrocławiu*, 29, 81–94.
- Sjogaard G., Laursen B., Nemeth G., Jensen B. (1995) High speed precision tasks increase muscle activity, [In:] XV Congress of the ISB. Book of Abstracts. University of Jyväskylä, Finland, 858–859.
- Skangiel-Kramska J. (1983) Badania mechanizmów uczenia się – metody neurochemiczne, [W:] Nowe metody w badaniach mózgu. Zakład Narodowy im. Ossolińskich, Wrocław, 249–260.
- Smeets J.B.J., Erkelens C.J., van der Gon, J.J.D. (1995) Perturbations of fast goal-directed arm movements: different behavior of early and late EMG responses. *Journal of Motor Behavior*, 27, 1, 77–88.
- Solomonow M., Baratta R., Zhou B., D'Ambrosia R. (1988) EMG co-activation patterns of the elbow antagonist muscles during slow isokinetic movement, [In:] XV Congress of the ISB. Book of Abstracts. University of Jyväskylä, Finland, 868–869.
- Starosta W. (1983) Dokładność ruchu – jeden ze wskaźników przygotowania technicznego. *Zeszyty Naukowe AWF we Wrocławiu*, 33, 63–79.
- Stegeman D.F., Roeleveld K., Notermans S.L.H. (1994) The surface electromyogram: what does it represent? [In:] Second World Congress of Biomechanics, 98.
- Stein R.B., Cody F.W.J., Capaday C. (1988) The trajectory of human wrist movements. *Journal of Neurophysiology*, 59, 6, 1814–1830.
- Stelmach G., Larish D. (1980) A new perspective on motor skill automation. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 51, 1, 141–157.
- Sylwanowicz W. (1970) Anatomia człowieka. PZWL, Warszawa.
- Szopa J. (1993) Wpływ ukierunkowanego treningu na rozwój predyspozycji koordynacyjnych oraz szybkość uczenia się techniki ruchu u młodych siatkarzy. Wydawnictwa Monograficzne AWF w Krakowie, 54.
- Szopa J. (1995a) Kolejny krok w stronę integracji: uwagi na tle artykułu W. Mynarskiego „O strukturze motoryczności – dalsze uwagi i propozycje”. *Antropomotoryka*, 12, 13, 117–119.
- Szopa J. (1995b) Uwarunkowania, przejawy i struktura motoryczności człowieka w świetle „szkoły krakowskiej”. *Antropomotoryka*, 12, 13, 59–82.
- Szydlowski H. (1974) Teoria pomiarów. PWN, Warszawa.
- Tadeusiewicz P. (1990) Cybernetyczne modelowanie fragmentów systemu nerwowego zaangażowanych w procesie sterowania ruchem, [W:] A. Morecki (red.) Biomechanika. WKŁ, Warszawa, 125–136.
- Takala E., Toivonen R., Rauas, Viikari-Juntura E. (1995) Placement of surface EMG electrodes in the assessment of hand force requirements in manual tasks, [In:] XV Congress of the ISB. Book of Abstracts. University of Jyväskylä, Finland, 904–905.

- Tarnecki R., Zawadzki T., Kałużny P. (1991) Neuronalne mechanizmy organizacji i koordynacji aktów ruchowych, [W:] J. Jagielski, Zmysłowski W. (red.) Biosystemy. WKŁ, Warszawa, 69–79.
- Tax A.A.M., van der Gon J.J.D., Gielen C.C.A.M., van den Tempel C.M.M. (1989) Differences in activation of m. biceps brachii in the control of slow isotonic movements and isometric contractions. *Experimental Brain Research*, 76, 55–63.
- Tax A. A. M., van der Gon J. J.D., Erkelens C. J. (1990) Differences in coordination of elbow flexor muscles in force tasks and in movement tasks. *Experimental Brain Research*, 81, 567–572.
- Thompson S., Gregory J.E., Proske V. (1990) Errors in force estimation can be explained by tendon desensitization. *Experimental Brain Research*, 79, 365–372.
- Trimmel M., Streicher F., Groll-Knapp E., Haider M. (1989) The electromyographic DC potential as a correlate of muscular activity. *European Journal of Applied Physiology*, 59, 459–465.
- Uno Y., Kawato M., Suzuki R. (1989) Formation and control of optimal trajectory in human multijoint arm movements: minimum torque-change model. *Biological Cybernetics*, 61, 89–101.
- Van Bolhuis B.M., Gielen C.C.A.M. (1997) The relative activation of elbow – flexor muscles in isometric flexion and in flexion/extension movements. *Journal of Biomechanics*, 30, 8, 803–811.
- Van Leemputte E.J., Willems E.J. (1987) EMG quantification and its application to the analysis of human movements, [In:] B. van Gheluwe, J. Atha (ed.) *Current Research in Sports Biomechanics*. vol. 25, Karger, Basel, 177–194.
- Vink P., Daanen H.A., Verbout A.J. (1989) Specificity of surface-EMG on the intrinsic lumbar back muscles. *Human Movement Science*, 8, 67–78.
- Voogd J. (1993) Anatomy of motor systems. [In:] C.M.C. Bakker, M.A.M. Berger, C.A.M. Doorenbosch, C.E. Peper, M.E.T. Willems, F.T.J.M. Zaai (ed.) *Neuronal aspects of human movement. Implications for control and coordination*. Academic Publishing Division Swetsang Zeitlinger, 1–10.
- Wadman W.J., Denier G.J., Genze R.H., Mol C.R. (1979) Control of fast goal-directed arm movements. *Journal of Human Movement Studies*, 5, 3–17.
- Wallace A.S., Weeks D.L. (1989) Initiating voluntary movements: wrong theories for the wrong behavior? *Behavioral and Brain Sciences*, 12, 2, 233–234.
- Walsh E.G. (1966) *Fizjologia układu nerwowego*. PZWL. Warszawa.
- Walter C.B. (1989) Elementary conditions for elemental movement strategies. *Behavioral and Brain Sciences*, 12, 2, 234–235.
- Wickens J., Hyland B., Anson G. (1994) Cortical cell assemblies: a possible mechanism for motor programs. *Journal of Motor Behaviour*, 26, 2, 66–82.
- Wołk R. (1994) Znaczenie pamięci kinestetycznej w saneczkarstwie lodowym. *Sport Wyczerpany*, 1–2, 28–32.
- Wołk R. (1995) Czucie głębokie i uczenie się nowych czynności ruchowych. [W:] *Aktualne Problemy Sportu Dzieci i Młodzieży*. Materiały Naukowe Instytutu Sportu. Warszawa – Spała, 234–238.
- Wołk R., Słonina K. (1996) Zmęczenie i zdolność odczuwania informacji z mięśni szkieletowych, [W:] *II Interdyscyplinarna Krajowa Konferencja: Prozdrowotne wychowanie fizyczne i sport dzieci i młodzieży*. Materiały Naukowe Instytutu Sportu. Warszawa – Spała, 146–149.

- Wood J.E., Meek S.G., Jacobsen S.C. (1989) Quantitation of human shoulder anatomy for prosthetic arm control – II. Anatomy matrices. *Journal of Biomechanics*, 22, 4, 309–325.
- Wrisberg C.A., Winter T.P. (1985) Reproducing the and location of a positioning movement: the long and short of it. *Journal of Motor Behaviour*, 17, 242–254.
- Zaal F.T.J.M., Bootsma R.J. (1993) Accuracy demands in natural prehension. *Human Movement Science* 12, 339–345.
- Zacsiorsky V.M., Aktov A.V. (1990) Biomechanics of highly precise movements: the aiming process in air rifle shooting. *Journal of Biomechanics*, 23, Suppl. 1, 35–41.
- Zajac F.E. (1993) Muscle coordination of movement: a perspective. *Journal of Biomechanics*, Suppl. 1, 26, 109–124.
- Zajac F.E., Winter J.M. (1990) Modeling musculoskeletal movement systems: joint and body segmental dynamics, musculoskeletal actuation, and neuromuscular control, [In:] J.M. Winter, S. L-Y. Woo (ed.) *Multiple muscle systems: Biomechanics and movement organization*. Springer-Verlag, New York, 121–148.
- Zernicke R.F. (1996) Biomechanical insights into neural control of movement, [In:] L.B. Rowell, J.T. Shepherd (ed.) *Handbook of Physiology. Section 12: Exercise: Regulation and Integration of Multiple Systems*. Published for the American Physiological Society by Oxford University Press, 293–330.
- Zmysłowski W. (1983) Wybrane problemy syntezy sterowań w układzie motorycznym. *Prace Instytutu Biocybernetyki i Inżynierii Biomedycznej PAN*, 15, Warszawa.
- Zmysłowski W. (1991) Wybrane problemy sterowania ruchem dowolnym, [W:] J. Jagielski, W. Zmysłowski (red.) *Biosystemy*. WKŁ, Warszawa, 111–117.
- Żernicki B. (1980) *Mechanizmy działania mózgu*. Zakład Narodowy im. Ossolińskich, Wrocław.
- Żernicki B. (1986) *Czuwający mózg izolowany*. Zakład Narodowy im. Ossolińskich, Wrocław.



# 7

## Summary

The paper consists of two parts – theoretical and experimental. In the theoretical part it has been talked over the current state of investigations over explanation of mechanisms and results of motor control. The results of my own investigations have been presented in the second part.

Since the result of motor control is muscles stimulation – expressing itself in functional potential – it has been assumed that registering and analyzing EMG activity of muscles it is possible to observe results of motor control directly.

The aim of the paper was to find a pattern of EMG activity of muscles and to determine how a change in conditions of movement execution affects muscles stimulation, relying on different number of degrees of freedom of upper extremity and different speeds of hand in initial and final positions. Due to the criterion of speed, the manipulative movements which have been selected to be analysed belong to the classes of continuous movements.

Two experiments have been conducted at the same experimental setting, but shape and length of movements trajectory and both initial and final positions of segments of upper extremity have been changed. The part of strictly definite movement trajectory has been chosen for the analysis of muscles EMG activity. The following parameters of EMG activity were calculated: mean agonist and antagonist potentials, time of agonist and antagonist activities, time of increasing agonist activity to reach the maximum value, time of co-contraction.

The results of my own investigations and other authors' indicate a difference between temporary pattern of agonist and antagonist activities, which can depend on conditions of movement execution and aim of movement. The control of agonist activity shows certain constancy, whereas the control of antagonist activity depends on initial and final conditions of movements

of hand, as well as on numbers of freedom degrees of upper extremity. The speed of movement doesn't always affect temporary parameters of agonist activity significantly; however, it can change the temporary pattern of antagonist activity. One can suppose that motor control (across loop of feed-backs) depends on movement task, which means that the kinematic parameters of upper extremity and the kinematic parameters of movement have influence on organization of muscles stimulation. Besides, the functions of muscles and relations among them can change according to the conditions of movement execution and not always correspond with the analysis of components of torque moments which muscles can release in relation to the axis of rotation over which they are placed.

AWF WROCLAW  
Biblioteka Główna (NF)

7165/1 S