

STUDIA I MONOGRAFIE
AKADEMII WYCHOWANIA FIZYCZNEGO WE WROCŁAWIU

NR 78

STRATEGIA NAPĘDU MIĘŚNIOWEGO
W INTENSYWNYCH RUCHACH CYKLICZNYCH
PRZEDRAMIENIA

Jerzy Zawadzki



Wrocław 2005

Komitety Wydawniczy
Tadeusz Bober (przewodniczący), Bogusława Idzik (sekretarz),
Zbigniew Jethon, Ryszard Panfil, Jewgienij Pristupa, Zdzisława Wrzosek,
Edward Wlazło, Marek Zatoń

Recenzenci
Ryszard Maroński
Janusz Błaszczuk

Projekt okładki
Agnieszka Nyklas

Korektor
Stanisława Trela

Redaktor techniczny
Beata Irzykowska

© Copyright 2005 by Wydawnictwo AWF Wrocław

ISSN 0239-6009
ISBN 83-89156-38-5

Wydawnictwo Akademii Wychowania Fizycznego we Wrocławiu
51-617 Wrocław, ul. Banacha 11
Wydanie I. Druk: Poligrafia AWF we Wrocławiu

Spis treści

Ważniejsze symbole i oznaczenia	5
1. Wprowadzenie	7
1.1. Cel badań i hipotezy badawcze	14
2. Metoda i materiał badawczy	18
3. Charakterystyki kinematyczne cyklicznych ruchów zginania–prostowania stawu łokciowego	24
3.1. Ogólna charakterystyka maksymalnie intensywnych ruchów cyklicznych w stawie łokciowym	26
3.2. Zależność amplituda–częstotliwość maksymalna w ruchach cyklicznych przedramienia	31
3.3. Prędkość i przyspieszenie kątowe w ruchach cyklicznych przedramienia w stawie łokciowym	37
3.4. Energia kinetyczna w ruchach cyklicznych przedramienia w stawie łokciowym	44
4. Własności biomechaniczne układu ruchu człowieka przejawiane w działaniach cyklicznych	52
4.1. Kończyna górna jako układ mechaniczny opisany równaniem różniczkowym drugiego rzędu	52
4.2. Charakterystyka częstotliwościowa modelu kończyny a zależność doświadczalna amplituda–częstotliwość w ruchach cyklicznych	58
4.3. Własności częstotliwościowe modelu kończyny o parametrycznie sterowanej sztywności w stawie	69
4.3.1. Doświadczalna zależność sztywności w stawie łokciowym od naprężenia mięśni zginaczy i prostowników stawu	70
4.3.2. Charakterystyki modelu kończyny z wbudowanym mechanizmem parametrycznego sterowania sztywnością	75
5. Podsumowanie i wnioski	97
Bibliografia	103
Streszczenie	110
Summary	114

Ważniejsze symbole i oznaczenia

α	– współrzędna względna położenia kąтового stawu, $\alpha = \alpha_s - \alpha_0$
α_0	– kąt stawowy odpowiadający wartości środkowej zakresu ruchu w stawie
α_m	– amplituda ruchu kończyny lub jej modelu
α_M	– wartość maksymalna (możliwa do uzyskania w danych warunkach) amplitudy ruchu
α_{MAX}	– maksymalna wartość amplitudy ruchu w stawie, $\alpha_{MAX} \approx 1,2$ rad
α_s	– chwilowa wartość kąta stawowego
Δ	– przyrost, zmiana wartości
κ	– współczynnik przełożenia
B	– tłumienie
E	– energia
E_k	– energia kinetyczna
E_{kM}	– wartość maksymalna energii kinetycznej zaangażowanej w ruchu przedramienia
E_{km}	– amplituda zmian energii kinetycznej
E_p	– energia potencjalna
E_{ps}	– potencjalna energia sprężystości
E_c	– całkowita energia mechaniczna w układzie
EMG	– elektromiografia, także potencjał czynnościowy mięśni szkieletowych
EMD	– opóźnienie elektromechaniczne
f	– częstotliwość
f_M	– częstotliwość maksymalna możliwa do uzyskania w ruchu o amplitudzie α_M
f_{MAX}	– graniczna, maksymalna wartość częstotliwości ruchu w stawie
I	– moment bezwładności
I_s	– moment bezwładności ruchomej części stanowiska pomiarowego
I_k	– sumaryczny, wyznaczony względem osi poprzecznej stawu łokciowego moment bezwładności części ruchomych kończyny
I_c	– sumaryczny moment bezwładności kończyny i ruchomego elementu stanowiska pomiarowego
K	– sztywność
K_b	– tzw. sztywność bierna w stawie, widoczna przy zerowym naprężeniu mięśni zginaczy i prostowników stawu
K_s	– zastępcza sztywność w stawie zawierająca składnik zależny od naprężenia mięśni, traktowana jako parametr

M	– moment siły
M_m	– moment sił mięśniowych, amplituda momentu sił mięśniowych
M_{EMAX}	– maksymalny moment siły prostowników stawu łokciowego w statyce
M_{FMAX}	– maksymalny moment siły zginaczy stawu łokciowego w statyce
M_M	– amplituda momentu wymuszającego
M_k	– moment sił sztywności
M_N	– moment kierujący; składowa momentu siły nadająca kończynie przyspieszenie ε
M_t	– moment siły oporu ruchu (tłumienia)
M_0	– statyczny moment sił mięśni sterujący sztywnością w stawie
ω	– prędkość kątowa
ω_0	– częstość (pulsacja) drgań własnych nietłumionych $\omega_0 = \sqrt{K_s/I_c}$, także częstość rezonansowa
ω_d	– częstość drgań własnych tłumionych, dla której charakterystyka amplitudowo-częstotliwościowa układu z tłumieniem osiąga maksimum
ω_f	– pulsacja, częstość kołowa, $\omega_f = 2\pi f$
ω_m	– amplituda prędkości kątowej
ω_M	– wartość maksymalna amplitudy prędkości kątowej
ε	– przyspieszenie kątowe
ε_m	– amplituda przyspieszenia kątowego
ε_M	– wartość maksymalna amplitudy przyspieszenia kątowego
ϕ	– kąt przesunięcia fazowego
P	– moc
P_k	– moc wyznaczająca prędkość zmian energii kinetycznej
P_{kM}	– maksymalna moc zmian energii kinetycznej
P_{Wm}	– moc chwilowa rozwijana przez pobudzone mięśnie
P_p	– moc zmian energii potencjalnej
P_Q	– moc strat energii w układzie
P_t	– moc energii rozpraszanej przez tłumienie
t	– czas
T	– okres
Q	– energia strat rozpraszana przez tarcie i opory towarzyszące ruchom
τ_z, τ_p	– opóźnienie elektromechaniczne EMD
W	– praca
W_u	– praca użyteczna

1. Wprowadzenie

Znaczenie i funkcje ruchu w życiu człowieka na przestrzeni lat podlegały stopniowym zmianom w ślad za zmieniającymi się warunkami życia zachodzącymi wraz z rozwojem cywilizacyjnym i towarzyszącym mu postępem technicznym. Działalność człowieka realizuje się w trzech obszarach, skupionych wokół trzech rodzajów wykorzystywanego tworzywa. Może ono przybierać postać materii, energii bądź informacji. Pierwotnie uwaga oraz wysiłek człowieka skierowane były na przekształcanie materii, do czego wykorzystywał on energię własnych mięśni, co wiązało się z koniecznością podejmowania intensywnej aktywności ruchowej. Skuteczność takich działań silnie uzależniona była od sprawności ruchowej, która dodatkowo stanowiła główny środek obrony przed zagrożeniem ze strony świata zewnętrznego, często warunkujący możliwość przeżycia. Wraz ze wzrostem poziomu wiedzy i wynikającej stąd umiejętności korzystania z pozaustrojowych źródeł energii (czemu towarzyszyło rozszerzanie się obszaru panowania człowieka nad światem) w działaniu człowieka stopniowemu osłabieniu ulegał związek między jego sprawnością ruchową a skutecznością podejmowanych działań. Proces ten nabrał szczególnego tempa w XIX i na początku XX wieku, który to okres nie bez kozery zyskał miano epoki pary i elektryczności. Dzięki uzyskanemu w ten sposób dostępowi do źródeł energii, o zasobach praktyczne przekraczających aktualne potrzeby, dokonała się fundamentalna zmiana w metodach działalności wytwórczej człowieka, przesuwająca obszar głównej aktywności człowieka z dziedziny rękodzielniczego przetwarzania materii w sferę działalności skierowanej na zdobywanie i przetwarzanie energii. Kolejnym etapem w rozwoju cywilizacyjnym w sposób istotny zmieniającym warunki życia znacznej części społeczności „świata cywilizowanego”, a będącym skutkiem opanowania świata materii i energii, są czasy współczesne, które bez wątpienia uznać można za początek ery informatycznej. Świadczyć o tym mogą chociażby zmiany zachodzące w strukturze zatrudnienia, polegające na przesuwaniu się coraz większych grup pracowniczych z działalności stricte wytwórczej w sferę aktywności związanej ze sterowaniem i kontrolą procesów wytwarzania, co polega na przetwarzaniu informacji. Wraz z postępem cywilizacyjnym zmianie ulegały warunki życia coraz większych grup ludności. Zmiany te polegały na ogólnej poprawie poziomu bezpieczeństwa, komfortu i wygody życia, coraz szerszym dostępie do narzędzi, środków transportu oraz wiedzy. Jednocześnie pociągały za sobą redukcję obszarów działalności stwa-

rzających w sposób naturalny konieczność podejmowania aktywności ruchowej. Szczególnie wyraźnie tendencja ta uwidoczniła się z końcem XX wieku, kiedy rozdzźwięk między tempem rozwoju technologicznego a możliwościami adaptacyjnymi do nowych i gwałtownie zmieniających się warunków życia wywołał pojawienie się nowych zagrożeń określanych mianem chorób cywilizacyjnych. Część z nich w sposób bezpośredni wywodzi się z niezaspokojonej, w stopniu wystarczającym, naturalnej potrzeby ruchu. Świadomość istnienia tych zagrożeń tłumaczy obserwowany w ostatnich latach wzrost zainteresowania zarówno podejmowaną w sposób czynny działalnością ruchową, jak i poznawczą stroną zagadnień związanych z ruchem ciała człowieka. Oczywiście i w latach wcześniejszych człowiek podejmował działania oparte na aktywności ruchowej, które nie miały wymiaru bezpośredniej korzyści praktycznej. Przyjmowały one formę współzawodnictwa sportowego, które w zhumanizowanej formie, pozbawionej pierwiastka destrukcji, pozwalało realizować naturalną potrzebę rywalizacji. Znakiem czasów współczesnych jest pojawienie się nowych dyscyplin sportu, pozbawionych nawet owego pierwiastka rywalizacji. Dyscypliny te oraz ich uprawianie wiążą się bowiem wyłącznie z aspektem zdrowotnym aktywności ruchowej, a za cel stawiają sobie poprawę ogólnej wydolności organizmu, a za tym i poczucia jakości życia. Przykładem takiej nowej dyscypliny sportowej może być jedna z wielu popularnych obecnie odmian aerobiku czy joggingu. Obserwowany w końcu XX wieku intensywny rozwój nauk zajmujących się aktywnością ruchową człowieka wynikał nie tylko ze wzrostu zainteresowania zdrowotną stroną oddziaływania ruchu na stan organizmu człowieka, lecz również w stopniu co najmniej równorzędnym wiązał się z rozwojem metod i technik pomiarowych (np. tomografia komputerowa zezwalająca na bezinwazyjny pomiar rozkładu masy we wnętrzu żywego organizmu), upowszechnienia komputera PC jako narzędzia obróbki informacji, a także rewolucyjnych zmian w sposobach komunikacji i dostępie do informacji, jakie dokonały się za sprawą Internetu. Rozwój tych nauk, oprócz znaczenia poznawczego czy zdrowotnego, niesie również wyraźne korzyści o charakterze praktycznym. Bowiem jak to się niejednokrotnie okazało znaczna część „wynałazków” przypisywanych sobie przez człowieka na długo wcześniej bywała z powodzeniem wykorzystywana w świecie natury. Spośród licznych przykładów takich wynalazków, będących powtórzeniem lub naśladownictwem (często nieświadomym) rozwiązań istniejących w przyrodzie, wymienić można np. radar i echosondę, których działanie oparte jest na zasadzie wykorzystywanej przez delfiny i nietoperze, napęd odrzutowy od tysięcy lat używany skutecznie przez mątwy i szczeżuje, lekkie konstrukcje strunobetonowe naśladujące budowę żdźbła trawy, metody analizy obrazu stosowane we współczesnych

badaniach astronomicznych podobne do sposobu widzenia żaby i w końcu eksperymenty ze sztucznymi sieciami neuronowymi stanowiącymi świadome naśladownictwo natury. W ten nurt wpisuje się również biomechanika zajmująca się głównie, choć nie wyłącznie, zjawiskami z dziedziny mechaniki zachodzącymi w świecie obiektów biologicznych.

Zainteresowanie problematyką związaną z ruchem człowieka i zwierząt datuje się od czasów antycznych, jednak ze względu na skromny zasób wiedzy ogólnej o świecie i rządzących w nim prawach, jak również brak odpowiednich narzędzi pomiarowych, wiedza o ruchu organizmów żywych w owych czasach miała charakter opisowy. Ten stan rzeczy utrzymywał się praktycznie do drugiej połowy XIX wieku, kiedy to prace, prowadzone przez Muybridge'a (1830–1904) i Mareya (1838–1904), polegające na wykorzystaniu fotografii cyklicznej do rejestracji przebiegu ruchu w czasie umożliwiły przejście od metod opisu jakościowego do ilościowego, posługującego się językiem liczb. Dzięki temu pojawiła się możliwość podjęcia matematycznej analizy ruchu człowieka (Asmussen 1975), co dało początek rozważań nad ruchem organizmów żywych traktowanym jako zjawiska ze świata mechaniki. Prace Muybridge'a i Mareya oraz Braune'a (1831–1892) i Fishera, które stanowiły podwaliny dla konstrukcji fizykalnych modeli układu ruchu człowieka, można zatem uznać za narodziny współczesnej biomechaniki. Kolejnym impulsem w sposób istotny przyspieszającym jej rozwój były – ogłoszone w latach 20. ubiegłego wieku – wyniki badań Hilla (1886–1977) i Fenna (1893–1971) poświęconych aspektom energetycznym skurczu mięśni szkieletowych. Otworzyły one nowy obszar badań biomechanicznych związany z problematyką zasilania ruchu, jego efektywności energetycznej oraz sterowania jego przebiegiem. Dzięki znajomości charakterystyk mięśni szkieletowych możliwe stało się podjęcie rozważań nad ruchem ciała człowieka, rozpatrywanym w kategoriach zależności przyczynowo-skutkowych, w sposób ścisły odwołujących się do właściwości mięśni, jako źródła jego napędu.

Większość zagadnień współczesnej biomechaniki, jako mające związek z ruchem i właściwościami aparatu ruchowego człowieka, wiąże się w sposób oczywisty, choć często pośredni, z naturą, charakterem i przebiegiem przemian energetycznych, jakie w nim zachodzą. Wśród metod analizy dynamicznej układów fizycznych stosowanych w mechanice klasycznej używane są również tzw. metody energetyczne, pozwalające na wyprowadzenie równań ruchu analizowanego układu na podstawie bilansu energetycznego. Do metod energetycznych zaliczana jest także szeroko stosowana, ze względu na swoją uniwersalność, metoda równań Lagrange'a (Cannon 1973). W analizie zachowań ruchowych człowieka, którego aparat ruchu wyposażony jest w napęd o stosunkowo niewielkiej wydajności energetycznej, istotnym zagadnieniem staje się

sposób i efektywność wykorzystania jego potencjału. Problematyka ta nabiera szczególnego znaczenia w odniesieniu do działań długo trwających, jednocześnie wymagających relatywnie dużych nakładów energetycznych. Ruchy ciała człowieka w takich warunkach najczęściej realizowane są w formie działania o charakterze cyklicznym, co wiąże się m.in. z ograniczonym przedziałem zmian kątów stawowych wyznaczającym dostępny zakres ruchów w stawie, a w części także ze wspomnianą wcześniej niską wydajnością energetyczną napędu mięśniowego. Działanie cykliczne polega na powtarzanym w czasie odtwarzaniu pewnego schematu ruchowego, co czyni je podobnym do zjawisk o przebiegu periodycznym. Ze względu jednak na właściwą wszelkim rodzajom aktywności człowieka, relatywnie niską powtarzalność, przebieg tych ruchów nie może być uznany za periodyczny w sensie ścisłym, dlatego też, jako bliższe rzeczywistości, stosowane jest w odniesieniu do nich określenie „ruchy cykliczne”. Elementu powtarzalności można bez trudu doszukać się w wielu, często odległych, rodzajach działań ruchowych: od najprostszych, realizowanych w pojedynczych stawach, jakim jest np. zucie, poprzez bardziej złożone, jak wbijanie młotkiem długiego gwoźdźca, aż po najbardziej skomplikowane, wymagające zaangażowania całego układu ruchu, z czym mamy do czynienia w chodzie, biegu czy innych rodzajach ruchów lokomocyjnych. Cechą wspólną przeważającej większości przykładów cyklicznych ruchów ciała człowieka jest to, że powstają one w wyniku złożenia działań ruchowych o zmiennym zwrocie, a realizowanych w pojedynczych stawach. Wymaga to sekwencyjnego i najczęściej naprzemiennego angażowania antagonistycznych grup mięśni pełniących w nich funkcje ruchowe. W takiej sytuacji koszt energetyczny, niezbędny do realizacji ruchu, rozkłada się między obie grupy mięśni, które w wyniku cyklicznie powtarzającej się działalności wykonują pracę mechaniczną, zmieniając w ten sposób wartość energii mechanicznej poruszanego układu. Dodatkowo należy tu zwrócić uwagę, że mięśnie zaangażowane w działanie o takim charakterze podlegają cyklicznym zmianom długości, gdzie po fazie aktywnego skurczu następuje faza wydłużenia, często również w stanie pobudzonym (Potvin 1997). Stwarza to dogodne warunki do wykorzystania w realizacji ruchu sztywności odkształcanych tkanek i związanej z nią wewnętrznej energii sprężystości.

Za najbardziej powszechny rodzaj cyklicznej aktywności ruchowej człowieka bez wątpienia należy uznać lokomocję z chodem i biegiem na czele. Zrozumiałe zatem jest zainteresowanie, jakie te rodzaje ruchu wzbudzają. Przykładowo Vaughan (2003) doliczył się ponad 7000 publikacji z dziedziny biomechaniki chodu. Mimo tak bogatego piśmiennictwa poświęconego temu zagadnieniu nie udało się dotychczas stworzyć jednoznacznej i powszechnie uznanej teorii wyjaśniającej mechanizm chodu dwunożnego. Przyczyny takiego

stanu rzeczy są stosunkowo łatwe do ustalenia. Główna z nich to oczywiście złożoność samego zjawiska, wymagającego skoordynowanego zaangażowania niemal całego układu ruchu, co oznacza sterowanie biomechanizmem o liczbie stopni swobody przekraczającej 200, dodatkowo poddanego działaniu sił zewnętrznych (siła grawitacji, siły reakcji podłoża). Poszukiwanie odpowiedzi na pytania o charakterze podstawowym lub odwołujące się do wiedzy o takim charakterze, na podstawie obserwacji zachowań układu o znacznym stopniu złożoności wydaje się rzeczą co najmniej trudną. Dodatkową trudność, którą należałoby rozwiązać w pierwszej kolejności, stanowi tu nie do końca poznany i wyjaśniony mechanizm wykorzystywany w realizacji autonomicznych (czyli odbywających się bez udziału sił zewnętrznych) ruchów cyklicznych wykonywanych w pojedynczych stawach. Skutkiem tego teorie formułowane na użytek analizy chodu i biegu mają charakter postulatywny i sprowadzają się najczęściej do opisu relacji ilościowych, odnoszących się do związków kinematycznych (Saito i wsp. 1974, Shapiro i wsp. 1981, Bober 1985, Willems i wsp. 1995, Riley i wsp. 2001, Selles i wsp. 2001) czy energetycznych (Zarrugh i wsp. 1974; Bianchi i wsp. 1998, Cavagna i wsp. 2000; Donelan i wsp. 2002). Wspólną cechą obserwowaną w większości złożonych działań ruchowych człowieka o przebiegu cyklicznym jest występujący w nich związek między jednostkowym wydatkiem energetycznym a częstotliwością ruchu. Związek ten zwykle przyjmuje postać zależności wykazującej wyraźne minimum zlokalizowane w pobliżu środkowej części dostępnego pasma częstotliwości. Zależność podobną obserwowano w biegu (Zarrugh i wsp. 1974), chodzie (Hreljac i Martin 1993), a także w trakcie pedałowania (Martin i wsp. 2000, Martin i Spirduso 2001). Charakter tej zależności tylko częściowo może być wyjaśniany na gruncie charakterystyk mocy mięśni (np. moc w zależności od prędkości skurczu), zwłaszcza w zakresie małych częstotliwości ruchu, którym odpowiadają niewielkie prędkości skracania mięśni. Dlatego też ta szczególna postać omawianej krzywej kojarzona jest nie tylko z możliwością udziału w rozważanych ruchach energii potencjalnej pola grawitacyjnego, lecz również z jej formą związaną ze sztywnością w układzie ruchu (Farley i Gonzalez 1996). Znaczący udział tej postaci energii w ruchach ciała człowieka stwarza dogodną okoliczność dla ujawniania się w pewnych sytuacjach zjawisk o charakterze zbliżonym do rezonansu mechanicznego (Morawski i Wojcieszak 1978, Holt i wsp. 1990, Wagenaar i wsp. 2000).

Całkowita energia mechaniczna zaangażowana w ruch ciała człowieka stanowi sumę energii kinetycznej i potencjalnej. Ta ostatnia może występować jednocześnie jako potencjalna energia sprężystości oraz jako energia potencjalna pola grawitacyjnego, co ma miejsce w ruchach dokonujących się z udziałem sił grawitacji, np. w większości ruchów lokomocyjnych. Na ogół

energia pola grawitacyjnego może być uznana za stosunkowo łatwą do zmierzenia, zatem i do wydzielenia w jawnej postaci z bilansu energetycznego, niestety nie stanowi to ułatwienia dla możliwości pomiaru czy choćby oszacowania udziału wewnętrznej energii sprężystości. Przyczyną takiego stanu rzeczy jest nie do końca wyjaśniona i rozpoznana z poznawczego punktu widzenia problematyka wpływu sztywności tkanek na przebieg ruchów w stawach. Częściowo związane to jest również z techniczną stroną jej pomiaru. Zainteresowanie udziałem tzw. energii elastyczności datuje się od wczesnych lat 70. ubiegłego wieku i początkowo wynikało ono z analiz sprawności energetycznej układu ruchu w chodzie i biegu (Thys i wsp. 1972; Cavagna i wsp. 1976). W latach późniejszych podejmowano próby pomiaru sztywności w stawach, na ogół posługując się techniką pomiarową opartą na procedurach identyfikacji. Wyniki, jakie uzyskiwano, były silnie zróżnicowane, skutkiem czego mogły wzbudzać wątpliwości co do swojej wiarygodności. Przykładowo mierzona w ten sposób sztywność w stawie łokciowym mogła zawierać się w przedziale od $2 \text{ N} \cdot \text{m/rad}$ (MacKay i wsp. 1986) do $105 \text{ N} \cdot \text{m/rad}$ (Lacquaniti i Maioli 1989). Za sprawą tego niepełnego rozpoznania zjawiska sztywności w stawach, analizy ruchu ciała człowieka prowadzone w oparciu o pomiary kinematyki zwykle wymagają uproszczeń, polegających na pominięciu wewnętrznej energii potencjalnej w ogólnym bilansie energetycznym. Szczególnie wyraźnie widoczne to jest w rozważaniach poświęconych ruchom złożonym, wymagającym jednoczesnego zaangażowania kilku stawów. Analizy te jako niepełne i zubożone nie dają możliwości odpowiedzi na szereg istotnych pytań związanych z napędem i realizacją ruchów ciała człowieka, a niekiedy prowadzić mogą również do błędnych wniosków (Neptune i van den Bogert 1998). W tej sytuacji podstawowym problemem wymagającym wyjaśnienia wydaje się zagadnienie własności układu ruchu związanych ze sterowaniem i zasilaniem izolowanych ruchów cyklicznych wykonywanych w pojedynczych stawach.

Wartość potencjalnej energii sprężystości zależna jest od sztywności w stawie oraz „odkształcenia” tkanek, które jest funkcją współrzędnej położenia w stawie. Z kolei energia kinetyczna związana z ruchem w stawie zależna jest od bezwładności poruszającej się struktury oraz prędkości tego ruchu. Przyjmując istnienie możliwości przemian jednej postaci energii w drugą należy spodziewać się, że przynajmniej częściowo amplituda ruchu cyklicznego będzie wiązać się z maksymalną wartością rozwijanej w nim prędkości. Związek ten powinien być tym silniejszy, im większy będzie udział energii potencjalnej w całkowitej energii mechanicznej układu. Z kolei wartość zaangażowanej w ruch energii sprężystości zależna jest od sztywności w stawie, a ta zaś nie ma stałej i określonej wartości, lecz może ulegać zmianom. Wska-

zują na to wyniki badań Gottlieba i Agarwala (1988), Feldmana (1980), Hofa (1988), Shadmehra i Arbiba (1992), a także własnych (Zawadzki i Kornecki 1988). W świetle ustaleń w nich zawartych sztywność zespołów stawowo-mięśniowych zależna jest głównie od stanu naprężenia oraz wydłużenia mięśni obsługujących staw. Zależność ta charakteryzowana jest jako nieliniowa, o nachyleniu rosnącym wraz ze wzrostem wydłużenia mięśni (Feldman 1980), oraz wartością ich naprężenia (Shadmehr i Arbib 1992). Powyższa właściwość wskazuje na możliwość wykorzystania współskurczu mięśni antagonistycznych dla oddziaływania na aktualną wartość sztywności w stawie (*tamże*), a przez to również na poziom potencjalnej energii sprężystości zaangażowanej w ruch. Obecność tej postaci energii pozwala bowiem na zmniejszenie wydatku energetycznego ponoszonego przez mięśnie zasilające ruch w stawie, a związanego z koniecznością zmian energii kinetycznej poruszanej struktury. Jednocześnie przez wpływ na wartość sztywności w stawie uzyskuje się możliwość kontrolowanego i celowego oddziaływania na częstotliwość drgań własnych układu stawowo-mięśniowego, a przez to również na wykorzystywanie efektu rezonansu mechanicznego do minimalizacji kosztu energetycznego ruchu. Może to z kolei prowadzić do maksymalizacji jego efektywności w sensie kinematyki. Potwierdzenia sformułowanego powyżej przypuszczenia należałoby szukać w oparciu o pomiary charakterystyk typu częstotliwościowego prowadzone dla ruchów cyklicznych. Niestety i w tej wydawałoby się podstawowej i stosunkowo łatwej do empirycznego zweryfikowania sprawie dane literaturowe nie przynoszą jednoznacznego rozstrzygnięcia. Istnieją bowiem wyniki opracowań wskazujących na liniowy, malejący charakter związku amplitudy ruchu z jego częstotliwością (Feldman 1980, Peper i Beek 1998, Post i wsp. 2000), inne sugerują, że związek ten może mieć postać zależności typu hiperbolicznego (Beek i wsp. 1996), są też i takie, choć nieliczne, wedle których ma on charakter rosnący (Kadar i wsp. 1993). Wydaje się, że główną przyczyną tych niejednoznaczności (oraz podobnych wyłaniających się z analiz ruchów złożonych typu chód i bieg) jest nieuwzględnienie w nich czynnika intensywności zaangażowania aparatu ruchu. Znaczenie tego w najprostszy sposób można zobrazować na przykładzie ruchu wykonywanego w pojedynczym stawie. Załóżmy, że chcemy uruchomić w nim ruch cykliczny o pewnej niewielkiej amplitudzie (mniejszej niż maksymalna, równa połowie zakresu ruchu w stawie). Łatwo zauważyć, że działanie ruchowe w przyjętym zakresie kąta stawowego może być realizowane z częstotliwością bardzo małą, bliską zera, co wymagać będzie stosunkowo niewielkiego wysiłku lub też (zachowując tę samą wartość amplitudy) z częstotliwością wyższą, jednocześnie z większym wysiłkiem ze strony czynnego układu ruchu. Przy zachowaniu stałej amplitudy częstotliwość ruchu możemy zwiększać do pewnej

granicy, której przekroczenie nie jest już możliwe bez zmiany (zmniejszenia) amplitudy ruchu. Podobnie w przypadku ruchu z maksymalną częstotliwością chęć zwiększenia jego amplitudy pociągać musi za sobą konieczność zmniejszenia jego częstotliwości. Idąc dalej, należy oczekiwać, że amplituda i maksymalna częstotliwość ruchu, jaką dla niej można uzyskać, będą ze sobą powiązane pewną zależnością, stanowiącą podstawową charakterystykę napędu mięśniowego przejawianą w działaniu cyklicznym. W działaniach o intensywności zaangażowania mniejszej niż maksymalna związki te nie będą widoczne. Te dość łatwe do zaobserwowania prawidłowości nie zostały w dotychczasowej literaturze ani w sposób jednoznaczny zbadane i opisane, ani też wyjaśnione od strony zjawisk składających się na ich przyczyny. Bez wyjaśnienia zasygnalizowanych tu związków i ich źródeł w odniesieniu do pojedynczych stawów nie sposób oczekiwać wytłumaczenia analogicznych relacji obserwowanych w ruchach złożonych, angażujących struktury zawierające kilka stawów.

Powyższe rozważania i zawarte w nich pytania i wątpliwości skłoniły autora do podjęcia własnych badań dotyczących właściwości układu ruchu człowieka przejawianych w ruchach cyklicznych. Ze względu zaś na czytelność obserwacji i w dążeniu do zapewnienia jednoznaczności ich wyników za obiekt badań przyjęto staw łączący dwa możliwie długie człony, o prostych funkcjach ruchowych, i dający łatwą możliwość odizolowania go od wpływów sił grawitacji, czyli staw łokciowy.

1.1. Cel badań i hipotezy badawcze

Przyjmując zatem, że ruchy o charakterze cyklicznym stanowią szczególnie, odrębny, specyficzny i często wykorzystywany rodzaj działalności motorycznej człowieka, podjęto problem badawczy, którego celem jest:

- jednoznaczne wyjaśnienie wątpliwości co do istnienia i charakteru związków między obrazem kinematyki ruchu a jego częstotliwością,
- określenie znaczenia sztywności w stawie i jej wpływu na realizację ruchów cyklicznych,
- wyjaśnienie znaczenia udziału potencjalnej energii sprężystości w ruchach cyklicznych w odwołaniu do ilościowej analizy zjawiska,
- stworzenie obrazu wyjaśniającego charakterystyczne cechy procesu sterowania ruchami o przebiegu cyklicznym.

Na podstawie rozważań wstępnych w związku z postawionym celem badań sformułowano następujące hipotezy badawcze:

Hipoteza 1. O związku między maksymalnymi wartościami amplitudy i częstotliwości wykonywanego w stawie ruchu o charakterze cyklicznym.

Częstotliwość ruchu wykonywanego w stawie zawierać się może w pewnym przedziale, wyznaczonym przez dolną i górną częstotliwość graniczną. Dolna częstotliwość graniczna praktycznie bliska jest zera, z kolei górna zależna jest od właściwości układu ruchu realizującego napęd ruchu za pomocą momentów sił mięśniowych i dostarczanej, w wyniku wykonywanej przez nie pracy, niezbędnej energii mechanicznej. Wobec wzajemnych związków występujących pomiędzy wartością wyzwalanego momentu siły mięśniowej, rozwijaną mocą i prędkością ruchu w stawie należy oczekiwać, że w ruchowym działaniu cyklicznym zależności te ujawniać się będą w postaci jednoznacznego i typowego związku między amplitudą i maksymalną częstotliwością ruchu.

Hipoteza 2. Odnosząca się do charakteru zależności amplituda–częstotliwość maksymalna w ruchach cyklicznych.

Parametry kinematyczne cyklicznego ruchu wykonywanego w stawie zależne są od całkowitej energii mechanicznej poruszającej się kończyny. Ta zaś jest funkcją mocy rozwijanej przez napędzające ruch mięśnie szkieletowe. Maksymalna moc wyzwalana przez pobudzony mięsień szkieletowy ma wartość ograniczoną i dodatkowo zależną, np. od jego prędkości skracania. W odniesieniu do mięśni działających w stawie moc tę wyznacza iloczyn momentu siły mięśniowej i chwilowej wartości prędkości kątowej ruchu. Ze wzrostem częstotliwości ruchu skróceniu ulega czas trwania faz aktywnej działalności mięśni napędzających ruch. Dla zachowania stałej amplitudy ruchu oznaczać to może konieczność wyzwalania większych wartości przyspieszeń kątowych w stawie, zatem zwiększenia wartości składowej momentu siły mięśniowej pokonującej bezwładność poruszanego członu, przy jednocześnie wzroście amplitudy prędkości kątowej ruchu. Ponieważ w świetle np. zależności Hilla warunki powyższe są wzajemnie sprzeczne, należy spodziewać się, że przynajmniej w części – zwłaszcza górnej – pasma częstotliwości zwiększenie częstotliwości ruchu dokonuje się kosztem zmniejszenia jego amplitudy. Innymi słowy, należy oczekiwać, że co najmniej w zakresie wysokich częstotliwości związek maksymalnej amplitudy ruchu z częstotliwością jest opisany funkcją malejącą, mającą charakter zależności typu odwrotnego.

Hipoteza 3. O wykorzystaniu sztywności w stawie i związanej z nią energii sprężystości w ruchach o charakterze cyklicznym.

Udział potencjalnej energii sprężystości odkształcanych tkanek podatnych jest wiązany z działaniem ruchowym angażującym wysiłek mięśniowy realizowany według następstwa: rozciągnięcie–skurcz. Główna korzyść, jaką daje ten sposób wykonywania ruchów, przypisywana jest możliwości sumowania się potencjalnej energii sprężystości zgromadzonej w fazie „rozciągnięcia”

z energią metabolizmu wyzwalaną w fazie skurczu, dzięki czemu wykonana w ten sposób praca może uzyskiwać wartości wyższe niż w działaniu o charakterze czysto koncentrycznym. W realizowanym w stawie ruchu cyklicznym w sposób powtarzalny i niejako trwały w czasie zachodzi odtwarzanie działania typu „rozciągnięcie–skurcz”, a ponadto angażowane w nim są przemiennie obie działające w stawie antagonistyczne grupy mięśni. Stwarza to potencjalną możliwość wyraźnego zwiększenia udziału energii sprężystości w porównaniu z ruchem opartym na jednorazowym odtworzeniu akcji rozciągnięcie–skurcz. Oczekuje się zatem, że efekty znaczącego udziału energii sprężystości w ruchach cyklicznych znajdą swoje odzwierciedlenie w obrazie charakterystyk rozważanych ruchów.

Hipoteza 4. O sterowaniu sztywnością w stawie i minimalizacji wydatku energetycznego przez minimalizację zmian całkowitej energii mechanicznej zaangażowanej w ruchu.

Użyteczna część kosztu energetycznego, niezbędnego do realizacji jednego cyklu ruchu o quasi-periodycznym charakterze, dana jest sumą zmian całkowitej energii mechanicznej poruszanego układu zachodzących w czasie jednego okresu ruchu. Z kolei całkowita energia mechaniczna stanowi sumę energii kinetycznej poruszających się elementów układu ruchu oraz energii potencjalnej, która w ruchach autonomicznych, wykonywanych w stawie bez udziału sił i momentów sił zewnętrznych, przyjmuje postać energii sprężystości, związanej z ujawnianą w stawie sztywnością. Natura ruchów cyklicznych stwarza dogodne warunki dla dokonywania się w trakcie ich trwania wzajemnych przemian energii potencjalnej w kinetyczną, a tej ponownie w potencjalną. Podlegająca tym przemianom część energii mechanicznej, biorąc udział w realizacji ruchu nie obciąża jego kosztu energetycznego. W skrajnym przypadku, gdy energia kinetyczna w całości przechodzi w energię potencjalną, a ta w całości ponownie w kinetyczną, to ruch dokonuje się z minimalnym nakładem energetycznym, związanym wyłącznie z koniecznością pokonania oporów ruchu, przy zerowym wydatku energii na zmiany jego parametrów kinematycznych. Oznacza to, że efektywność wykorzystania własności energetycznych czynnego układu ruchu zależeć będzie od wzajemnych relacji między wartościami maksymalnymi energii kinetycznej i potencjalnej. Potencjalna energia sprężystości, związana z wykonywanym w stawie ruchem, zależna jest od współrzędnej kątowej opisującej położenie w stawie oraz zastępczej sztywności odkształczanych tkanek. Sztywność ta, wiązana głównie z właściwościami działających w stawie zespołów ścięgnowo-mięśniowych, może ulegać zmianom, wykazuje bowiem zależność zarówno od rozmiarów odkształceń, jak i stanu napięcia mięśni. Oczekuje się, że właściwość ta może być w sposób zamierzony i celowy wykorzystywana jako środek służący mini-

malizacji nakładów energetycznych w ruchach o określonych parametrach lub prowadzący do maksymalizacji efektu ruchowego przy określonym wydatku energii. Działanie takie można by uznać za kolejną przesłankę wskazującą na nadrzędność i jednocześnie uniwersalność kryterium minimalizacji nakładów jako podstawy wyboru sposobu napędu (sterowania) w ruchach cyklicznych.

Hipoteza 5. O ruchu cyklicznym jako ruchu drgającym z częstotliwością własną.

Możliwość wykorzystania kontroli sztywności w stawie w celu minimalizacji kosztu energetycznego w cyklicznym działaniu ruchowym pozwala sformułować hipotezę odnoszącą się do jego charakteru, wyrażającego się w cechach właściwych dla ruchu drgającego wykonywanego z częstotliwością drgań własnych. Częstotliwość ta może być przestrajana przez zmianę sztywności w stawie, zatem postulowany rezonansowy charakter ruchu powinien być obserwowany co najmniej w części pasma dostępnych częstotliwości. Należy spodziewać się, że parametry kinematyczne ruchów o ustalonym przebiegu wykonywanych w omawianym przedziale częstotliwości związane będą wzajemnymi zależnościami typowymi (lub zbliżonymi do typowych) dla drgań własnych, pozostając jednocześnie we właściwych relacjach względem parametrów rozważanego układu (głównie bezwładności i sztywności w stawie). Szczególnie cennym (ze względu na swoją dostępność) źródłem obserwacji stanowiących podstawę weryfikacji tej hipotezy mogą być zależności fazowe występujące między wielkościami kinematycznymi, opisującymi przebieg ruchu w stawie, a poziomem aktywności elektrycznej (EMG) głównych mięśni zaangażowanych w realizację napędu ruchu.

2. Metoda i materiał badawczy

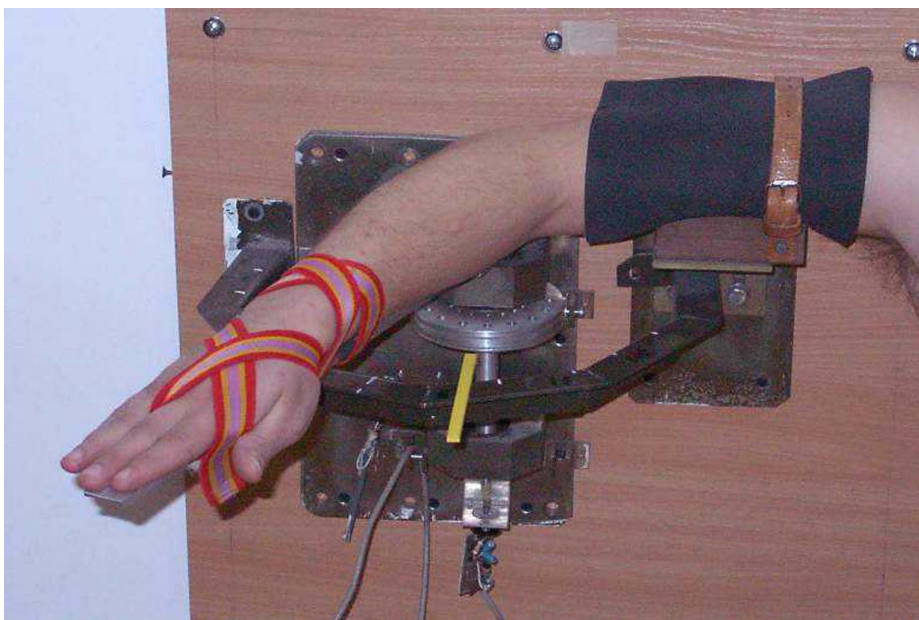
W ogólnym ujęciu podjęty problem badawczy wiąże się z własnościami układu ruchu człowieka przejawianymi w autonomicznym, wykonywanym z maksymalną intensywnością działaniu ruchowym o specyficznym, powtarzalnym w czasie przebiegu. Autonomia działania oznacza, że obserwowany ruch dokonuje się pod wpływem sił i momentów sił wewnętrznych względem układu ruchu, bez jakiegokolwiek udziału sił i momentów pochodzących z zewnątrz. Takie postawienie problemu badawczego stwarza charakterystyczną i typową dla biomechaniki trudność, wynikającą z natury badanych przez nią obiektów, a polegającą na znacznym ograniczeniu obserwowalności procesów zachodzących w ich wnętrzu. Doskonałym przykładem ilustrującym ten rodzaj niedogodności jest praktycznie do dziś nierozwiązany, w sposób satysfakcjonujący, problem pomiaru momentów sił mięśniowych w stawach w warunkach dynamiki. Problem ten jest główną przeszkodą utrudniającą możliwość sformułowania ogólnego modelu podstawowego, funkcjonalnego ogniwa struktury układu ruchu, jakim jest staw wyposażony w napęd mięśniowy. Ten stan rzeczy powoduje, że znaczna część współczesnych badań poświęconych własnościom układu ruchu dotyczy zagadnień identyfikacji, bądź też analiz opartych na sposobie rozumowania właściwym dla tzw. odwrotnego zagadnienia biomechaniki. W prezentowanej pracy posłużono się metodami należącymi do obu tych nurtów, które wsparto dodatkowo elementami z dziedziny modelowania.

Przedmiotem części pomiarowej eksperymentu były ruchy cykliczne o maksymalnej intensywności, wykonywane w stawie łokciowym. Maksymalna, czy bliska maksymalnej, intensywność oznacza tu taki sposób wykonywania ruchu, w którym dla danej amplitudy jego częstotliwość jest największa lub odwrotnie, dla danej częstotliwości amplituda ruchu ma wartość maksymalną. Ruchy cykliczne wykonywane w stawach, mających z natury ograniczoną ruchomość, dokonują się w obszarze kąta stawowego będącego częścią zakresu ruchu stawu, w skrajnym przypadku wypełniając go w całości. Skutkiem tego mają one postać ruchu o zmiennym – w sposób powtarzalny w czasie – kierunku i są wykonywane wokół pewnego położenia opisanego wartością środkową α_0 wykorzystywanego przedziału kąta. Ustalając warunki eksperymentu przy wyborze położenia środkowego α_0 , kierowano się z jednej strony potrzebą uzyskania maksymalnego zakresu amplitud wykonywanych w stawie ruchów,

z drugiej zaś jego lokalizacją, możliwie bliską pozycji tzw. równowagi biernej, oznaczającej neutralne położenie kończyny w stawie, występujące przy braku pobudzenia działających w nim mięśni. Wartość kąta równowagi biernej dla stawu łokciowego wynosi $1,85 \pm 0,17$ rad (Wiegner i Watts 1986). Ostatecznie przyjęto, że rozważane będą ruchy wykonywane wokół kąta środkowego $\alpha_0 \approx 1,8$ rad.

Dla odizolowania badanej kończyny i ruchów przez nią wykonywanych od wpływów siły grawitacji posłużono się powszechnie w podobnych sytuacjach stosowanym wybiegiem, polegającym na takim usytuowaniu badanego stawu w przestrzeni, aby płaszczyzna jego ruchu była prostopadła do linii sił pola grawitacyjnego, czyli pozioma (Kędzior 1978, Sherwood i wsp. 1988, Jarić i wsp. 1997, Langenberg i wsp. 1998). W omawianym przypadku skutek ten uzyskano w wyniku odwiedzenia kończyny w stawie ramiennym o kąt równy $\pi/2$. Pełną izolację układu ruchu badanej kończyny od wpływów grawitacji, obejmującą również działanie antygravitacyjne mięśni (głównie stawu ramiennego, z których np. głowa długa mięśnia dwugłowego ramienia jest zginaczem stawu łokciowego oraz jednocześnie bierze udział w odwodzeniu ramienia), zapewniono, wykorzystując własności stanowiska pomiarowego, zezwalające na podparcie każdego z trzech segmentów kończyny.

Pokazane na fotografii 1 stanowisko oprócz funkcji pomiarowej spełniało również rolę stabilizacyjną w odniesieniu do pozycji ciała osoby badanej. Składało się ono z siedziska o regulowanej wysokości, nieruchomej podpory wspierającej i stabilizującej położenie ramienia badanej kończyny, oraz ruchomej dźwigni, ułożyskowanej na pionowo usytuowanej osi obrotu, stanowiącej podparcie dla przedramienia z ręką, jako ruchomej części kończyny. Osoba badana przyjmowała pozycję siedzącą, jej ramię wsparte na podporze nieruchomej stabilizowano za pomocą skórzanego obejmy, tak aby oś obrotu stawu łokciowego pokrywała się z położeniem osi ruchomej dźwigni, na której spoczywało – umocowane za pomocą elastycznej opaski – przedramię z unieruchomioną w stawie promieniowo-nadgarstkowym ręką. W rezultacie dźwignia poruszała się wraz z umocowanym do niej przedramieniem, a jej położenie katowe wykorzystywano do pomiaru wartości chwilowej kąta stawowego. W celu zminimalizowania wpływu własności stanowiska pomiarowego na przebieg badanych ruchów kończyny ruchomą jego część wykonano ze stopów lekkich i ułożyskowano ją w teflonowych łożyskach ślizgowych. Dzięki temu moment bezwładności ruchomej części stanowiska pomiarowego wynosił $I_s = 0,01 \text{ kg} \cdot \text{m}^2$, co jest wartością prawie o rząd niższą od przeciętnego momentu bezwładności ruchomego członu kończyny, a tarcie w łożyskach miało wartość praktycznie pomijalną.



Fot. 1. Widok ogólny części mechanicznej stanowiska pomiarowego wraz z umieszczoną na nim badaną kończyną

Zadanie osoby badanej polegało na wykonywaniu ruchów cyklicznego zginania–prostowania stawu łokciowego w zadanym obszarze kąta stawowego (rozłożonym symetrycznie względem kąta środkowego $\alpha_0 = 1,8$ rad) z maksymalną, możliwą do uzyskania, częstotliwością. Zakres kąta stawowego, w którym wykonywano ruchy wskazywany był badanemu za pomocą znaczników umieszczonych pod ruchomą dźwignią i był przez niego widziany w trakcie pomiarów. Jednocześnie informowano badanego, że celem jego działania ruchowego jest uzyskanie maksymalnej częstotliwości ruchu, nie zaś wierne odtwarzanie tego przedziału, dlatego w trakcie pomiarów nie powinien skupiać się na dokładnym jego odwzorowaniu. Każdy z badanych wykonywał po dwie próby realizowane w pięciu przedziałach kąta stawowego, wyznaczających przybliżone pięć wartości amplitud ruchu wynoszące: $\sim 0,1$ rad, $\sim 0,4$ rad, $\sim 0,8$ rad, $\sim 1,0$ rad i $\sim 1,2$ rad. Tym sposobem u każdego z badanych mierzono, określoną minimum pięciopunktowo (a praktycznie w większości przypadków dziesięciopunktowo), charakterystykę amplituda maksymalna vs częstotliwość maksymalna ruchu.

Przebieg pomiarów

Osoba badana po umieszczeniu na stanowisku pomiarowym i umocowaniu prawego ramienia w podporze stałej, a przedramienia na dźwigni ruchomej

wykonywała kilka dowolnych ruchów zginania i prostowania kończyny w stawie łokciowym, co miało pozwolić jej na zapoznanie i oswojenie się z nową sytuacją. Przed rozpoczęciem pomiarów charakterystyk ruchów cyklicznych badani wykonywali po 10 powtórzeń pojedynczych, wykonywanych oddzielnie (czyli tzw. dyskretnych), ruchów zginania i prostowania stawu łokciowego z warunkiem rozwinięcia maksymalnej prędkości kątowej. Badani działali w tej próbie w sposób „dowolny”, tzn. bez narzuconej wartości początkowej i końcowej kąta stawowego, czyli wedle własnej wygody, doświadczenia i przyzwyczajień. Podczas tych prób rejestrowano przebieg zależności drogi kątowej w czasie, a wyniki tego pomiaru potraktowano jako swoisty rodzaj charakterystyki opisującej właściwości mięśni zginaczy i prostowników stawu, przejawianych w działaniu koncentrycznym. Następnie przystępowano do właściwej części eksperymentu poświęconego zachowaniu kończyny górnej w ruchach cyklicznych. Na wstępie przekazywano badanemu informację o przedmiocie badań, szczegółowo objaśniając mu jego zadanie oraz sposób jego wykonania. Instrukcja ta główny nacisk kładła na dążenie do uzyskania możliwie najwyższej częstotliwości ruchu, przy zachowaniu zbliżonej do wskazanej wartości jego zakresu. Po upewnieniu się, że badany właściwie zrozumiał swoją rolę przystępowano do pomiarów. W zadanym przedziale kąta stawowego badany rozpoczynał wykonywanie ruchu, początkowo z niewielką częstotliwością, którą stopniowo zwiększał, aż do uzyskania jej wartości maksymalnej. Po ustaleniu się parametrów wykonywanego ruchu uruchamiano na czas 5 s aparaturę rejestrującą przebieg kąta stawowego α_s w czasie.

W omawianym eksperymencie wielkością bezpośrednio mierzoną była zależność od czasu przebiegu kąta stawowego $\alpha_s(t)$, określonego jako kąt zawarty między osiami długimi ramienia i przedramienia, mierzony po stronie przedniej kończyny (rys. 4.10). Oznacza to, że w wyniku prostowania stawu wartość kąta stawowego rosła, a w trakcie zginania – malała. Wiąże się z tym również znak prędkości (i przyspieszenia) ruchu przedramienia; ujemny oznacza zginanie, dodatni prostowanie. Pomiaru kąta α_s dokonywano z zastosowaniem przetwornika potencjometrycznego umieszczonego na osi ruchomego członu stanowiska pomiarowego. Użyto liniowego potencjometru precyzyjnego firmy Spectrol o błędzie liniowości $\delta_N \leq 0,5\%$ i ziarnie 0,1%. Sygnał napięciowy zależny od położenia suwaka potencjometru, a więc stanowiący miarę wartości chwilowej kąta stawowego, mierzono i rejestrowano za pomocą 12-bitowego przetwornika A/D typu DAS 16G produkcji MetraByte Corporation, pracującego z częstotliwością próbkowania $f_p = 128$ Hz. Dokładność pomiaru kąta stawowego za pomocą tak skonfigurowanego toru pomiarowego charakteryzuje sumaryczny błąd pomiaru uwzględniający błędy: przetwarzania potencjometru, skalowania, przetwarzania i kwantyfikacji przetwornika A/D

w odniesieniu do wartości mierzonej kąta stawowego wynoszącej $\alpha_s = \pi$ rad oszacowano na poziomie $\delta \leq 1,6\%$.

Prędkość kątową ruchu przedramienia mierzono w sposób pośredni, tzw. metodą bezwzględna, czyli opartą na równaniu definicyjnym wielkości, które dla dyskretnej postaci zależności kąta stawowego od czasu przedstawia wyrażenie:

$$\omega(t_i) = \frac{\alpha_s(t_{i+1}) - \alpha_s(t_{i-1})}{2\Delta t}, \quad (2.1)$$

gdzie:

- i – numer kolejnej próbki,
- t_i – współrzędna czasu odpowiadająca i -tej próbce,
- $\omega(t_i)$ – wartość chwilowa prędkości kątowej w stawie w i -tej chwili,
- $\alpha_s(t_{i+1})$ – wartość kąta stawowego w chwili t_{i+1} ,
- Δt – przedział czasu równy okresowi próbkowania $\Delta t = 1/f_p$.

W analogiczny sposób wyznaczano przebiegi czasowe pozostałych wielkości związanych z kinematyką badanych ruchów kończyny, czyli:

- przyspieszenia kątowego:

$$\varepsilon(t_i) = \frac{\omega(t_{i+1}) - \omega(t_{i-1})}{2\Delta t}, \quad (2.2)$$

- energii kinetycznej:

$$E_k(t_i) = \frac{I_c \omega(t_i)^2}{2}, \quad (2.3)$$

- mocy zewnętrznej:

$$P_k(t_i) = \frac{E_k(t_{i+1}) - E_k(t_{i-1})}{2\Delta t}. \quad (2.4)$$

Ponieważ związki powyższe odwołują się do kolejnych pochodnych sygnału reprezentującego zależność $\alpha_s(t)$, w celu wyeliminowania wpływu ujawniającego się w takich przypadkach szumów, powstających głównie w części elektrycznej toru pomiarowego, sygnał pierwotny $\alpha_s(t_i)$, przed przystąpieniem do dalszej obróbki, poddano filtrowaniu za pomocą numerycznego filtra dolnoprzepustowego o częstotliwości odcięcia $f_g = 20$ Hz.

Moment bezwładności I_k ruchomej części kończyny, wykonującej ruchy wokół osi poprzecznej stawu łokciowego i składającej się z przedramienia i ręki (unieruchomionej w stawie promieniowo-nadgarstkowym) wyznaczano za pomocą równań regresji autorstwa Zatsiorsky'ego i Seluyanova (1983).

W części eksperymentu posłużono się pomiarami aktywności elektrycznej wybranych mięśni należących do grupy zginaczy i prostowników stawu łokciowego. Do pomiaru ich aktywności elektrycznej użyto elektrod powierzch-

niowych Ag-AgCl (produkcji BortecBiomedical Ltd.) umieszczonych na powierzchni skóry, ponad osią długą brzośca w odległości około 17 mm od siebie. Sygnał EMG wzmacniano za pomocą wzmacniacza Octopus produkcji Bortec Electronics Inc. i rejestrowano synchronicznie z przebiegiem kąta stawowego za pomocą zestawu przetwornik A/D-komputer klasy PC. Pomiar ten wykonywano z częstotliwością próbkowania $f_p = 256$ Hz, której wartość należy uznać za wystarczającą do realizacji celu pomiaru służącego analizie relacji fazowych (odwołujących się do pomiarów współrzędnych czasowych) występujących między składową zmienną wyzwalanego momentu siły mięśniowej a prędkością kątową ruchu w stawie (szczegóły dotyczące tej części eksperymentu zamieszczono w rozdz. 4.3.2).

Materiał badawczy

W badaniach udział wzięła 17-osobowa grupa wolontariuszy rekrutujących się spośród studentów II roku AWF we Wrocławiu. Dane charakteryzujące grupę badanych zamieszczono w tabeli 1.

Tab. 1. Wybrane parametry charakteryzujące grupę badanych osób ($N = 17$)

Parametr	Wartość średnia	Odchylenie standardowe
Masa ciała [kg]	75,5	4,45
Wysokość ciała [m]	1,82	0,036
Wiek [lata]	20,8	1,30
Moment bezwładności przedramienia z ręką [$\text{kg} \cdot \text{m}^2$]	0,0815	0,0087
Maksymalny statyczny moment siły zginaczy stawu łokciowego [$\text{N} \cdot \text{m}$]	-47,2	5,1
Maksymalny statyczny moment siły prostowników stawu łokciowego [$\text{N} \cdot \text{m}$]	44,2	5,7
Maksymalna prędkość zginania stawu w działaniu dyskretnym [rad/s]	-12,6	2,5
Maksymalna prędkość prostowania stawu w działaniu dyskretnym [rad/s]	12,9	2,5
Maksymalne przyspieszenie katowe w dyskretnym ruchu zginania stawu łokciowego [rad/s^2]	-168,1	37,1
Maksymalne przyspieszenie katowe w dyskretnym ruchu prostowania stawu łokciowego [rad/s^2]	168,4	32,7
Maksymalna energia kinetyczna rozwijana w ruchu dyskretnego zginania stawu łokciowego [J]	7,7	3,36
Maksymalna energia kinetyczna rozwijana w ruchu dyskretnego prostowania stawu łokciowego [J]	7,9	2,94

3. Charakterystyki kinematyczne cyklicznych ruchów zginania–prostowania stawu łokciowego

Staw łokciowy tworzący ruchowe połączenie dwóch względnie sztywnych członów: ramienia i przedramienia stanowi jeden z prostszych pod względem struktury i funkcji ruchowych biomechanizmów, z jakich składa się układ ruchu człowieka. Biomechanizm ten jest w istocie parą kinematyczną o jednym stopniu swobody wyposażoną we własny napęd realizowany przez dwie antagonistyczne grupy mięśni szkieletowych. Funkcje ruchowe takiego układu ograniczają się do wzajemnego ruchu obrotowego członów względem siebie, dokonującego się w jednej płaszczyźnie (strzałkowej), wokół osi poprzecznej stawu. Wprowadzenie w ruch takiego układu wymaga doprowadzenia do niego energii mechanicznej, która w myśl zasady zachowania energii równa jest zmianie całkowitej energii układu. W układach mechanicznych, a za taki należy uznać rozważaną kończynę, całkowita energia układu może mieć postać tylko energii mechanicznej w formie energii kinetycznej i potencjalnej (nie ma możliwości gromadzenia w nim energii w postaci ciepła, Cannon 1973). Uwzględniając istnienie oporów ruchu oraz straty (rozpraszanie) energii z nimi związane, ogólny bilans energii należy uzupełnić o energię Q odprowadzaną z układu:

$$W = \Delta(E_k + E_p) + Q, \quad (3.1)$$

gdzie:

- W – praca wykonana nad układem,
- $\Delta(E_k + E_p)$ – przyrost całkowitej energii mechanicznej układu,
- E_k – energia kinetyczna układu,
- E_p – energia potencjalna,
- Q – energia tzw. strat, odprowadzona z układu za sprawą momentów sił tarcia i oporów ruchu, w konsekwencji rozpraszana, czyli zamieniana na ciepło poza granicami układu.

W ogólnym przypadku energia potencjalna gromadzona w układzie ruchu człowieka związana jest z oddziaływaniem nań sił o charakterze zachowawczym, takich jak siła grawitacji, siła wyporu ośrodka, siły i momenty sił sprężystości. Energia kinetyczna z kolei wiąże się z dwoma niezależnymi rodzajami ruchu, jakim poruszać się mogą części ciała człowieka, czyli z ruchem postępowym i obrotowym.

Uściślając powyższy bilans, do warunków omawianego eksperymentu można zredukować listę form energii w nim obecnych do: energii kinetycznej ruchu

obrotowego przedramienia z ręką względem nieruchomego ramienia i potencjalnej energii sprężystości związanej z ujawniającą się w stawie łokciowym sztywnością zespołu mięśniowo-stawowego. Ponadto, jako że przedmiotem rozważań są ruchy autonomiczne kończyny, odbywające się bez udziału sił i momentów sił zewnętrznych, więc jedynym źródłem energii w nie zaangażowanej jest praca użyteczna wykonywana przez mięśnie zginacze i prostowniki stawu.

Zatem po przeniesieniu energii strat Q na lewą stronę równania (3.1) i stosując podstawienie $W_u = W - Q$, otrzymamy:

$$W_u = \Delta(E_k + E_{ps}), \quad (3.2)$$

gdzie:

- W_u – praca użyteczna wykonana nad układem (tzw. praca netto),
- ΔE_k – zmiana energii kinetycznej poruszającego się ruchem obrotowym przedramienia z ręką,
- ΔE_{ps} – zmiana potencjalnej energii sprężystości zgromadzonej w odkształconych tkankach podatnych układu.

Spośród trzech wielkości występujących w równaniu (3.2) tylko jedna może być uznana za mierzalną – jest nią energia kinetyczna E_k – i to przy dodatkowym założeniu o sztywności członu ruchomego kończyny (przedramienia wraz z ręką), oznaczającym jednocześnie stałość jej momentu bezwładności w pełnym zakresie zmian kąta stawowego, prędkości i przyspieszeń kątowych. Założenie to stanowi oczywiście uproszczenie, bowiem w sensie ścisłym nie jest ono spełnione nawet w odniesieniu do części ciała – członów nie zawierających stawów. Wynika to chociażby ze sposobu przeniesienia liniowej zmiany długości mięśni Δl na kątową zmianę pozycji w stawie $\Delta \alpha_s$ oraz związaną z tym zależność współczynnika przełożenia $\kappa = \Delta \alpha_s / \Delta l$ od wartości kąta stawowego. Ze względu jednak na niewielkie rozmiary tego wpływu przyjmuje się powszechnie, że momenty bezwładności części ciała nie zmieniających w sposób wyraźny swej geometrii mają stałe wartości (Bennett i wsp. 1992, Konczak i wsp. 1999). Wobec tego energia kinetyczna zaangażowana w ruch rozważanego układu może zostać wyrażona jako $E_k = \frac{1}{2} I \omega^2$.

Pozostałe dwie wielkości występujące w równaniu (3.2), tj. W_u i E_{ps} , wobec braku możliwości rzetelnego ich pomiaru (związane są bowiem ze zjawiskami zachodzącymi we wnętrzu żywego organizmu, co wyklucza możliwość ich bezinwazyjnej obserwacji) należy uznać za niewiadome, zatem z formalnego punktu widzenia, bez dodatkowych informacji lub redukcji liczby zmiennych, niemożliwe jest znalezienie jednoznacznego jego rozwiązania. Źródłem takich dodatkowych informacji mogą być empirycznie wyznaczone związki i zależności odwołujące się do charakterystyk kinematycznych ruchu.

3.1. Ogólna charakterystyka maksymalnie intensywnych ruchów cyklicznych w stawie łokciowym

Przedmiotem prowadzonych w pracy rozważań są ruchy cykliczne kończyny wykonywane z maksymalną intensywnością, co oznacza, że są to niejako z założenia ruchy o ustalonym przebiegu. Fakt ten stanowi oczywistą i logiczną konsekwencję wymogu maksymalnej „intensywności” działania osoby badanej (patrz: Hipotezy, Materiał i metoda). Ta maksymalna intensywność może być interpretowana w dwojaki sposób: jako działanie z maksymalną częstotliwością dla zadanej (czy zamierzonej) amplitudy ruchu, która ma w tym przypadku wartość stałą, lub dla przyjętej (zamierzonej i w konsekwencji stałej) częstotliwości ruchu – wykonywanie go z maksymalną możliwą amplitudą. W obu przypadkach amplituda i częstotliwość ruchu po zakończeniu stanów przejściowych uzyskują stałe wartości. Dlatego też w następnych rozdziałach pracy, zarówno tych poświęconych analizie uzyskanych wyników eksperymentu, jak i ich interpretacji czynionych z wykorzystaniem modeli kończyny, mowa będzie wyłącznie o postaci ustalonej przebiegu ruchu.

Przyspieszenie obserwowane w ruchu przedramienia pochodzi od składowej M_N działającego w stawie momentu siły, będącej różnicą momentu sił mięśni M_m i sumy momentów sił tłumienia M_t i sztywności M_k . Składowa M_N nadaje ruchomemu członowi kończyny (o momencie bezwładności I_k) przyspieszenie kątowe ε zgodnie z równaniem ruchu obrotowego bryły sztywnej:

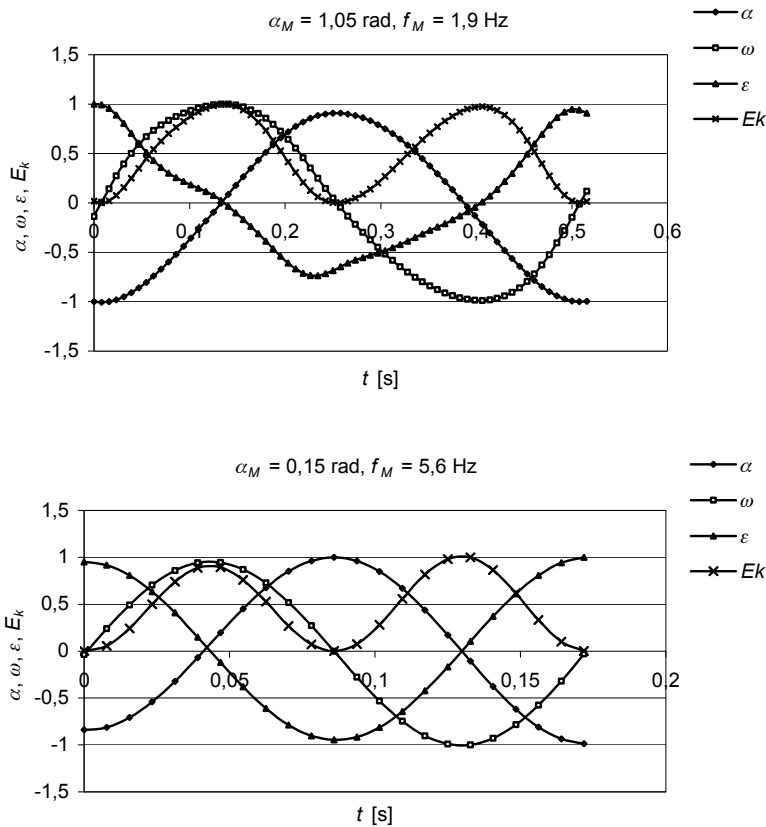
$$M_N(t) = I_k \varepsilon(t) = M_m - (M_t + M_k). \quad (3.3)$$

Ponieważ między przyspieszeniem w ruchu a jego prędkością i pokonywaną w czasie drogą występują związki formalne, w sposób jednoznaczny określające ich wzajemne zależności między tymi trzema kinematycznymi charakterystykami ruchu, oznacza to, że przebieg ruchu, jego charakter jest zdeterminowany przez przebieg i charakter zależności $M_N(t)$. Innymi słowy, charakterystyki kinematyczne ruchu mogą być źródłem informacji o jego przyczynach, a pośrednio również o procesach sterowania przebiegiem ruchów celowych, realizowanych zgodnie z podjętym zamierzeniem.

Wykonywane w stawie ruchy cykliczne, odbywające się w ograniczonym – skrajnymi wartościami kąta stawowego – obszarze drogi kątowej, przyjmują najczęściej formę ruchów o zmiennym kierunku. W odniesieniu do stawu łokciowego oznacza to w każdym cyklu obecność fazy zginania oraz prostowania stawu. Można zatem zakładać, że działający w stawie moment siły odpowiedzialny za taki przebieg ruchu charakteryzować się będzie zmiennością znaku, czyli będzie to moment o naprzemiennie zmieniającym się zwrocie prostującym i zginającym staw. Sytuacja taka wymaga sekwencyjnego zaangażowania obu działających w stawie łokciowym antagonistycznych

grup mięśni. Różnice w budowie, liczbie aktonów, geometrii przeniesienia ich sił na dźwignie kostne, zależności momentu siły od kąta stawowego itp. występujące między tymi grupami mięśni sugerują, że należałoby się spodziewać zróżnicowania w przebiegach ruchu wywołanego momentem prostującym i zginającym.

Rysunek 3.1 przedstawia typowe przebiegi czasowe zależności kinematycznych, zarejestrowane u jednego z badanych, dla dwóch skrajnych wartości amplitud i odpowiadających im maksymalnych częstotliwości ruchu.



Rys. 3.1. Przykładowe przebiegi czasowe wielkości kinematycznych i energii kinetycznej (znormalizowane względem wartości maksymalnych) zarejestrowane w ruchach cyklicznych przedramienia dla dwóch skrajnych wartości amplitudy α_M i częstotliwości maksymalnej f_M

Przebiegi pokazane na rysunku 3.1 wskazują na wyraźne podobieństwo omawianych ruchów w stawie do ruchu harmonicznego. Podobieństwo to wyraża się zarówno w charakterze przedstawionych przebiegów, jak i w występujących między nimi relacjach fazowych. Taki obraz kinematyki badanych ruchów sugeruje, że stanowią one rodzaj wymuszonych drgań skrętnych realizowanych w układzie o własnościach co najmniej zbliżonych do liniowych. Liniowość ta oznacza, że zachowanie się kończyny–układu w ruchu można opisać za pomocą liniowego równania różniczkowego o stałych – dla danych warunków, tj. amplitudy oraz częstotliwości ruchu i wymuszenia – parametrach będących miarą bezwładności, tłumienia i sztywności w stawie.

Przebieg ustalony takiego ruchu opisują w czasie jego charakterystyki kinematyczne przedstawiające zależności:

- drogi od czasu, rozumianej jako współrzędna opisująca chwilowe położenie przedramienia względem ramienia, odpowiadająca chwilowej wartości kąta stawowego,
- prędkości od czasu, czyli chwilowej wartości prędkości kątowej w ruchu przedramienia w stawie,
- przyspieszenia od czasu w znaczeniu chwilowej wartości przyspieszenia kątowego ruchu przedramienia w stawie.

W ruchu harmonicznym o ustalonym przebiegu chwilowa wartość współrzędnej drogi kątowej w czasie określona jest zależnością typu:

$$\alpha(t) = \alpha_m \cos(\omega_f t + \phi), \quad (3.4)$$

gdzie:

- α – chwilowa wartość współrzędnej położenia kątowego mierzona względem kąta środkowego α_0 , $\alpha = \alpha_s - \alpha_0$,
- α_m – amplituda przemieszczenia,
- ω_f – pulsacja lub częstość kołowa, $\omega_f = 2\pi f$,
- f – częstotliwość,
- ϕ – faza początkowa.

Z kolei prędkość i przyspieszenie jako kolejne pochodne $\alpha(t)$ względem czasu opisane są przez:

$$\begin{aligned} \omega(t) &= -\omega_m \sin(\omega_f t + \phi) = -\alpha_m \omega_f \sin(\omega_f t + \phi), \\ \varepsilon(t) &= -\varepsilon_m \cos(\omega_f t + \phi) = -\alpha_m \omega_f^2 \cos(\omega_f t + \phi), \end{aligned} \quad (3.5)$$

gdzie:

- ω_m, ε_m – amplituda prędkości i przyspieszenia kątowego.

Ruch harmoniczny charakteryzuje się liniową zależnością wiążącą chwilowe przyspieszenie ze współrzędną położenia (drogi), co oznacza jednocześnie

nie liniowy związek między tą współrzędną a wartością kierującego momentu siły M_N , nadającego ruchomej części kończyny przyspieszenie $\varepsilon(t)$:

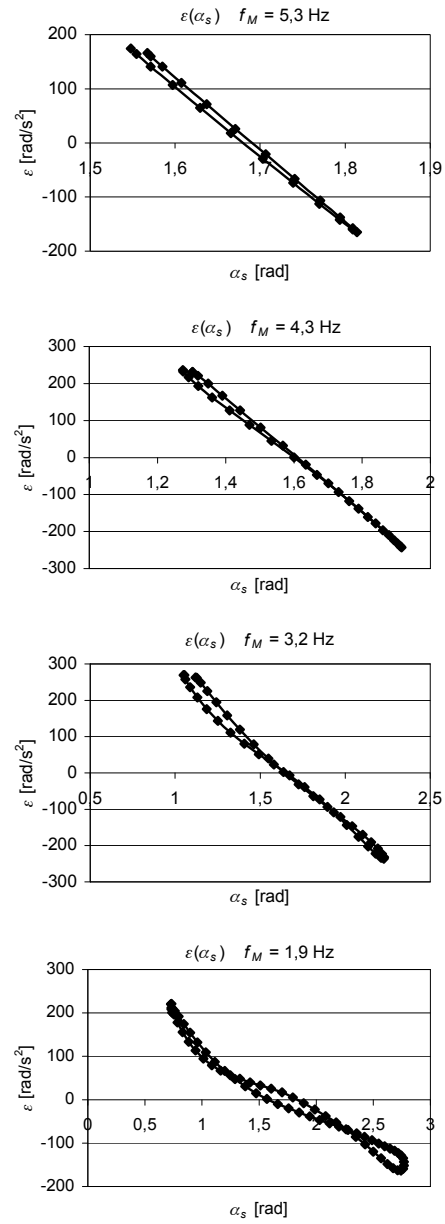
$$\varepsilon(t) = -\omega_f^2 \alpha(t) \quad \text{oraz} \quad M_N(t) = -c\alpha(t), \quad (3.6)$$

gdzie:

- $M_N(t)$ – tzw. kierujący moment siły, składowa działającego w stawie momentu siły wywołująca przyspieszenie $\varepsilon(t)$,
- c – współczynnik proporcjonalności reprezentujący zastępczą sztywność w stawie, oprócz sztywności biernej może zawierać składnik pochodzący od składowej czynnej działającego w stawie momentu siły M_m .

Przedstawione powyżej własności powinny ujawniać się również w ruchach stanowiących przedmiot prezentowanych badań, uzupełniając listę argumentów potwierdzających ich podobieństwo z ruchem harmonicznym. Na rysunku 3.2 przedstawiono tzw. zależności fazowe obrazujące związek między wartością chwilową przyspieszenia kąowego ε i kątem w stawie α_s , zarejestrowane u jednego z badanych. Charakter pokazanych na rysunku związków należy uznać za typowy dla rozważanych ruchów, bowiem podobne zależności zaobserwowano również u pozostałych badanych osób. Pozwalają one stwierdzić, że przyspieszenie kąowe, któremu podlega przedramię w rozważanych ruchach cyklicznych wykonywanych w stawie łokciowym wykazuje liniową zależność od kąta stawowego dla małych amplitud ruchu ($\alpha_M < 0,5$ rad) i bliską liniowej dla amplitud dużych, przy czym odstępstwo od omawianej „liniowości” nasila się wraz ze wzrostem amplitudy ruchu i jest wyraźniej widoczne po stronie wartości dodatnich, czyli dla przyspieszeń o zwrocie zgodnym z kierunkiem prostowania stawu. W większości przypadków omawiane zakrzywienie charakterystyki $\varepsilon(\alpha_s)$ – polegające na wzroście jej nachylenia względem osi α_s – lokalizowało się w obszarze kątów stawowych o wartościach leżących poniżej 1 rad, co wydaje się wskazywać na mechaniczną naturę przyczyn tego efektu. Może on bowiem wiązać się z pewnym szczególnym (pojawiającym się w tym przedziale kąta stawowego) rodzajem odkształceń tkanek okołostawowych występujących w obszarze styku zewnętrznej powierzchni przedramienia i ramienia, przy czym powierzchnia owego obszaru i rozmiar odkształceń rosną wraz ze zmniejszaniem się kąta stawowego, co skutkuje lokalnym wzrostem „sztywności” w stawie.

W związku z przedstawionymi obserwacjami rodzi się wątpliwość, czy omawiane ruchy mimo zaobserwowanych nieliniowości mogą być uznawane za drgania harmoniczne? Wydaje się że tak, bowiem rozmiary omawianych nieliniowości – choć są one zauważalne – uznać należy za raczej nieduże, ich skutki wyraźniej mogą ujawniać się jedynie w ruchach o dużych amplitudach, a roz-



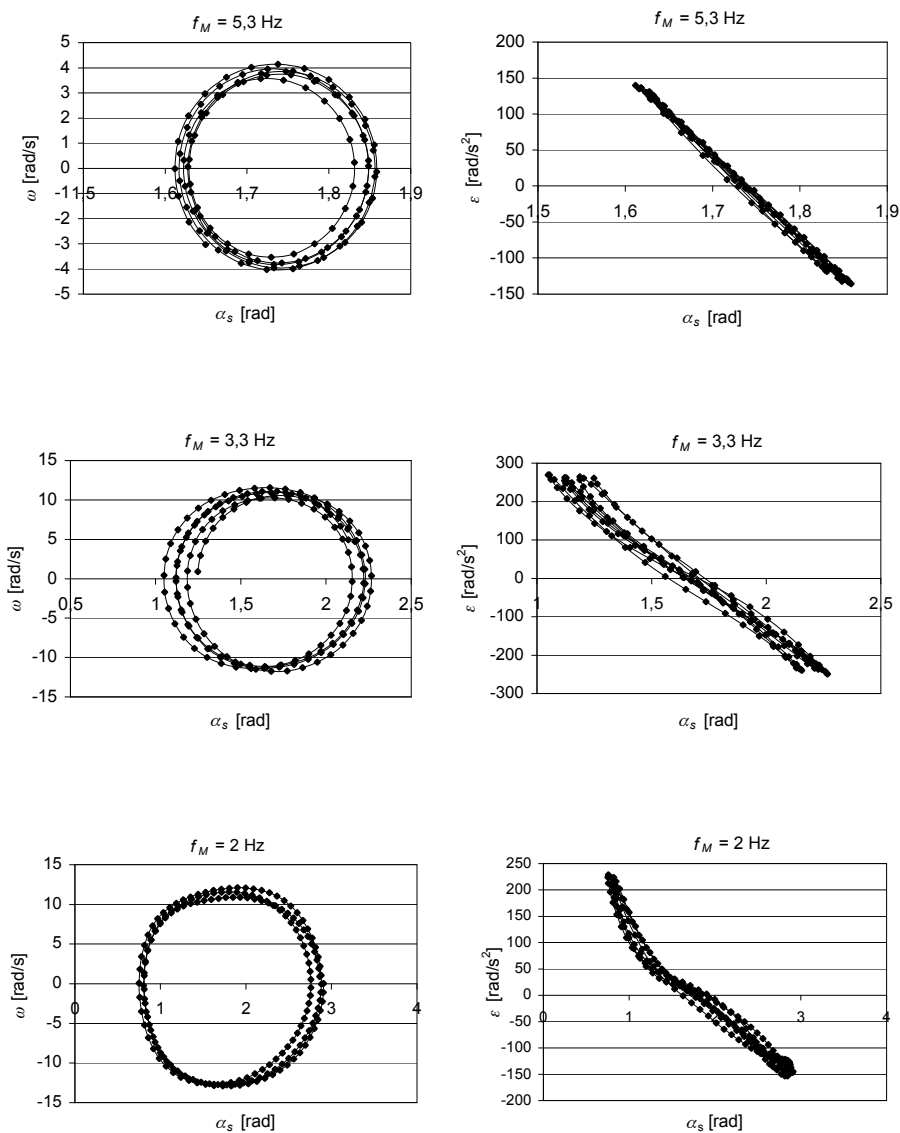
Rys. 3.2. Przykładowe zależności fazowe obrazujące związek przyspieszenia kątowego ε z pozycją kątową w stawie α_s zarejestrowane w stanie ustalonym ruchów cyklicznych przedramienia u jednego z badanych dla czterech wartości amplitud α_M i odpowiadających im częstotliwości maksymalnych ruchu f_M

strzygającym argumentem przemawiającym za słusznością tej tezy może być zgodność związków ilościowych między parametrami opisującymi przebieg rozpatrywanych ruchów z analogicznymi zależnościami obowiązującymi w ruchu harmonicznym. Rozważania poświęcone temu zagadnieniu zamieszczono w następnym rozdziale.

Równanie (3.4) opisuje zależność od czasu współrzędnej drogi kątovej α , wyznaczonej przez wartość kąta odchylenia kończyny (przedramienia) od położenia „środkowego” α_0 , które określić można mianem położenia równowagi, ponieważ moment kierujący M_N , zgodnie z zależnością (3.3) w tym położeniu wykazuje wartość zerową. Podobnie wartość średnia przyspieszenia ε w czasie jednego pełnego cyklu ruchu równa jest (lub raczej powinna być) zeru, co przy zachowaniu ścisłej powtarzalności przebiegu ruchu w następujących po sobie cyklach oznaczać powinno niezmiennosc położenia punktu równowagi. W rzeczywistości powtarzalność ta ma wymiar przybliżony, a parametry przebiegu ruchu obserwowane w kolejnych cyklach wykazują zmienność o charakterze dryftu. Ilustracją omawianego zagadnienia są zależności pokazane na rysunku 3.3. Przedstawiają one charakterystyki fazowe stanowiące obraz realizacji omawianych ruchów zarejestrowany u jednego z badanych w czasie trwania kilku następujących po sobie cykli, dla trzech wybranych częstotliwości ruchu f_M . Największą zmienność wykazuje amplituda ruchu α_M , przy zachowaniu względnej powtarzalności amplitudy prędkości kątovej ω_M i przyspieszenia kątowego ε_M . Warto zwrócić uwagę na charakter zmienności wyłaniający się z przebiegu trajektorii $\varepsilon(\alpha_s)$, objawia się ona w formie niewielkiego dryftu punktu równowagi α_0 , czemu towarzyszy przesuwanie się krzywej $\varepsilon(\alpha_s)$ wzdłuż osi α_s , przy braku wyraźnych oznak wskazujących na zmianę kąta jej nachylenia. Oznacza to, że przyczyny „pełzania” położenia równowagi związane są raczej z niewielkim wahaniami wartości działających w stawie – i równoważących się – momentów sił o charakterze statycznym niż z zaburzeniami w przebiegu kierującego momentu siły M_N , dlatego w dalszych rozważaniach nie będą one brane pod uwagę.

3.2. Zależność amplituda–częstotliwość maksymalna w ruchach cyklicznych przedramienia

Podstawowymi wielkościami charakteryzującymi procesy o przebiegu periodycznym są: amplituda i częstotliwość. Dotyczy to również ruchów części ciała człowieka wykonywanych w stawach. Własności biernego i czynnego układu ruchu wprowadzają dla obu tych parametrów ograniczenia, wyznaczające dla każdego z nich obszar dostępnych, możliwych do uzyskania wartości. W tym sensie amplituda ruchu w stawie może przyjmować wartości



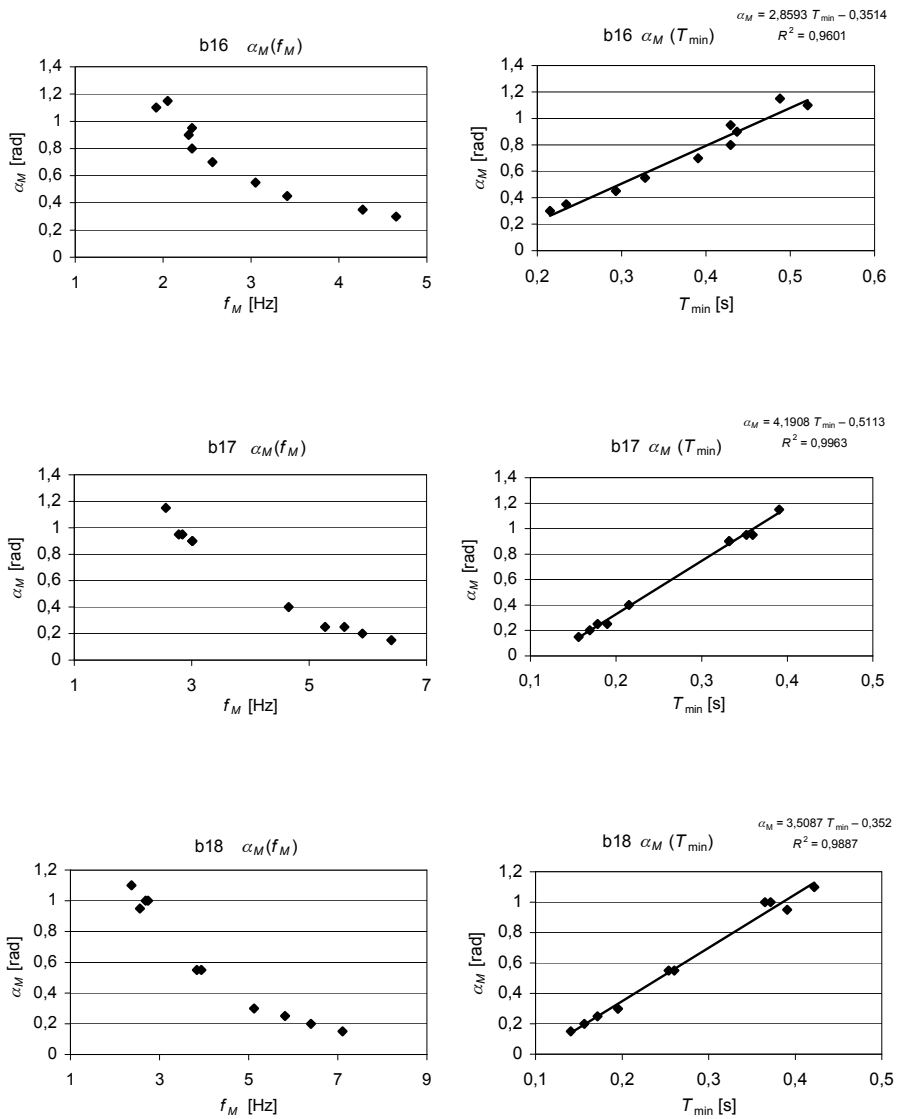
Rys. 3.3. Zależności $\omega(\alpha_s)$ i $\varepsilon(\alpha_s)$ obrazujące „zmiennosc” parametrów ruchów cyklicznych wykonywanych w stawie łokciowym. Przedstawione przebiegi prezentują wyniki uzyskane przez jednego z badanych (bad. 7) w czasie trwania kilku następujących po sobie cykli dla trzech wybranych częstotliwości ruchu i stanowią przykład typowych zależności obserwowanych w omawianym eksperymencie

mieszczące się w przedziale od zera do α_{MAX} , przy czym górny kres tego przedziału wyznaczony jest przez zakres ruchu w stawie. Maksymalna wartość amplitudy autonomicznego, angażującego antagonistyczne grupy mięśni, cyklicznego ruchu w stawie będzie bliska połowie zakresu ruchu stawowego. Podobnie przedział dostępnych częstotliwości zawierać się może od wartości bliskich zera, dla ruchów wolnozmiennych, do pewnej wartości maksymalnej f_{MAX} zależnej m.in. od granicznej częstotliwości pasma przenoszenia ośrodkowego układu nerwowego sterującego pracą mięśni, górnej częstotliwości pasma przenoszenia zaangażowanych grup mięśni jako systemu wykonawczego, a także od niektórych własności mechanicznych układu ruchu, takich jak: bezwładność poruszanej części ciała, sztywność w stawie, tłumienie, lecz również maksymalna możliwa do uzyskania prędkość ruchu w stawie ograniczona prędkością skracania się mięśni.

Wymienione skrajne wartości amplitudy i częstotliwości nie stwarzają jedynych ograniczeń wiążących oba te parametry w cyklicznych ruchach części ciała człowieka. Zaobserwowano bowiem istnienie związku między amplitudą maksymalną i częstotliwością ruchu w całym jego paśmie częstotliwości. Feldman (1980) stwierdził malejącą liniowo zależność maksymalnej amplitudy od częstotliwości ruchu w stawie łokciowym, Beek i wsp. (1996) z kolei zależność typu odwrotnego (hiperboliczną). Peper i Beek (1998) dla ruchów w stawie nadgarstkowym obserwowali zbliżony do liniowego związek amplitudy z częstotliwością, podobną zależność uzyskali Post i wsp. (2000) w ruchach nawracania i odwracania w stawie ramiennym, a także Martin i Spirduso (2001) w ruchach złożonych, polegających na pedałowaniu. Cechą wspólną cytowanych prac jest malejący charakter związku amplitudy ruchu z częstotliwością, natomiast zróżnicowanie obserwowanej jego postaci może wynikać z odmienności warunków, w których prowadzono pomiary (np. w odniesieniu do zakresu stosowanych częstotliwości), ze zróżnicowania własności badanych stawów, a także cech środowiska zewnętrznego, stwarzających np. konieczność pokonywania stawianych przez nie oporów.

Wyniki pomiarów, będące przedmiotem prezentowanego opracowania, uzyskano w warunkach laboratoryjnych, jednakowych dla wszystkich badanych (dla określonej i stabilizowanej pozycji ciała), przy zredukowanych do minimum obciążeniach zewnętrznych, a więc jako względnie niezależne od warunków zewnętrznych stanowią nieznkształcony obraz odzwierciedlający własności układu ruchu.

Typowe zależności przedstawiające związek amplitudy maksymalnej α_M z częstotliwością f_M zaobserwowane w ruchach cyklicznych, wykonywanych w stawie łokciowym, pokazano na rysunku 3.4. Określenie „typowe” odnosi się do charakteru prezentowanych zależności i oznacza, że analogiczną ich postać



Rys. 3.4. Przykład typowych zależności amplitudy maksymalnej α_M od częstotliwości f_M wyznaczone dla trzech badanych osób (oznaczonych symbolami b16, b17, b18) w ustalonych ruchach cyklicznych przedramienia w stawie łokciowym. Obok, w celu lepszego uwidocznienia postaci pokazanych związków, przedstawiono charakterystyki α_M od $T_{\min} = 1/f_M$

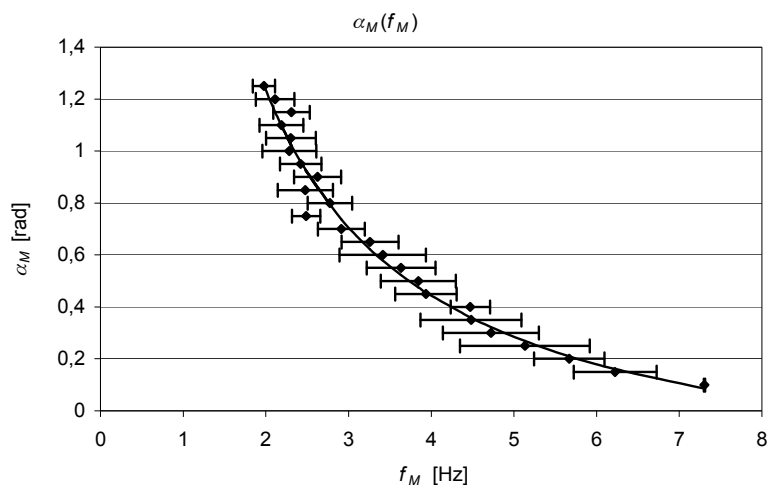
obserwowano u pozostałych czternastu badanych. Przedstawia się ona jako wyraźna, jednoznaczna, monotonicznie malejąca, o kształcie zbliżonym do hiperboli, co należałoby uznać za objaw odwrotnie proporcjonalnej zależności między amplitudą maksymalną α_M i częstotliwością maksymalną ruchu f_M . Ewentualne wątpliwości w tej kwestii wyjaśniają wykresy zamieszczone na rysunku 3.4, w prawej jego kolumnie. Stanowią one modyfikację charakterystyk z lewej kolumny, polegającą na zastąpieniu częstotliwości f_M przez jej odwrotność, czyli okres ruchu $T_{\min} = 1/f_M$. Wskazują one na wyraźnie liniowy typ pokazanych tam zależności, co oznacza, że amplituda maksymalna α_M w ustalonych ruchach cyklicznych przedramienia wykonywanych z maksymalną intensywnością w stawie łokciowym zależna jest odwrotnie proporcjonalnie od częstotliwości ruchu f_M . Obserwacja ta skojarzona z formą zależności $\alpha_M(T_{\min})$ z rysunku 3.4 umożliwia łatwe określenie postaci analitycznej omawianego związku, która wynika z przekształcenia równania prostej stanowiącej aproksymację charakterystyki $\alpha_M(T_{\min})$. Związek ten opisuje równanie przesuniętej hiperboli o ogólnej postaci:

$$\alpha_M = \frac{a - bf_M}{f_M}, \quad (3.7)$$

Dla celów dalszych rozważań, ze względu na ich ogólny charakter, posłużono się wynikami pomiarów uśrednionymi dla całej badanej grupy. Na rysunku 3.5 pokazano uśrednioną zależność amplitudy maksymalnej α_M od częstotliwości maksymalnej f_M wyznaczoną dla ruchów cyklicznych przedramienia w stawie łokciowym. Na tle zależności empirycznej (przedstawiona za pomocą punktów) umieszczono efekt jej aproksymacji (krzywa wykreślona linią ciągłą) dokonanej w oparciu o równanie (3.7). Do wyznaczenia wartości współczynników a i b posłużono się metodą najmniejszych kwadratów. Po wykonaniu stosownych podstawień równanie (3.7) przybiera formę związku ilościowego, odpowiadającego przebiegowi krzywej z rysunku 3.5:

$$\alpha_M = \frac{3,16 \text{ rad/s} - 0,35 \text{ rad} \cdot f_M}{f_M}, \quad R^2 = 0,97. \quad (3.8)$$

Warto zwrócić uwagę na wcześniej sygnalizowaną jednoznaczność omawianej zależności. Oznacza ona, że każdy z punktów rozważanej krzywej jest opisany parą współrzędnych (α_M, f_M) o ściśle ze sobą związanych wartościach, czyli każdej wartości częstotliwości f_M odpowiada jedna określona wartość amplitudy maksymalnej α_M i odwrotnie, każdej amplitudzie ruchu można przypisać maksymalną częstotliwość f_M , z jaką może się on odbywać.



Rys. 3.5. Uśredniona dla badanej grupy ($N = 17$) charakterystyka przedstawiająca zależność amplitudy maksymalnej α_M ustalonych ruchów cyklicznych przedramienia w stawie łokciowym od częstotliwości maksymalnej f_M . Punktami oznaczono uśrednione wyniki pomiarów, linia ciągła przedstawia opis danych empirycznych za pomocą równania hiperboli (3.7)

Położenie krzywej $\alpha_M(f_M)$ pokazanej na rysunku 3.5 wyznacza dwa obszary dostępnych realizacji ruchów cyklicznych w stawie łokciowym. Wyróżnia je odmienny charakter ograniczeń, którym podlega amplituda ruchu. W przedziale częstotliwości od zera do około 2 Hz amplituda maksymalna ograniczona jest przez skrajne wartości kąta stawowego wyznaczające zakres ruchu w stawie. Szczególny charakter owych ograniczeń powoduje, że w przedziale tym związek $\alpha_M(f_M)$ opisany zależnością (3.7) nie obowiązuje, amplituda maksymalna α_M nie jest związana z częstotliwością ruchu, a jej wartość w ruchach o przebiegu względnie symetrycznym bliska jest połowie zakresu ruchomości stawu (ok. 1,2 rad).

Drugi z omawianych obszarów, który można określić mianem obszaru ruchów swobodnych, mieści się w paśmie częstotliwości leżącym powyżej 2 Hz i jest wyznaczony przez zakres amplitud ruchu α_M (od 0 do ok. 1,2 rad) oraz przedział dostępnych częstotliwości f_M (od 2 Hz do f_{MAX}). Oprócz wymienionych wartości granicznych, we wnętrzu omawianego obszaru obowiązuje ograniczenie dla amplitudy maksymalnej (i związanej z nią częstotliwości) wynikające z zaobserwowanego i opisanego równaniem (3.7) związku między obiema wielkościami. Przebieg krzywej (3.7) opisującej wyniki uzyskanych pomiarów wskazuje na istnienie częstotliwości maksymalnej f_{MAX} , jaką można

zaobserwować w ruchach cyklicznych wykonywanych w stawie łokciowym. Częstotliwość tę wyznacza punkt przecięcia krzywej $\alpha_M(f_M)$ z osią częstotliwości, co jednocześnie oznacza zerową amplitudę ruchu. Z zależności (3.7) i (3.8) wynika, że częstotliwość tę wyznacza stosunek:

$$f_{\text{MAX}} = \frac{a}{b} = \frac{3,16 \text{ rad/s}}{0,35 \text{ rad}} = 9,03 \text{ Hz}. \quad (3.9)$$

Na zakończenie rozważań poświęconych związkom amplituda–częstotliwość obserwowanym w ruchach cyklicznych w stawie łokciowym, należy zwrócić uwagę na jeszcze jedną interesującą ich własność związaną z międzyosobniczym rozrzutem ujawniającym się w przebiegach zależności $\alpha_M(f_M)$. Biorąc pod uwagę wartości odchylenia standardowego dla średnich przedstawionych na rysunku 3.5, należy stwierdzić, że obserwuje się tu wyraźną zgodność nie tylko co do charakteru, ale również i położenia indywidualnych zależności $\alpha_M(f_M)$. Oznaczać to może, że skoro związek amplitudy maksymalnej z częstotliwością podlega w niewielkim (relatywnie) stopniu wpływom indywidualnych cech różnicujących osoby badane, to u jego podłoża leżą prawidłowości wyższej rangi, np. wywodzące się z charakterystyk energetycznych mięśni szkieletowych zaangażowanych w napęd ruchu. Bliższe rozważania poświęcone temu zagadnieniu znajdują się w dalszych rozdziałach opracowania.

3.3. Prędkość i przyspieszenie kątowe w ruchach cyklicznych przedramienia w stawie łokciowym

W uzupełnieniu obrazu kinematyki rozważanej kategorii ruchów kończyny górnej omówione tu zostaną obserwacje i prawidłowości wywodzące się z analizy uśrednionych – dla badanej grupy 17 osób – charakterystyk prędkości i przyspieszenia kąowego zarejestrowanych w ruchach cyklicznych o maksymalnej intensywności. Prędkość kąowa ruchu przedramienia należy do skutków wywołanych przez działający w stawie wypadkowy moment siły. W warunkach omawianego eksperymentu, dzięki eliminacji wpływów zewnętrznych zredukowano liczbę składowych tego momentu do momentów wewnętrznych [równanie (3.3)]. Spośród nich tylko moment siły aktywnie działających mięśni może być źródłem przyrostu energii mechanicznej zaangażowanej w ruch. Z kolei ubytek tej energii może dokonywać się w dwojaki sposób: jako skutek rozpraszania energii za sprawą momentów sił oporu (głównie o charakterze tłumienia) oraz jako efekt hamującego działania momentów sił mięśni wykonujących w tym przypadku tzw. pracę ujemną. Spośród trzech postaci energii zaangażowanych w rozważanym ruchu [zgodnie z równaniem (3.1)] tylko

energia kinetyczna podlegać może bezpośredniej obserwacji, a zatem i pomiarowi. Tę postać energii, związaną z prędkością ruchu oraz bezwładnością poruszającego się segmentu kończyny, można obserwować opierając się na jej pośrednim pomiarze realizowanym zgodnie z równaniem:

$$E_k = \frac{1}{2} I_c \omega^2, \quad (3.10)$$

gdzie:

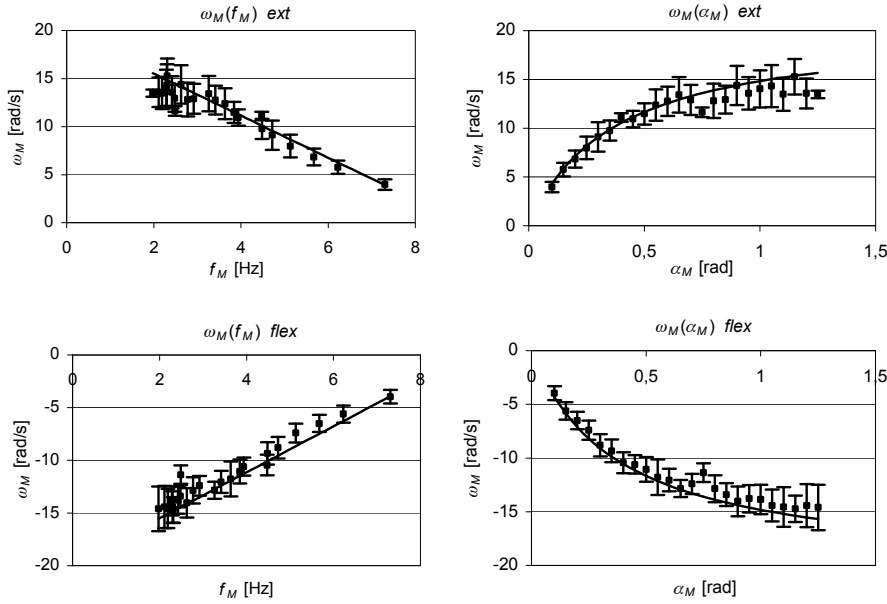
- E_k – energia kinetyczna obrotowego ruchu przedramienia w stawie łokciowym,
- ω – prędkość kątowa ruchu w stawie,
- I_c – sumaryczny moment bezwładności biorących udział w ruchu części kończyny i stanowiska pomiarowego, $I_c = I_k + I_s$.

Dla znanej, wyznaczonej za pomocą standardowych metod (Zatsiorsky i Seluyanov 1983), wartości momentu bezwładności przedramienia wraz z ręką (I_k) oraz części ruchomej stanowiska pomiarowego ($I_s = 0,01 \text{ kg} \cdot \text{m}^2$) równanie (3.10) przyjmuje postać zależności ilościowej między prędkością kątową ω a energią kinetyczną E_k poruszającego się segmentu kończyny.

W wyniku przeprowadzonych pomiarów stwierdzono, że prędkość kątowa ω rozwijana w maksymalnie intensywnych ruchach cyklicznych przedramienia w stawie łokciowym, której typowe przebiegi czasowe pokazano na rysunku 3.1, wykazuje związek z częstotliwością ruchu. Związek ten wobec wcześniej omówionej relacji amplituda–częstotliwość implikuje istnienie zależności między amplitudą ruchu a rozwijaną prędkością kątową. Oba rodzaje omawianych zależności pokazano na rysunku 3.6. Są to – uśrednione dla badanej grupy – charakterystyki ilustrujące zależność wartości maksymalnej prędkości kątowej ω_M od częstotliwości f_M i amplitudy α_M ruchu w stawie.

Amplituda maksymalna prędkości kątowej ω_M rozwijanej w omawianych ruchach cyklicznych w stawie łokciowym wykazuje malejący – o charakterze zbliżonym do liniowego – związek z częstotliwością ruchu f_M oraz jednocześnie rosnący i nieliniowy z amplitudą przemieszczenia α_M , o typowym przebiegu, obserwowanym także w ruchach o charakterze dyskretnym (Pfann i wsp. 1998). Postać obu tych zależności stanowi konsekwencję nałożenia się dwóch wcześniej omówionych właściwości: natury czasowych przebiegów wielkości kinematycznych badanych ruchów, wskazującej na ich bliskie podobieństwo do drgań harmonicznym, oraz relacji $\alpha_M(f_M)$ zgodnej z równaniem (3.8). W przypadku ogólnym amplitudę prędkości kątowej ω_m w ruchu harmonicznym wiąże z amplitudą przemieszczenia α_m zależność:

$$\omega_m = \alpha_m \omega_f = \alpha_m 2\pi f. \quad (3.11)$$



Rys. 3.6. Zależność maksymalnej prędkości kątowej ω_M – rozwijanej w fazie prostowania (*ext*) i zginania (*flex*) w ustalonych ruchach cyklicznych przedramienia w stawie łokciowym – od częstotliwości f_M i amplitudy ruchu α_M . Punktami oznaczono uśrednione dla 17 badanych wyniki pomiarów, linią ciągłą analogiczne zależności dla ruchu o przebiegu harmonicznym

Przyjmując, że postać – obserwowanego w części pomiarowej eksperymentu – ruchu kończyny zbliżona jest do ruchu harmonicznego, związek między jego amplitudą maksymalną α_M i częstotliwością f_M powinien wykazywać zgodność z zależnością (3.11):

$$\omega_M = \alpha_M \omega_f = \alpha_M 2\pi f_M. \quad (3.11a)$$

Po podstawieniu w miejsce α_M wyrażenia (3.8) otrzymamy:

$$\omega_M = 2\pi(3,16 \text{ rad/s} - 0,35 \text{ rad} \cdot f_M). \quad (3.12)$$

Analogicznie, opierając się na związkach (3.8) i (3.11), wyznaczono teoretyczną krzywą zależności $\omega_M(\alpha_M)$:

$$\omega_M = 2\pi\alpha_M \frac{3,16 \text{ rad/s}}{\alpha_M + 0,35 \text{ rad}}. \quad (3.13)$$

Oba równania przedstawiają idealizowany (bo akceptujący bliską harmoniczną postać obserwowanego ruchu kończyny), hipotetyczny obraz charakterystyk pokazanych na rysunku 3.6. Ich przebieg, przedstawiony na rysunku

za pomocą linii ciągłych, dość wiernie oddaje charakter zależności wyznaczonych na drodze pomiarów, co należy uznać za jeszcze jeden dodatkowy argument potwierdzający podobieństwo omawianych ruchów przedramienia z ruchem harmonicznym, rozciągające się również na relacje ilościowe składające się na obraz jego kinematyki. Z przebiegu krzywych zamieszczonych na rysunku 3.6 wynika, że największe wartości prędkości ruchu w stawie uzyskiwane są w ruchach o maksymalnej amplitudzie i najniższej wartości częstotliwości maksymalnej f_M . Odpowiednie wartości wynoszą tu $14,73 \pm 1,22$ rad/s w fazie zginania stawu oraz $15,28 \pm 1,82$ rad/s dla prędkości prostowania. Różnica między obiema wartościami (o niewielkim stopniu istotności statystycznej: $\alpha_p > 0,3$) wskazuje na nieznaczne zaburzenie symetrii przebiegu ruchu, co należy wiązać z sygnalizowanym wcześniej zakrzywieniem zależności $\varepsilon_M(\alpha_M)$.

W uzupełnieniu prowadzonych tu rozważań należy zwrócić uwagę na efektywność napędu mięśniowego ujawnianą w działaniu cyklicznym. Jeśli za jej miarę przyjąć wartość uzyskiwanej maksymalnej prędkości, to w ruchach o charakterze cyklicznym jest ona wyższa niż osiągnięta w działaniu tzw. dyskretnym. Dla porównania ta sama grupa badanych w trakcie wykonywania „pojedynczych” ruchów zginania i prostowania (w sposób całkowicie dowolny, przy braku jakichkolwiek ograniczeń co do sposobu wykonania, lecz z warunkiem wyzwolenia maksymalnej prędkości) osiągała maksymalną prędkość zginania wynoszącą $12,6 \pm 2,52$ rad/s (średnia dla 17 badanych) i odpowiednio dla prostowania $12,9 \pm 2,5$ rad/s. Są to wartości mniejsze niż obserwowane w działaniu cyklicznym, przy czym różnica ta jest istotna statystycznie na poziomie $\alpha_p = 0,01$. Wynik ten jest zgodny ze znaną i wielokrotnie opisywaną prawidłowością objawiającą się przyrostem wartości rozwijanej siły, a także zwiększeniem prędkości skurczu mięśni w działaniu koncentrycznym, jeśli zostały one poddane wcześniejszemu wydłużeniu. Efekt ten obserwowano zarówno w badaniach prowadzonych na mięśniach izolowanych (Josephson 1985, Stevens 1993, Ettema 2001), jak i w warunkach in vivo (Bennett 1994, Zawadzki 1999, Komi 2000). Wiązany on jest na ogół – choć nie powszechnie (Ingen Schenau 1984) – ze wzrostem udziału potencjalnej energii sprężystości w bilansie energetycznym ruchu, która przez zamianę w energię kinetyczną niejako wspomaga efekt działania koncentrycznego mięśni (Ettema i Huijing 1994, Newton i wsp. 1997, Huijing 1992).

Przyspieszenie kątowe obserwowane w maksymalnie intensywnych ruchach cyklicznych przedramienia zgodnie z równaniem (3.3) wywołane jest przez składową M_N działającego w stawie momentu siły. Wszystkie trzy składowe tego momentu wykazują związek z parametrami ruchu: np. moment sił mięśni maleje ze wzrostem prędkości ruchu (Jørgensen 1975, Hortobagyi

i Katch 1990, Toji i wsp. 1997), moment oporów M_t przeciwnie, rośnie wraz z jego prędkością (Beek i wsp. 1995, Desplantez i wsp. 1999), natomiast moment sił sprężystości jest funkcją kąta stawowego, a przez to pośrednio i amplitudy ruchu (Shadmehr i Arbib 1992, Riener i Edrich 1999). Wynika stąd, że składowe te podlegają wzajemnym wpływom, a obecny stan wiedzy nie daje możliwości ich ścisłego opisu dla warunków dowolnych, dlatego szczególnego znaczenia nabiera konieczność dokładnego ustalania i kontroli warunków, w których prowadzone są badania. Często oznacza to taką organizację eksperymentu, która wymaga zaangażowania pełnego potencjału szeroko rozumianych możliwości ruchowych badanych osób. Wyniki takich obserwacji stanowią miarodajne odzwierciedlenie granicznych właściwości przejawianych w działaniu ruchowym. Przykładem takich charakterystyk są pokazane na rysunku 3.7 zależności amplitudy przyspieszenia kąowego ε_M od częstotliwości f_M i amplitudy ruchu α_M . Ze względu na zaobserwowaną niewielką nieliniowość oraz towarzyszący jej brak symetrii w przebiegu krzywej $\varepsilon_M(\alpha_M)$, w celu wyraźniejszego ukazania rozmiaru i obszaru skutków nią wywołanych oddzielnie przedstawiono wyniki pomiaru przyspieszenia o zwrocie prostującym (*ext*) i zginającym staw (*flex*). Podobnie jak miało to miejsce w odniesieniu do wcześniej omówionych charakterystyk związanych z prędkością ruchu w stawie i tym razem przebiegi uzyskane za pomocą pomiarów porównano z zależnościami przyspieszenia kąowego, jakich należałoby oczekiwać w analogicznym ruchu o postaci harmoniczej. Amplituda przyspieszenia kąowego ε_M w ruchu harmonicznym związana jest [zgodnie z (3.5)] z amplitudą przemieszczenia α_M zależnością:

$$\varepsilon_M = \alpha_M \omega_f^2 = \alpha_M (2\pi f_M)^2. \quad (3.14)$$

Po uwzględnieniu zależności (3.7) i (3.8) otrzymamy:

$$\varepsilon_M(f_M) = 4\pi^2 f_M (3,16 \text{ rad/s} - 0,35 \text{ rad} \cdot f_M) \quad (3.15)$$

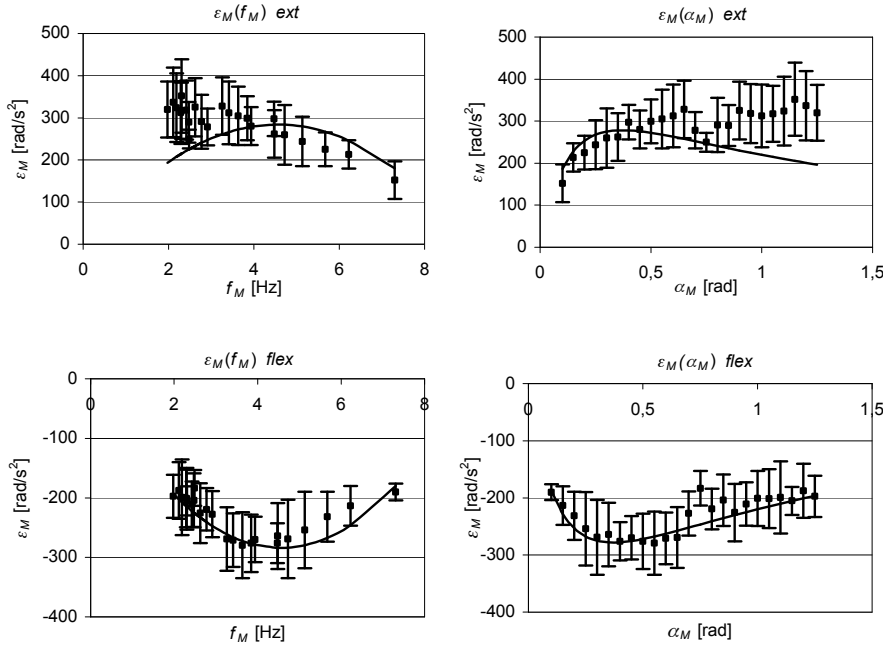
oraz:

$$\varepsilon_M(\alpha_M) = 4\pi^2 \alpha_M \left(\frac{3,16 \text{ rad/s}}{\alpha_M + 0,35 \text{ rad}} \right)^2. \quad (3.16)$$

Obie te zależności przedstawiono na rysunku 3.7 w postaci krzywych wykreślonych linią ciągłą. Ich przebieg wykazuje wyraźne – co do charakteru – (a nieco gorsze co do położenia) podobieństwo z charakterystykami empirycznymi, szczególnie zauważalne w fazie działania momentu kierującego M_N o zwrocie zginającym. W obszarze aktywności momentu siły o działaniu prostującym zgodność ta jest mniej wyraźna, zachowana jest w zasadzie

w przedziale ruchów o amplitudzie do około 0,5 rad i częstotliwości powyżej 4 Hz. Rozbieżność w przebiegu obu krzywych rośnie wraz ze wzrostem amplitudy ruchu, wkraczającej coraz głębiej w obszar zakrzywienia charakterystyki $\varepsilon_M(\alpha_M)$ (patrz rys. 3.2). Mimo tych rozbieżności (zwłaszcza, że ich natura nie zezwala na eliminację skutków przez nie wywołanych, a jeśli tak to w ograniczonym zakresie), mających ponadto lokalny charakter, uzasadnione wydaje się stwierdzenie o istotnej zgodności charakteru przebiegów przyspieszenia kąowego obserwowanego w ruchach cyklicznych przedramienia z odpowiednimi zależnościami obowiązującymi w ruchu harmonicznym. Obserwacja ta stanowi kolejny argument wskazujący na możliwość odwołania się do własności oscylatora harmonicznego jako modelu (uproszczonego) reprezentującego zachowanie się kończyny górnej w ruchach cyklicznych.

Ogólna zgodność przebiegu eksperymentalnej charakterystyki $\varepsilon_M(f_M)$ z krzywą opisaną zależnością (3.15), w powiązaniu z treścią wyrażenia (3.3), wskazuje na ciekawą prawidłowość, której podlega działający w stawie tzw.



Rys. 3.7. Wartość maksymalna przyspieszenia kąowego ε_M (o zwrocie prostującym – *ext* i zginającym – *flex*) zarejestrowana w ustalonych ruchach cyklicznych przedramienia w stawie łokciowym w funkcji maksymalnej częstotliwości f_M i amplitudy α_M ruchu

kierujący moment siły M_N . Ściślej, chodzi o związek jego wartości maksymalnej M_{NM} (amplitudy) z częstotliwością. Wyraża się on w postaci:

$$M_{NM}(f_M) = I_c \varepsilon_M(f_M) = 4\pi^2 I_c f_M (3,16 \text{ rad/s} - 0,35 \text{ rad} \cdot f_M), \quad (3.17)$$

gdzie:

- M_{NM} – amplituda działającego w stawie kierującego momentu siły, N · m,
- I_c – sumaryczny moment bezwładności poruszającej się części kończyny i stanowiska pomiarowego, kg · m²,
- ε_M – amplituda maksymalna przyspieszenia kątownego ruchu przedramienia w stawie, rad/s²,
- f_M – częstotliwość ruchu, Hz.

Jest to suma dwóch – w odmienny sposób związanych z częstotliwością – składników. Jeden z nich, mający znak dodatni, wykazuje liniowy wzrost ze wzrostem częstotliwości ruchu. Drugi, zależny od częstotliwości w drugiej potęgze i o ujemnym znaku, więc niekorzystnym z punktu widzenia maksymalizacji parametrów ruchu, odpowiedzialny jest za spadek amplitudy momentu kierującego w zakresie górnych częstotliwości. Liniowy i rosnący składnik omawianego bilansu momentów sił może się pojawiać m.in. jako skutek spadku momentu tłumienia M_t zależnego od – malejącej ze wzrostem częstotliwości – prędkości ruchu. Drugi ze składników przedstawia ujęty w skumulowanej postaci wpływ efektów związanych głównie z procesem sterowania ruchem, które zostaną omówione w dalszej części pracy, a również takich jak np. spadek maksymalnej wartości składowej momentu siły mięśni M_m spowodowany skracaniem się czasu ich aktywności.

Przedstawione na rysunku 3.7 krzywe $\varepsilon_M(f_M)$ i $\varepsilon_M(\alpha_M)$ wykazują ekstrema, których współrzędne wyznaczają teoretyczne parametry ruchów angażujących zgodnie z (3.3) największą wartości amplitudy momentu kierującego M_N . Występuje to dla częstotliwości $f_M = 4,4$ Hz i amplitudy ruchu $\alpha_M = 0,35$ rad, czemu odpowiada wartość wyzwalanego przyspieszenia maksymalnego $\varepsilon_M = 281,6$ rad/s² i odpowiednio wywołującego go momentu $M_N = 25,77$ N · m. Porównując tę wartość z wartością maksymalną statycznego momentu siły prostowników ($M_p = 44,2$ N · m) i zginaczy ($M_z = 47,2$ N · m) stawu łokciowego, zauważamy, że stanowi ona zaledwie około 58% maksymalnego momentu prostowników i około 55% momentu siły zginaczy stawu. Porównanie to jest o tyle uzasadnione, że: po pierwsze, w obu przypadkach chodzi o momenty sił rozwijane przy zerowej prędkości ruchu, a więc bez udziału momentów oporu ruchu, po drugie, omawianą wartość maksymalną moment kierujący M_N osiąga w końcowej fazie hamowania ruchu, a więc dochodzi do niej w wyniku ekscentrycznego działania mięśni, stwarzającego potencjalnie możliwość wyzwala-
nia większych momentów siły niż w warunkach izometrycznych, w których

mierzono momenty statyczne (Cavagna i Citterio 1974, Jørgensen 1975, Hortobagyi i Katch 1990, Whitehead i wsp. 2001, Weerakkody i wsp. 2003). Dla ruchów o częstotliwości około 4,4 Hz czas narastania momentu kierującego do wartości maksymalnej, równy w przybliżeniu jednej czwartej okresu ruchu, wynosi około 57 ms i jest wyraźnie krótszy od czasu, w jakim mięśnie stawu łokciowego są w stanie wyzwolić moment maksymalny. W warunkach statyki czas ten wynosi około 100÷150 ms (Gandevia i wsp. 1998, Zhang i Nuber 2000). Można by zatem spodziewać się, że ruchy o częstotliwościach niższych od 4 Hz stwarzać będą dogodniejsze warunki do wyzwalania większych wartości momentu M_N , a zatem i wyższych wartości przyspieszenia ε_M . Tak się jednak nie dzieje, bowiem przebiegi krzywych z rysunku 3.7 w zakresie częstotliwości od 2 do 4,4 Hz wskazują na zależność przeciwną. Oznaczać to może, że istnieją obiektywne powody, dla których maksymalizacja (za wszelką cenę) przyspieszenia kąтового w ruchu nie jest korzystna, zatem wybór sposobu sterowania ruchem podlega innemu, mającemu bardziej nadrzędny charakter, kryterium. Rodzaj (charakter) tego kryterium wydaje się mieć związek z postacią ruchu, obserwowaną i praktycznie niezmienną w pełnym paśmie częstotliwości i odpowiadającym mu zakresie amplitud maksymalnych, co może wskazywać na istotny udział momentów sił sprężystości w napędzie ruchu. Pozwala to ponadto na rozwijanie przyspieszeń o wyraźnie większych wartościach niż w tzw. ruchach „dyskretnych”. Maksymalna wartość przyspieszenia (średnia dla badanej grupy) obserwowana w ruchach „czystego” zginania oraz prostowania stawu łokciowego na drodze około 1,5 rad wyniosła około $168 \pm 37 \text{ rad/s}^2$, czyli była bliska najniższej wartości, jaką stwierdzono w ruchach cyklicznych, lecz wykonywanych w znacznie mniejszym zakresie drogi kątowej ($\alpha_M = 0,1 \text{ rad}$).

Na zakończenie rozważań poświęconych kinematyce ruchów cyklicznych warto zwrócić uwagę, że amplituda ruchu $\alpha_M = 0,35 \text{ rad}$, dla której przyspieszenie kątowe ε_M osiąga wartość maksymalną równa jest wartości współczynnika b w zależności (3.7), natomiast współczynnik a jest iloczynem $b = 0,35 \text{ rad}$ i częstotliwości granicznej $f_{\text{MAX}} = 9,03 \text{ Hz}$.

3.4. Energia kinetyczna w ruchach cyklicznych przedramienia w stawie łokciowym

Wartość maksymalna energii kinetycznej ruchu obrotowego przedramienia w stawie łokciowym jest zgodnie z zależnością (3.10) funkcją prędkości kątowej ω_M wyrażoną jako:

$$E_{kM} = \frac{1}{2} I_c \omega_M^2. \quad (3.18)$$

Dla momentu bezwładności I_c , zachowującego względną stałość w trakcie ruchu, wartość energii kinetycznej E_k pozostaje w ścisłym i jednoznacznym związku z prędkością kątową. Oznacza to, że wcześniej omówione zależności $\omega(\alpha_M)$ $\omega(f_M)$ determinują postać i przebieg analogicznych charakterystyk odnoszących się do energii kinetycznej E_k . Pokazano je na rysunku 3.8. Są to krzywe przedstawiające związek wartości maksymalnej energii kinetycznej E_{kM} z amplitudą ruchu α_M i jego częstotliwością f_M , wyznaczone oddzielnie dla fazy zginania (*flex*) i prostowania (*ext*) stawu. Wykazują one wyraźny spadek energii wraz ze wzrostem częstotliwości ruchu, co jednocześnie – wobec wcześniej stwierdzonego związku amplitudy ruchu z częstotliwością – oznacza wzrost energii przy wzroście amplitudy α_M . Podobne jak w odniesieniu do prędkości i przyspieszenia kąowego i tu krzywe doświadczalne mają charakter przebiegu zgodny z zależnościami właściwymi dla ruchu harmonicznego, które wyznaczono w oparciu o równania (3.12), (3.13) i (3.18). Opisują one związek maksymalnej energii kinetycznej E_{kM} [J] z częstotliwością f_M [Hz] i amplitudą α_M [rad] w ruchu o ściśle harmonicznym postaci:

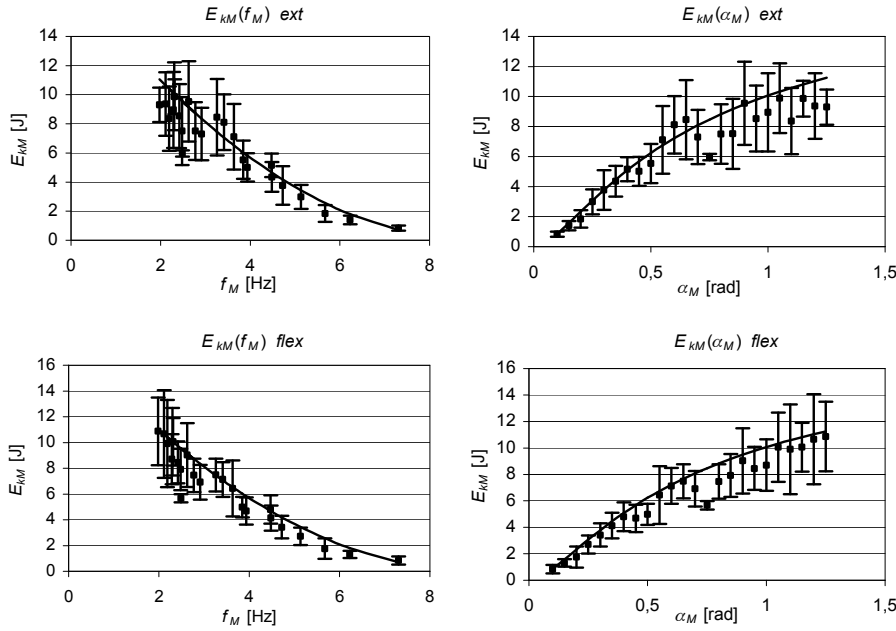
$$E_{kM} = 2\pi^2 I_c (3,16 \text{ rad/s} - 0,35 \text{ rad} \cdot f_M)^2 \quad (3.19)$$

oraz:

$$E_{kM} = 2\pi^2 I_c = \left(\alpha_M \frac{3,16 \text{ rad/s}}{\alpha_M + 0,35 \text{ rad}} \right)^2. \quad (3.20)$$

Widoczna na rysunku 3.8 zgodność przebiegów obu krzywych z zależnościami empirycznymi pozwala uznać, że stanowią one dość wierny obraz związków ilościowych opisujących kinematykę (zostały wyznaczone w oparciu o pomiary charakterystyk kinematycznych ruchu) rozważanych ruchów kończyny górnej, zachowując słuszność również w stosunku do charakterystyk energetycznych.

W czasie trwania jednego cyklu ruchu energia kinetyczna dwukrotnie uzyskuje wartość maksymalną E_{kM} , raz w fazie zginania stawu, drugi raz w fazie prostowania. Rysunki 3.1 i 3.3 pozwalają zauważyć, że ma to miejsce w chwili, gdy współrzędna kąowa α_s przyjmuje wartość równą α_0 , czyli przedramię przechodzi przez tzw. położenie równowagi i gdzie prędkość jego ruchu osiąga wartość maksymalną. W punkcie tym przyspieszenie kąowe zmienia znak, zatem jego wartość chwilowa równa jest zeru. W ciągu następującej po tym ćwiartce okresu ruchu odchylenie kąowe przedramienia α od położenia środkowego α_0 rośnie do wartości α_M . Wiąże się z nim wzrost odkształceń tkanek (np. wydłużanych brzuśców i ścięgien mięśni, więzadeł, torebki stawowej) o własnościach podatnych, wykazujących zdolność gromadzenia potencjalnej energii sprężystości. Ilość gromadzonej w ten sposób



Rys. 3.8. Uśrednione dla 17 badanych zależności maksymalnej energii kinetycznej E_{KM} rozwijanej w ustalonych ruchach cyklicznych przedramienia w stawie łokciowym od amplitudy α_M i częstotliwości maksymalnej ruchu f_M . Oddzielnie pokazano zależność energii uzyskiwanej w fazie prostowania (*ext*) i zginania (*flex*) stawu

energii jest zależna m.in. od rozmiaru wywołanych odkształceń, zatem można przyjąć, że wzrasta ona w miarę odchylenia się przedramienia od położenia środkowego $\alpha_s = \alpha_0$, uzyskując wartość maksymalną, gdy jest ono równe amplitudzie ruchu α_M . W tym położeniu kończyny następuje zmiana kierunku ruchu w stawie, co ma miejsce przy zerowej prędkości kątowej ω , a zatem i zerowej wartości energii kinetycznej. W czasie trwania następnej ćwiartki okresu ruchu dokonuje się odwrotna przemiana energii: rośnie energia kinetyczna, a jednocześnie maleje potencjalna. Po raz kolejny spada ona do zera, gdy kąt w stawie α_s przyjmuje wartość równą α_0 . Tę pozycję kątową można zatem uznać za położenie równowagi, wyznacza bowiem ona minimum energii potencjalnej, ponadto każdemu odchyleniu od niej towarzyszy pojawienie się momentu siły M_N przeciwdziałającego tej zmianie położenia i wywołującemu przyspieszenie o zwrocie względem odchylenia przeciwnym (patrz rys. 3.2).

Ustalenia powyższe w powiązaniu z treścią równania bilansu energetycznego (3.2) pozwalają stwierdzić, że wartość maksymalna energii kinetycznej E_{kM} przedramienia w chwili przekraczania położenia równowagi równa jest w tym momencie całkowitej energii mechanicznej zaangażowanej w ruchu kończyny. Następujący później spadek wartości energii kinetycznej dokonywać się może przez zmianę całkowitej energii mechanicznej w wyniku pracy (tzw. ujemnej) wykonywanej przez momenty sił czynnie działających mięśni, oraz momenty sił oporu i tarcia odpowiedzialne za straty energii. Takie rozwiązanie należy uznać za najmniej korzystne z punktu widzenia nakładów energetycznych ruchu, oznacza ono bowiem, że każda zmiana energii mechanicznej w układzie wymaga wykonania nad nim pracy, składającej się na koszt energetyczny ruchu. Potwierdzona w licznych doniesieniach (Alexander i Bennett-Clark 1977, Hasan 1986, Alexander 1988, Fukashiro i wsp. 1995, Takarada i wsp. 1997) możliwość gromadzenia w układzie ruchu potencjalnej energii sprężystości stwarza szansę uniknięcia tej niekorzystnej sytuacji, a to za sprawą wykorzystania przemian energii potencjalnej w kinetyczną i na odwrót. Przemiany te, dokonujące się pod wpływem działania wewnętrznych momentów sił sztywności, nie obciążają kosztów energetycznych ruchu. W skrajnym przypadku, teoretycznie rzecz ujmując, minimum nakładów wymagałoby ruchu, w którym całkowita energia kinetyczna E_{kM} podlegałaby zamianie w energię potencjalną E_{psM} , a ta ponownie w całości w kinetyczną, czyli gdy $E_{kM} = E_{psM}$. Podtrzymanie ruchu w czasie wymaga w tej sytuacji jedynie uzupełniania ubytków energii rozpraszanej na skutek tarcia i oporów wewnętrznych. Oznacza to, że koszt energetyczny ruchu realizowanego w takich warunkach sprowadza się wyłącznie do kompensacji owych strat energii, przy zerowym wydatku przeznaczonym na zmiany chwilowych wartości prędkości. Istnieją przesłanki wskazujące na możliwość wykorzystania takiego sposobu realizacji ruchu w dość szerokim zakresie warunków (Feldman 1980, Nilsson i Thorstensson 1987, Zawadzki 1992), a korzyści, jakie stąd wynikają, wiążą się z możliwością sumowania się energii: dostarczanej przez mięśnie z energią potencjalną podlegającą zamianie w kinetyczną. Dzięki temu, całkowita energia mechaniczna ujawniana w takich warunkach może osiągać wartości większe niż w ruchach wykonywanych bez udziału energii potencjalnej (np. o jednym kierunku, pozbawionych tzw. fazy „rozciągnięcia”). Porównanie wartości maksymalnych energii kinetycznej uzyskiwanej w ruchach „czystego” zginania i prostowania stawu łokciowego z energią ujawnianą w działaniu cyklicznym potwierdza słuszność tego stwierdzenia. Wartość maksymalna energii kinetycznej wyzwalanej podczas swobodnego (tzn. wykonywanego bez ograniczeń, w pełnym zakresie kąta stawowego) zginania stawu łokciowego zmierzona i uśredniona dla badanej grupy wyniosła $E_{kZ} = 7,7 \pm 3,4$ J, a w ruchu prostowania $E_{kP} = 7,9 \pm 2,9$ J. Podobne wyniki

($E_k = 8,6 \text{ J}$) zanotowali Fukushima i wsp. (1995) w ruchach zginania stawu łokciowego z niewielkim obciążeniem grawitacyjno-bezwładnościowym. Wartości te są niższe o około 30% od energii maksymalnej obserwowanej w ruchach cyklicznych, gdzie osiąga ona wartości powyżej 10 J.

Dopełnieniem charakterystyk omawianych ruchów cyklicznych są pokazane na rysunku 3.9 zależności maksymalnej mocy zewnętrznej od amplitudy i częstotliwości ruchu. Moc zewnętrzna rozumiana jest tu (zgodnie z powszechnie stosowaną w badaniach ruchu ciała człowieka, choć ułomną ze względów metodologicznych, metodą wyznaczania charakterystyk energetycznych opartą na pomiarach kinematyki ruchu) jako pochodna chwilowej energii kinetycznej względem czasu:

$$P_k(t) = \frac{d}{dt} E_k(t) = \frac{1}{2} I_c \frac{d}{dt} \omega(t)^2, \quad (3.21)$$

gdzie:

$P_k(t)$ – chwilowa wartość mocy zewnętrznej obserwowanej w ruchu przedramienia,

$E_k(t)$ – energia kinetyczna ruchu obrotowego przedramienia w stawie łokciowym,

$\omega(f)$ – prędkość kątowa ruchu w stawie.

Jednocześnie zgodnie z równaniem (3.1) można przedstawić ją w postaci sumy trzech składników:

$$P_k(t) = P_{wm}(t) - P_p(t) - P_Q(t), \quad (3.22)$$

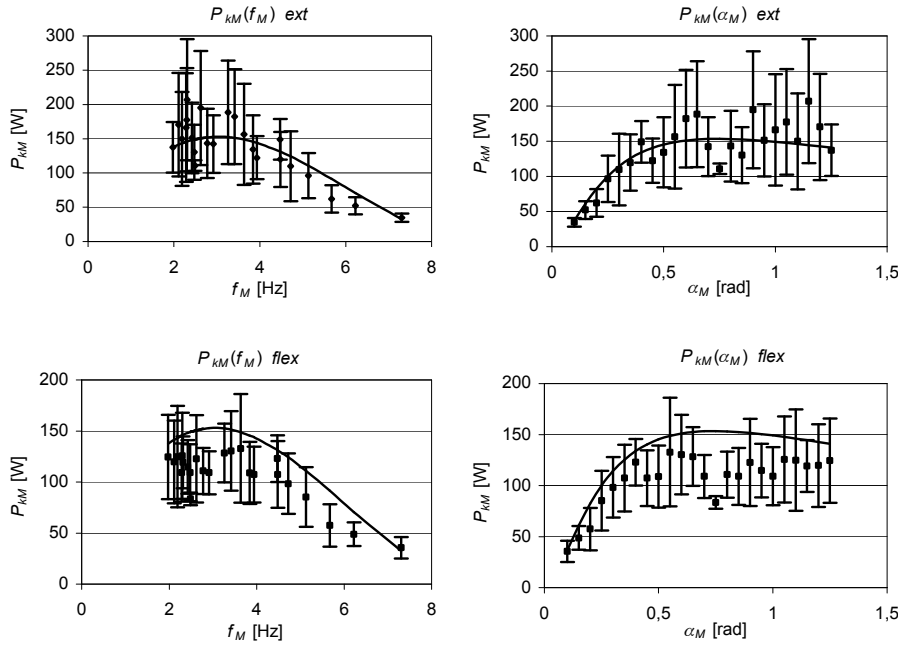
gdzie:

$P_{wm}(t)$ – moc chwilowa, doprowadzana przez aktywnie działające mięśnie,

$P_p(t)$ – chwilowa moc przemian potencjalnej energii sprężystości E_p ,

$P_Q(t)$ – moc strat związana z rozpraszaniem energii.

Równanie (3.22) wymaga kilku słów komentarza odnoszącego się głównie do znaków wielkości w nim występujących. Moc strat P_Q , stanowiąca „beziproduktywne” obciążenie źródła energii koniecznej do realizacji ruchu, jako że jest związana z tarciem i tłumieniem stwarzającym opory ruchu, ma zawsze znak ujemny. Inaczej przedstawia się sprawa znaku mocy zmian energii potencjalnej $P_p(t)$, który zależny jest od kierunku zmian energii potencjalnej. Moc ta w odróżnieniu do wcześniej wymienionej może przyjmować zarówno wartości większe, jak i mniejsze od zera. W warunkach, gdy energia potencjalna E_p jest absorbowana, czemu towarzyszy wzrost jej wartości, moc P_p w równaniu (3.22) będzie odejmować się od mocy doprowadzonej P_{wm} . Odwrotnie w sytuacji, gdy energia potencjalna jest oddawana, a jej wartość maleje: wtedy moc P_p jest ujemna, a ponieważ w równaniu (3.22) występuje ona



Rys. 3.9. Uśrednione dla $N = 17$ badanych wyniki pomiaru maksymalnej mocy zewnętrznej w funkcji amplitudy α_M i częstotliwości maksymalnej f_M ruchów cyklicznych przedramienia wyznaczone w fazie zginania (*flex*) i prostowania (*ext*) stawu łokciowego

ze znakiem minus, więc w rezultacie dodaje się ona do mocy zasilającej P_{Wm} . W ruchach cyklicznych przedramienia w stawie łokciowym w czasie trwania jednego okresu ruch jest dwukrotnie przyspieszany i dwukrotnie hamowany. W obu tych sytuacjach moc użyteczna dostarczana przez mięśnie sterujące ruchem ($P_{Wm} - P_Q$) jest mniejsza od mocy zewnętrznej P_k o wartość mocy P_p , która określa prędkość pochłaniania lub oddawania energii potencjalnej. Dlatego też metody wyznaczania tzw. mięśniowego wydatku energii mechanicznej (Ingen Schenau i wsp. 1990, Kautz i wsp. 1994, Donelan i wsp. 2002), opierające się na całkowaniu mocy zewnętrznej lub sumowaniu modułu zmian całkowitej energii mechanicznej (Zawadzki i Kornecki 1985, Willems i wsp. 1995), dają wyniki obciążone błędem, tym większym, im większy jest udział potencjalnej energii sprężystości i energii strat w ogólnym bilansie energetycznym (Neptune i van den Bogert 1998). Szczególnie odnosi się to zatem do ruchów charakteryzujących się zmiennością kierunku, np. ruchów cyklicznych, wykonywanych z dużą intensywnością i przy niewielkich obciążeniach zewnętrznych. Z tego też powodu moc zewnętrzna obserwowana w omawia-

ných ruchach cyklicznych przedramienia nie może być interpretowana wprost jako miara intensywności wysiłku mięśniowego.

Krzywe pokazane na rysunku 3.9 odnoszą się do wartości maksymalnych tzw. mocy dodatniej, wyzwalanej w trakcie przyspieszania ruchu w stawie, czyli w tych częściach jego okresu, w których za sprawą pracy mięśni dostarczana jest energia mechaniczna. Powtarza się to dwukrotnie w ciągu każdego okresu ruchu; raz w czasie zginania stawu, drugi raz podczas prostowania. Rysunek 3.9 przedstawia charakterystyki mocy maksymalnej mierzonej w obu kierunkach ruchu. Moc ta pozostaje w związku zarówno z częstotliwością ruchu, jak i jego amplitudą. Krzywe empiryczne przedstawiające obie zależności wykazują maksima zlokalizowane w pobliżu częstotliwości f_M równej około 3 Hz i w przedziale amplitud leżącym powyżej 0,6 rad. Wartości mocy uzyskiwane w tych warunkach wynoszą odpowiednio około 150 W w fazie prostowania i około 120 W w trakcie zginania stawu. Są to wartości relatywnie duże, porównywalne z mocą rozwijaną w warunkach izokinetycznych przy obciążeniu zewnętrznym na poziomie 0,3 MVC (Toji i wsp. 1997) i około 0,4 MVC (Moss i wsp. 1997). Zbliżone, choć nieco mniejsze wartości mocy zewnętrznej zanotowano dla badanej grupy w dowolnych ruchach „dyskretnych” wykonywanych z maksymalną prędkością. Wyniosły one 128 ± 47 W podczas zginania stawu na dystansie około 1,4 rad i 134 ± 46 W w czasie prostowania, lecz na drodze 1,6 rad.

Na rysunku 3.9, obok zależności wyznaczonych w drodze pomiaru, umieszczono również krzywe obrazujące charakterystyki zewnętrznej mocy maksymalnej dla analogicznych ruchów o przebiegu harmonicznym, opisane za pomocą równań powstałych w wyniku podstawienia wyrażenia (3.8) do:

$$P_{kM} = \frac{1}{2} I_c \varepsilon_M \omega_M = \frac{1}{2} I_c \alpha_M^2 (2\pi f_M)^3, \quad (3.23)$$

co daje:

$$P_{kM}(f_M) = 4\pi^3 I_c f_M (3,16 \text{ rad/s} - 0,35 \text{ rad} \cdot f_M)^2, \quad (3.24)$$

oraz:

$$P_{kM}(\alpha_M) = 4\pi^3 I_c \alpha_M^2 \left(\frac{3,16 \text{ rad/s}}{\alpha_M + 0,35 \text{ rad}} \right)^3. \quad (3.25)$$

Mimo iż zgodność zależności empirycznych (uzyskanych w wyniku pomiarów) z przebiegiem krzywych (3.23) i (3.24) nie jest tu tak wyraźna, jak w przypadku wcześniej omawianych analogicznych charakterystyk amplitudy ruchu czy prędkości kątowej, to nie sposób nie zgodzić się ze stwierdzeniem, że podobieństwo to w odniesieniu do charakteru porównywanych zależności

jest dość wyraźne. Szczególnie odnosi się to do mocy rozwijanej w zakresie częstotliwości powyżej 4 Hz i dla amplitud ruchu α_M niższych niż około 0,5 rad, czyli w przedziale, w którym omawiane w rozdziale 3.1 nieliniowości związku $\varepsilon(\alpha_s)$ są niewielkie lub praktycznie niezauważalne. W ruchach o amplitudzie zbliżonej do maksymalnej α_{MAX} dodatkowo uwidacznia się zaburzenie symetrii obrazu ruchu, widoczne w postaci zróżnicowania wartości maksymalnych mocy zewnętrznej, rozwijanych podczas prostowania i zginania stawu, oraz większego rozrzutu wartości mocy obserwowanych w fazie prostowania kończyny w stosunku do fazy zginania. Obszar występowania tych zaburzeń pokrywa się z obszarem przywołanych wcześniej nieliniowości.

4. Własności biomechaniczne układu ruchu człowieka przejawiane w działaniach cyklicznych

4.1. Kończyna górna jako układ mechaniczny opisany równaniem różniczkowym drugiego rzędu

Zawarta w poprzednich rozdziałach analiza kinematyki ruchów cyklicznych przedramienia w stawie łokciowym przedstawia pewien uporządkowany obraz zjawisk i zależności ujawnianych na zewnątrz w czasie wykonywania rozważanych ruchów. Zebrane w ten sposób informacje stanowią niezbędną podstawę do prowadzenia dalszych analiz, obejmujących zależności typu przyczyna–skutek, a więc prowadzonych w oparciu o prawa o charakterze bardziej szczegółowym niż najczęściej powoływana w dotychczasowych rozważaniach tzw. zasada zachowania energii. Analiza taka wymaga odwołania się do pewnego uproszczonego – lecz jednocześnie adekwatnego dla przedmiotu badań – zestawu praw, wielkości wpływających, zależności i związków między nimi, wreszcie struktury, funkcji i parametrów obiektu, składających się na jego model uwzględniający procesy w nim zachodzące. Najczęściej stosowane we współczesnej biomechanice modele mają charakter modeli fizykalnych, tzn. konstruowanych w oparciu o powszechnie obowiązujące prawa fizyki, opisywanych za pomocą wielkości mających fizyczną interpretację, dzięki temu umożliwiające analizę zależności w kategoriach przyczyna–skutek. W konstruowaniu modeli układu ruchu człowieka wielce pomocna jest wiedza z dziedziny anatomii (określająca strukturę i funkcje ruchowe modelu), fizjologii (dla ustalenia warunków zasilania z uwzględnieniem liczby i charakteru wielkości sterujących), biomechaniki (dostarczającej szczegółowych informacji o charakterystykach elementów modelu), mechaniki (formułującej prawa i związki formalne, którym podlegają zmienne i parametry modelu), a również cybernetyki, jako źródła wiedzy o procesach sterowania leżących u podłoża aktywności ruchowej człowieka.

Modele kończyny górnej człowieka budowane na potrzeby analizy ruchów wykonywanych w stawie łokciowym składają się z dwóch sztywnych członów reprezentujących: ruchome przedramię (traktowane łącznie z ręką jako jeden sztywny segment) oraz ramię, zwykle uznawane za nieruchome. Połączenie ruchowe między tymi członami odzwierciedlające własności stawu łokciowego przedstawiane jest za pomocą przegubu obrotowego o jednym stopniu swobody i osi obrotu pokrywającej się z osią poprzeczną stawu. Zakres ruchu wzajemnego członów odpowiada przeciętnej ruchomości czynnej stawu i za-

wiera się w przedziale dopuszczalnych zmian kąta stawowego, wyznaczonym przez skrajne jego wartości. Zwykle przyjmuje się, że wynosi on około 2,6 – 2,8 rad (Zębaty 1989). Współrzedną opisującą chwilowe położenie układu jest wartość kąta stawowego α , a jej pochodne względem czasu wyznaczają odpowiednio prędkość i przyspieszenie kątowe ruchu w stawie. Zmiany położenia członu ruchomego oznaczają konieczność przemieszczeń mas przedramienia i ręki, a także – przesuwających się w trakcie skracania i wydłużania – brzuśców mięśni zginaczy i prostowników stawu, z których znaczna część należy do masy ramienia, czyli członu uznanego za nieruchomy. Bezwładność tych ruchomych części kończyny reprezentowana jest w modelu przez zastępczy sumaryczny moment bezwładności I_k , nazywany w skrócie „momentem bezwładności przedramienia”. Jego wartość przyjmuje się za stałą i niezależną od parametrów ruchu kończyny [jest to uproszczenie, bowiem chociażby przesuwanie się brzuśców mięśni wzdłuż osi długiej przedramienia, związane ze zmianą kąta stawowego, powodować musi pewne niewielkie zmiany momentu bezwładności I_k (Zawadzki 1992), nieco inny choć związany z omawianym problemem efekt opisano także w rozdziale 3].

Opory towarzyszące ruchom w stawie wywołane są głównie przez siły i momenty sił tarcia, związane z wszelkiego rodzaju przemieszczeniami wewnętrznymi występującymi w obrębie stawu, tkanek okołostawowych, odkształcanych i odkształcających się brzuśców mięśni i ścięgien, tkanki tłuszczowej, skóry itp. Ze względu na własności środowiska, w którym ma to miejsce, przeważa tu tarcie o charakterze lepkościowym (Kędzior 1978, Lacquaniti i wsp. 1982, Desplantez i wsp. 1999, Konczak 1999). W literaturze poświęconej własnościom mechanicznym aparatu ruchu człowieka można doszukać się co najmniej kilku rodzajów odmiennie rozumianej, w różny sposób definiowanej, tzw. lepkości mięśniowo-stawowej (*muscle/joint viscosity*). Wymienić tu można „tłumienie” definiowane w oparciu o błędnie interpretowaną zależność Hilla, opisującą związek między siłą mięśnia i prędkością jego skurczu (lub w odniesieniu do ruchu w stawie: momentem siły mięśniowej i rozwijaną prędkością kątową). Błąd polega tu na milczącym przyjęciu niesłusznego założenia, w myśl którego moc rozwijana przez mięsień rośnie liniowo wraz z prędkością jego skracania się. Wyznaczana w ten sposób „lepkość” czy „tłumienie” osiąga bardzo duże wartości (Niku i Henderson 1989, Desplantez i wsp. 1999), dodatkowo maleje ze wzrostem prędkości ruchu i pozbawiona jest interpretacji fizycznej. Innym rodzajem tłumienia-lepkości obecnym w literaturze jest tłumienie wyznaczane w oparciu o pomiar sił i momentów sił oporu związanych z ruchem w stawie. Tak rozumiane tłumienie wykazuje charakter lepkościowy, a jego wartość uzależniona jest m.in. od stanu aktywności działających na staw mięśni (Joyce i wsp. 1974,

Zawadzki i Kornecki 1988, Bennett i wsp. 1992, Zatsiorsky 1997, Novak i wsp. 2000). Również rodzaj działania mięśni wywiera wpływ na wartość towarzyszącego mu tłumienia, które zwykle jest wyższe w działaniu koncentrycznym (Martin i wsp. 1996). Na ogół jednak dla analizy zachowania kończyny w konkretnych warunkach przyjmuje się, że sumaryczne opory ruchu, niezależnie od miejsca powstania, ujawniają się w postaci działającego w stawie wypadkowego momentu siły M_t , o wartości zależnej liniowo od prędkości ruchu ω oraz zastępczego tłumienia „w stawie” B (Winters i wsp. 1988, Stroeve 1999):

$$M_t = B\omega, \quad (4.26)$$

gdzie:

- M_t – wypadkowy moment sił tarcia i tłumienia reprezentujący opory ruchu w stawie,
- B – zastępcze tłumienie lepkie, odpowiedzialne za straty (rozpraszanie) energii w czasie ruchu,
- ω – prędkość kątowa ruchu w stawie.

Trzecim parametrem modelu kończyny jest sztywność reprezentująca działające w stawie momenty sił o charakterze zachowawczym. Momenty te powstają w wyniku odkształceń tkanek podatnych w trakcie zmiany położenia kończyny w stawie. Mają one zwrot przeciwny względem przemieszczenia, a ich wartość zależna jest od odkształceń, czyli od zmiany kąta stawowego. Odkształceniom tym podlegają zarówno mięśnie obsługujące staw, jak i tkanki o własnościach biernych, takie jak ścięgna, więzadła, torebka stawowa, oraz także, lecz w nieco mniejszym stopniu, tkanka tłuszczowa, skóra itp. Wymienione elementy układu ruchu charakteryzują się własnościami podatnymi, określanymi mianem „elastyczności”, oznaczającym pewien szczególny rodzaj sztywności. Sztywność ta, rozumiana jako odporność na odkształcenia, w odniesieniu do wymienionych tkanek wykazuje charakter nieliniowy, wyrażający się w jej wzroście wraz ze wzrostem rozmiaru odkształceń (Coveney i wsp. 2001). Własność ta obserwowana jest zarówno w zachowaniu pojedynczych mięśni (Nichols i Houk 1976, Lensel i Goubel 1988, Ettema 1996), jak i w przejawianych na zewnątrz własnościach stawu (Feldman 1980, Gottlieb i Agarwal 1988, Hof 1988, Pioletti i wsp. 1998, Popescu i wsp. 2003). Ponadto obserwuje się zależność sztywności widzianej w stawie od stanu naprężenia (pobudzenia) obsługujących go mięśni, polegającą na zwiększaniu się sztywności wraz ze wzrostem tego naprężenia. Wykorzystanie tego efektu w warunkach naturalnych zazwyczaj oznacza konieczność jednoczesnego pobudzania mięśni antagonistycznych, co jest określane mianem współskurczu. Działanie polegające na jednoczesnym pobudzaniu antagonistycznych grup mięśni wydaje się z pozoru nieracjonalne, jeśli jednak wziąć pod uwagę, że

stwarza to możliwość sterowania sztywnością zespołu mięśniowo-stawowego (sztywnością w stawie), to może się okazać, że w niektórych sytuacjach jest ono uzasadnione i w sposób wymierny korzystne (Feldman 1980, Hasan 1986). Efektem współskurczu towarzyszy ponadto zmniejszenie (częściowe) rozmiarów nieliniowości charakterystyki sztywność–kąć stawowy, zwłaszcza w jej środkowym zakresie (Shadmehr i Arbib 1992, Biryukova i wsp. 1999, Frolov i wsp. 2000), w którym najczęściej realizowane są ruchy, co z kolei pozwala na uproszczenie procesu sterowania ruchem, także przez redukcję liczby zmiennych zaangażowanych w proces sterowania jego przebiegiem. Związek pomiędzy sztywnością a naprężeniem zespołu ścięgno-mięsień opisywany jest jako zależność liniowa (np. Hunter i Kearney 1982, Hof 1998). Shadmehr i Arbib (1992) stwierdzili, że „sztywność rośnie nieliniowo wraz z siłą”, przy czym wzrost ten zachodzi „szybciej niż liniowo”. Podobnej obserwacji, wskazującej tym razem na kwadratowy charakter zależności $K(M_m)$ można dopatrzeć się na podstawie analizy wyników Calancie i Steina (1987).

Innym źródłem nieliniowości ujawniających się także w odniesieniu do charakterystyki sztywności w stawie jest nieliniowy związek między zmianą wartości kąta stawowego a wywołanym przez nią wydłużeniem mięśni. Charakter tej zależności opisującej przełożenie między ruchem obrotowym w stawie a liniową zmianą długości mięśni na ogół niweluje częściowo nieliniowość widzianej na zewnątrz charakterystyki sztywność–kąć w stawie.

Mimo powszechnej zgody co do istnienia omawianych nieliniowości w większości prac, również cytowanych powyżej, poświęconych własnościom układu ruchu w dynamice stosuje się modele linearyzowane, opisywane równaniem ruchu układu drugiego rzędu o stałych parametrach. Wyjątek stanowią tu próby zastosowania równań ruchu oscylatorów van der Pola i Rayleigha do opisu ruchów periodycznych o charakterze drgań (Haken i wsp. 1985, Kay i wsp. 1991, Beek i wsp. 1996, Peper i Beek 1998). Jedynym nieliniowym parametrem w obu tych oscylatorach jest tłumienie. Argumentem przywoływanym dla uzasadnienia wyboru takich modeli jest przypisywana im stałość amplitudy drgań w szerokim zakresie częstotliwości (Kay i wsp. 1991). Ponadto ze względu na to, że posiadają one tłumienie zawierające składnik ujemny, to podtrzymanie ruchu takiego układu nie wymaga użycia momentu napędowego, zatem i zasilania w znaczeniu energetycznym.

W świetle wyników przedstawionych w rozdziale 3.2 amplituda rozważanych ruchów cyklicznych przedramienia nie wykazuje oznak „stałości” przy zmianach częstotliwości ruchu, co więcej, stwierdzono istnienie ścisłej zależności wiążącej obie te wielkości. Również charakterystyki opisujące relację prędkości maksymalnej ruchu od jego częstotliwości (Beek i wsp. 1996) mają dla omawianych oscylatorów zupełnie odmienny przebieg niż obserwo-

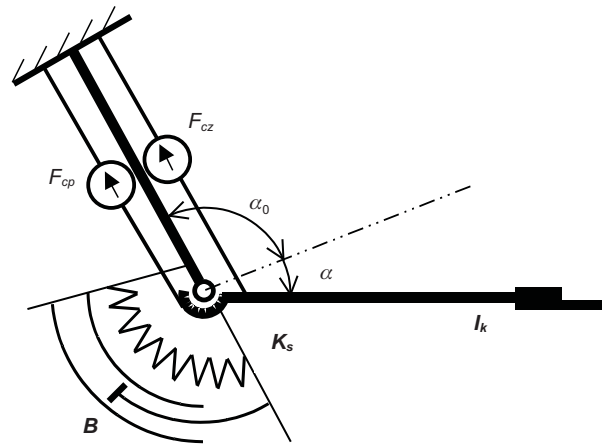
wany w ruchach kończyny. Te dwie istotne różnice wykluczają praktycznie możliwość uznania oscylatorów van der Pola i Rayleigha za adekwatne modele kończyny w ruchach o maksymalnej intensywności. Nie bez znaczenia jest tu także problem zasilania ruchu, którą to funkcję w przypadku kończyny realizują mięśnie zginacze i prostowniki stawu, dostarczające w efekcie wykonywania pracy koncentrycznej, energii niezbędnej do utrzymania zamierzonych parametrów wykonywanego ruchu. W ruchach o maksymalnej intensywności energia ta oraz moc, z jaką jest dostarczana, bliskie są górnej wartości energii i mocy, jaką w danych warunkach może wyzwolić zaangażowany układ mięśniowy. Oscylatory van der Pola, Rayleigha z racji występowania w nich ujemnego składnika tłumienia formalnie nie wymagają zasilania. Jednak owo ujemne tłumienie może być interpretowane jako skutek ukrytego działania momentów sił wyzwalańych przez mięśnie. Ten sam efekt można uzyskać w prostszy sposób, posługując się oscylatorem harmonicznym jako modelem kończyny, a jego ruch traktując jako wymuszony przez działające w stawie składowe czynne momentów sił mięśniowych. Przyjęcie takiego rozwiązania ułatwia analizę zachowania kończyny przez odniesienie jej do praw i zależności mających interpretację mechaniczną.

Przeprowadzone rozważania w powiązaniu z ustaleniami zawartymi w rozdziale 3 prowadzą w konkluzji do przyjęcia założeń dla modelu kończyny wykonującej w stawie łokciowym ruchy cykliczne o maksymalnej intensywności:

- ruch modelu, podobnie jak obserwowany w części doświadczalnej eksperymentu ruch kończyny w stawie łokciowym, jest ruchem o ustalonym przebiegu, niezawierającym składowej przejściowej,
- kończyna wykonująca ruchy w stawie łokciowym jest dwuczłonowym układem drugiego rzędu o jednym stopniu swobody ruchu,
- człon reprezentujący ramię jest unieruchomiony, członem ruchomym jest przedramię tworzące wraz z ręką sztywny element (oznacza to, że wszystkie stawy kończyny, z wyjątkiem łokciowego, są unieruchomione, a ruch w nich zablokowany),
- ruch członu ruchomego (przedramienia wraz z ręką) odbywa się w płaszczyźnie poziomej, bez wpływu sił grawitacji,
- współrzędną opisującą położenie układu jest chwilowa wartość kąta stawowego α ,
- parametrami układu są: moment bezwładności I_c , tłumienie lepkie B , sztywność K_s , reprezentujące w formie skumulowanej własności zarówno biernego, jak i czynnego układu ruchu kończyny,
- wartości parametrów I_c , B , K_s są stałe dla danych i określonych warunków ruchu (tj. częstotliwości, amplitudy), czyli układ jest liniowy,

- wartość tłumienia B i sztywności K_s mogą w sposób parametryczny ulegać zmianie stosownie do aktualnych warunków ruchu (np. wyznaczonych przez pożądaną jego amplitudę i częstotliwość),
- ruch układu odbywa się pod wpływem działania – traktowanego jako zewnętrzny – wypadkowego momentu siły M_m , stanowiącego sumę składowych czynnych momentów sił mięśni,
- jedynym źródłem energii dostarczanej do układu jest praca wykonywana przez moment siły mięśni M_m ,
- ubytek całkowitej energii układu dokonywać się może w dwojaki sposób: na skutek rozpraszania w wyniku działania oporów ruchu reprezentowanych przez tłumienie B oraz wskutek hamującego działania mięśni wykonujących tzw. pracę ujemną,
- w układzie możliwe jest gromadzenie energii jedynie w postaci energii mechanicznej: kinetycznej i potencjalnej sprężystości.

W sformułowanych wyżej założeniach dopuszczono możliwość zmiany parametrów sztywności i tłumienia stosownie do warunków realizacji ruchu. To może rodzić wątpliwość, czy w takiej sytuacji model w dalszym ciągu zachowuje liniowość? Formalnie rzecz ujmując, nie. Jednakże na potrzeby prowadzonych tu analiz może być traktowany jak liniowy. Wynika to z kilku powodów. Po pierwsze, dopuszcza się i bierze pod uwagę jedynie możliwość parametrycznej zmiany sztywności i tłumienia, co oznacza, że w rozważaniach ruchu modelu rozpatrywany jest stan końcowy następujący już po dokonaniu się zmiany parametrów, czyli w warunkach, gdy zachowują one stałe, choć



Rys. 4.10. Schemat modelu kończyny górnej człowieka ruchomej w stawie łokciowym

nowe, wartości. Po drugie, praca i zawarte w niej rozważania odnoszą się w całości i wyłącznie do ruchu ustalonego kończyny i jej modelu, a to oznacza w sposób oczywisty, że dla zaistnienia takiego stanu wszelkie procesy mające charakter przejściowy, w tym również te związane ze zmianami sztywności i tłumienia, musiały ulec zakończeniu. A jeśli tak, to bez wątpienia po każdej takiej zmianie mamy do czynienia ponownie z układem o stałych wartościach parametrów I_c , B , K_s , czyli zachowującym liniowość.

Założenia powyższe pozwalają na sformułowanie równania ruchu modelu kończyny, które stanowi rozwinięcie zależności (3.3):

$$I_c \varepsilon(t) + B\omega(t) + K_s \alpha(t) = M_m, \quad (4.27)$$

gdzie:

- I_c, B, K_s – moment bezwładności, tłumienie i sztywność w stawie,
- M_m – suma składowych czynnych momentów sił mięśni działających w stawie,
- $\alpha(t)$ – współrzędna położenia względnego kończyny, rozumiana jako chwilowa wartość kąta odchylenia przedramienia od pozycji odniesienia α_0 : $\alpha(t) = \alpha_s(t) - \alpha_0$,
- $\omega(t)$ – chwilowa wartość prędkości kątowej ruchomego członu kończyny $\omega(t) = \frac{d\alpha(t)}{dt}$,
- $\varepsilon(t)$ – przyspieszenie kątowe w ruchu przedramienia $\varepsilon(t) = \frac{d\omega(t)}{dt}$.

4.2. Charakterystyka częstotliwościowa modelu kończyny a zależność doświadczalna amplituda–częstotliwość w ruchach cyklicznych

Równanie (4.27) jest typowym równaniem ruchu liniowego układu drugiego rzędu, w którym składowa czynna momentu sił mięśni M_m stanowi moment wymuszający, a odpowiedzią układu jest ruch w stawie opisany zależnością współrzędnej położenia względnego $\alpha(t) = \alpha_s(t) - \alpha_0$ od czasu. W ogólnym przypadku odpowiedź układu wywołana działającym wymuszeniem zawiera dwa składniki: odpowiedź wymuszoną, reprezentującą rozwiązanie szczególne równania niejednorodnego (pełnego) oraz odpowiedź swobodną, nazywaną rozwiązaniem ogólnym równania jednorodnego. Pierwsza z wymienionych opisuje wymuszony ruch układu obserwowany po zakończeniu stanów przejściowych związanych z drugim składnikiem odpowiedzi. Przedmiotem eksperymentu i podjętych na jego podstawie analiz był ruch w stawie wykonywany z maksymalną intensywnością, co niejako z założenia

każe uznać go za ruch o przebiegu ustalonym, zatem dalsze rozważania bazujące na analizach ruchu modelu kończyny odnosić się będą wyłącznie do zagadnień związanych z rozwiązaniem szczególnym równania niejednorodnego.

Zgodnie z ustaleniami poczynionymi w rozdziale 3.1 postać ruchu kończyny obserwowana w omawianym eksperymencie wykazuje silne podobieństwo do ruchu harmonicznego, o przebiegu $\alpha(t) = \alpha_m \cos(\omega_f t + \phi)$. Podobny charakter zaobserwowano również w odniesieniu do przebiegów czasowych prędkości i przyspieszenia kątownego. W układach liniowych, opisanych równaniem ruchu o stałych parametrach odpowiedź wymuszona (reprezentująca ruch ustalony) opisany jest funkcją tego samego typu co wymuszenie (Cannon 1973). Opierając się zatem na równaniu (4.27) i obserwacjach z rozdziału 3.1, można przyjąć, że wymuszenie powinno mieć postać:

$$M_m(t) = M_M \cos \omega_f t, \quad (4.28)$$

gdzie:

- $M_m(t)$ – wartość chwilowa postulowanego momentu siły mięśniowej (składowej czynnej),
- M_M – amplituda wymuszenia,
- ω_f – pulsacja, $\omega_f = 2\pi f$,
- ϕ – kąt przesunięcia fazowego między wymuszeniem a odpowiedzią.

W takim przypadku amplituda odpowiedzi w stanie ustalonym α_m zależna jest od amplitudy M_M i częstości wymuszenia ω_f , a relacje zachodzące między tymi wielkościami opisane są przez tzw. charakterystyki częstotliwościowe: amplitudową i fazową. Postać analityczną obu tych zależności dla układu opisanego równaniem ruchu (4.27) przedstawiają wyrażenia:

$$\alpha_m = \frac{M_M}{\sqrt{(K_s - I_c \omega_f^2)^2 + (B \omega_f)^2}} \quad \text{dla } M_M = \text{const} \quad (4.29)$$

lub w postaci znormalizowanej względem M_M :

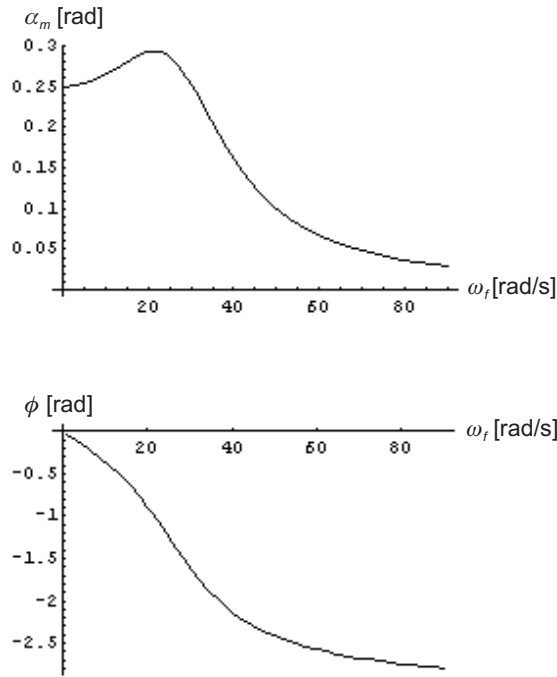
$$\frac{\alpha_m}{M_M} = \frac{1}{\sqrt{(K_s - I_c \omega_f^2)^2 + (B \omega_f)^2}} \quad (4.29a)$$

oraz

$$\phi = -\arctg \frac{B \omega_f}{K_s - I_c \omega_f^2}. \quad (4.30)$$

Z matematycznego punktu widzenia częstość ω_f jest zmienną w równaniach opisujących przebieg charakterystyk częstotliwościowych. W odniesieniu do ruchu ustalonego kończyny czy jej modelu (a tylko taki jest w pracy rozważany) ta sama częstość może być rozumiana wyłącznie jako parametr. Wynika to w sposób oczywisty z faktu, iż każdy z punktów krzywej przedstawiającej przebieg charakterystyki częstotliwościowej stanowi odrębny obraz stanu ustalonego odrębnego ruchu. Każda zmiana częstotliwości wymuszenia (również innych parametrów, np. amplitudy wymuszenia czy sztywności K_s) jest przyczyną pojawienia się stanu przejściowego w przebiegu ruchu, zatem przy wyznaczaniu charakterystyk częstotliwościowych (również w analizach odwołujących się do nich) nie może być brana pod uwagę możliwość ciągłej w czasie zmiany tego parametru. Podobnie jest z parametrem K_s i parametryczną formą jego zmienności, jako jedynej dopuszczalnej i branej pod uwagę w pracy, która w całości poświęcona jest zjawiskom obserwowanym w ruchach cyklicznych przedramienia wykonywanych z maksymalną intensywnością, zatem w sposób oczywisty mających charakter ruchu o ustalonym przebiegu. Dlatego równania opisujące przebiegi charakterystyk częstotliwościowych analizowanych w dalszych rozważaniach należy traktować jako równania parametryczne. Z zależności (4.29) wynika, że amplituda odpowiedzi wymuszonej α_m zależna jest w sposób liniowy od amplitudy wymuszenia M_M . Dla analizowanych ruchów kończyny człowieka wymuszenie to stanowi sumę składowych czynnych momentów sił pobudzonych mięśni zginaczy i prostowników stawu. Amplituda tak powstającego wymuszenia może zawierać się w pewnym przedziale między wartością równą zero oraz wartością maksymalną, będącą funkcją własności biomechanicznych wytwarzających ją mięśni, w tym również pośrednio i warunków realizacji ruchu (jego amplitudy, częstotliwości, rozwijanych prędkości itp.). Dla ruchów cyklicznych kończyny górnej człowieka wykonywanych z maksymalną intensywnością działanie takie oznacza konieczność wyzwalań wymuszenia o maksymalnej (możliwej do uzyskania w danych warunkach) amplitudzie M_M . Amplituda maksymalna wymuszania zachowuje stałą wartość w czasie trwania ruchu o ustalonych parametrach, co nie oznacza, że ma ona tę samą wartość dla każdego z przypadków obserwowanych ruchów, różniących się wartością amplitudy i częstotliwości. W takim znaczeniu należy rozumieć używane w dalszych rozważaniach pojęcie „amplituda maksymalna wymuszenia”.

Na rysunku 4.11 pokazano typowe charakterystyki częstotliwościowe układu drugiego rzędu, o parametrach I_c , B , K_s zbliżonych do wartości przeciętnych (w świetle danych literaturowych i wyników własnych) dla stawu łokciowego kończyny górnej człowieka.

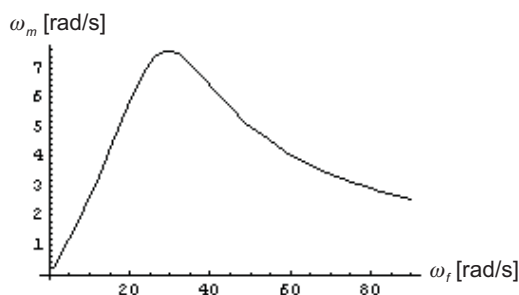


Rys. 4.11. Charakterystyki częstotliwościowe [według (4.29) i (4.30)] układu drugiego rzędu z rysunku 4.10 o przykładowo wybranych parametrach: $I_c = 0,0915 \text{ kg} \cdot \text{m}^2$, $B = 2,6 \text{ N} \cdot \text{m} \cdot \text{s/rad}$, $K_s = 80 \text{ N} \cdot \text{m/rad}$, częstości drgań własnych nietłumionych $\omega_0 = 29,6 \text{ rad/s}$, amplituda wymuszenia $M_M = 20 \text{ N} \cdot \text{m}$

Należy zwrócić uwagę na widoczne na rysunku 4.11 przesunięcie położenia maksimum amplitudy względem częstości drgań własnych ω_0 , w kierunku częstości niższych. Związane to jest z obecnością tłumienia B w układzie. Przesunięcie to jest tym większe, im wyższą wartość ma tłumienie. Dzieje się tak, ponieważ minimum mianownika w wyrażeniu (4.29) nie leży w punkcie wyznaczonym przez częstość ω_0 , dla której $(K_s - I_c \omega_0^2) = 0$, lecz przy częstości ω_d nieco niższej, równej:

$$\omega_d = \sqrt{\frac{K_s}{I_c} - \frac{B^2}{2I_c^2}}. \quad (4.31)$$

Na ogół przyjmuje się, że różnica między częstością drgań własnych nietłumionych ω_0 i częstością amplitudy maksymalnej ω_d jest niewielka, co jest słuszne w sytuacji, gdy tłumienie w układzie jest niewielkie (wyraźnie niż-



$$\omega_m = \alpha_m \omega_f = \frac{M_M \omega_f}{\sqrt{(K_s - I_c \omega_f^2)^2 + (B \omega_f)^2}}$$

Rys. 4.12. Zależność amplitudy prędkości kątowej ω_m [według (3.11) i (4.29)]: $\omega_m = \alpha_m \omega_f$) od częstości ω_f w ruchu ustalonym układu, którego charakterystyki pokazano na rysunku 4.11

sze od krytycznego), z kolei dla dużych wartości tłumienia maksimum charakterystyki częstotliwościowej jest słabo uwidocznione, więc zwykle dla celów praktycznych traci na znaczeniu potrzeba dokładnego wyznaczenia jego położenia. Dlatego też w dalszych rozważaniach, w celu zachowania przejrzystości wyводу, różnica między częstością ω_0 i ω_d będzie traktowana jako mało istotna, czyli inaczej mówiąc stosowany będzie przybliżony sposób określania częstotliwości amplitudy maksymalnej, jako równej ω_0 . Uproszczenie to nie będzie stosowane tam, gdzie względy formalne wymagać będą zachowania ścisłości rozważań.

Charakterystyka pokazana w górnej części rysunku 4.11 przedstawia zależność amplitudy α_m od częstości ω_f w ustalonym ruchu modelu, wywołanym przez moment siły o przebiegu zgodnym z wyrażeniem (4.28) i stałej niezależnej od częstości amplitudzie M_M ($M_M = 20 \text{ N} \cdot \text{m}$). Z punktu widzenia efektywności wykorzystania momentu wymuszającego działanie racjonalne, czyli dające maksymalny rezultat przy użyciu ograniczonych nakładów, powinno uwzględniać własności częstotliwościowe poruszanego układu, czyli zmierzać do takiej realizacji ruchu, w której byłby on wykonywany z częstością amplitudy maksymalnej ω_d (4.31). Daje to nie tylko możliwość uzyskania maksymalnej amplitudy ruchu, lecz również rozwijanej w tych warunkach prędkości kątowej o amplitudzie $\omega_m = \alpha_m \omega_f$ (rys. 4.12), co w wielu dziedzinach działalności ruchowej człowieka ma istotne znaczenie. Sytuację taką można wywołać w dwojaki sposób: przez dobór częstości momentu wymuszającego, co jest rozwiązaniem trywialnym i mało interesującym z punktu

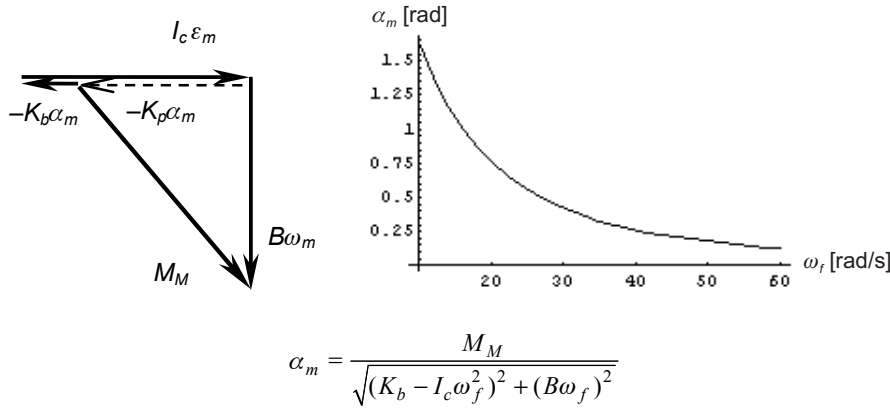
widzenia własności układu ruchu człowieka, lub też – co jest przypadkiem ciekawszym – przez dostosowanie parametrów układu, które mają wpływ na częstotliwość jego drgań własnych ω_0 (ściślej, częstości ω_d), do aktualnej częstotliwości wymuszenia. Częstość drgań własnych nietłumionych ω_0 , nazywana również częstością rezonansową, zależy od stosunku sztywności i bezwładności w układzie:

$$\omega_0 = \sqrt{\frac{K_s}{I_c}}. \quad (4.32)$$

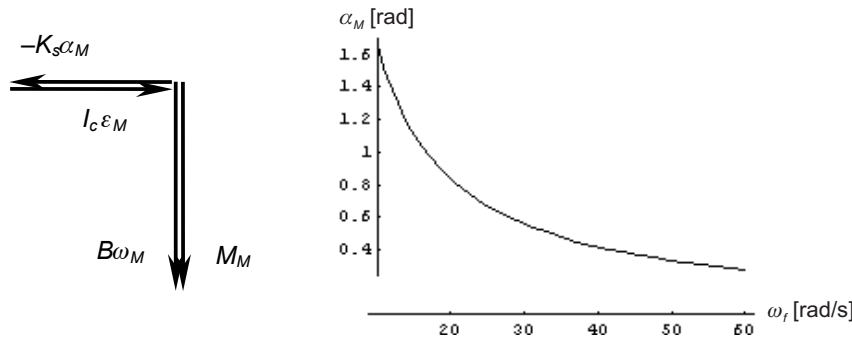
Własności układu ruchu człowieka stwarzają możliwość dostrajania – w pewnym zakresie – częstości jego drgań własnych zarówno przez zmianę momentów bezwładności ruchomych segmentów ciała, jak i przez odpowiedni wpływ na sztywność K_s . Przykładowo momenty bezwładności kończyn zależne są od rozmieszczenia ich części względem osi ruchu, a to z kolei podlega zmianie wraz ze zmianą wartości kątów w stawach dalszych. Zgięcie maksymalne stawu łokciowego powoduje blisko czterokrotne zmniejszenie momentu bezwładności kończyny górnej (wyznaczonego względem osi poprzecznej stawu ramiennego) w stosunku do kończyny wyprostowanej, czyli stwarza to możliwość podwojenia jej częstości ω_0 . Drugi ze sposobów oddziaływania na częstość drgań własnych związany jest z możliwością wpływania na sztywność w stawach. Z formalnego punktu widzenia może się to odbywać przez fizyczną zmianę wartości sztywności K_s lub też jako efekt „pozornej” zmiany tego parametru związanej z działaniem pewnej części składowej czynnej momentu siły pobudzonych mięśni, o wartości proporcjonalnej do odchylenia stawu α od pozycji odniesienia α_0 , lecz o zwrocie przeciwnym. Działający w ten sposób moment siły wywołuje skutki analogiczne do sztywności „rzeczywistej”, rozumianej jako cecha fizyczna, z tą różnicą, że nie jest on momentem zachowawczym, czyli jego użycie wymaga nakładów energetycznych, a praca, którą wykonuje, nie jest magazynowana w postaci energii potencjalnej. Skutkiem tego efekty działania momentu wymuszającego są w tym przypadku pomniejszone o tę część energii doprowadzanej do układu, która zużywana jest do zmian energii kinetycznej.

Model kończyny górnej o takich właściwościach (czyli o stałej i niewielkiej sztywności K_b), na potrzeby dalszych rozważań, nazywany będzie modelem **A**, a ilustracją jego własności są pokazane na rysunku 4.13: wykres wskazowy obrazujący wzajemne relacje między składowymi działającego w stawie momentu siły M_M oraz typowa charakterystyka częstotliwościowa, przedstawiająca zależność amplitudy ruchu ustalonego od częstości wymuszenia ω_f dla sztywności $K_b = 14 \text{ N} \cdot \text{m}$, momentu bezwładności $I_c = 0,0915 \text{ kg} \cdot \text{m}^2$ i tłumienia $B = 2,6 \text{ N} \cdot \text{m} \cdot \text{s/rad}$ i amplitudy wymuszenia $M_M = 44 \text{ N} \cdot \text{m}$. Parametry

modelu dobrano tu tak, aby można było uznać je za reprezentatywne dla kończyny przeciętnej w rozumieniu omawianego eksperymentu, przy czym wartość sztywności K_b przyjęto na najniższym – z zaobserwowanych w trakcie pomiarów – poziomie. W takim ujęciu sztywność K_b może być traktowana jako odpowiednik rzeczywistej fizycznie istniejącej w układzie sztywności (a więc niezawierającej udziału sztywności „pozornej”, wywołanej działaniem składowej czynnej momentów mięśniowych), reprezentującej bierne własności układu ruchu. Amplitudę momentu wymuszającego z kolei przyjęto na poziomie najwyższym teoretycznie możliwym do uzyskania, czyli bliską maksymalnemu momentowi siły wyzwalanemu przez mięśnie prostowniki i zginacze stawu w warunkach statyki. Uzasadnieniem dla poprawności takiego założenia jest fakt, że stan, w którym wymuszenie osiąga wartość największą, równą amplitudzie M_M , poprzedzony jest działaniem ekscentrycznym mięśni biorących udział w jego wytworzeniu.



Rys. 4.13. Wykres wskazowy składowych momentów sił oraz charakterystyka częstotliwościowa modelu A, czyli układu o niewielkiej sztywności biernej $K_b = 14 \text{ N} \cdot \text{m}$, tłumieniu $B = 2,6 \text{ N} \cdot \text{m} \cdot \text{s/rad}$, momencie bezwładności $I_c = 0,0915 \text{ kg} \cdot \text{m}^2$ wyznaczona dla momentu wymuszającego o amplitudzie $M_M = 44 \text{ N} \cdot \text{m}$. Symbole użyte na wykresie wskazowym oznaczają: M_M jest amplitudą wymuszającego momentu siły, $B \omega_m = M_{lm}$ jest momentem sił tłumienia, $I_c \varepsilon_m = M_{lm}$ to moment sił bezwładności, który odpowiada za przyspieszenie w ruchu układu, czyli jest równy tzw. momentowi napędowemu M_N , $K_b \alpha_m = M_{sbm}$ przedstawia moment sił sztywności (biernej) fizycznie występującej w układzie, a $K_p \alpha_m = M_{spm}$ jest momentem siły sztywności „pozornej” K_p , wywołanym działaniem części (składowej) momentu siły wymuszenia M_M



$$\alpha_M = \frac{M_M}{\sqrt{(K_s - I_c \omega_f^2)^2 + (B \omega_f)^2}} = \frac{M_M}{B \omega_f}, \quad K_s = I_c \omega_f^2$$

Rys. 4.14. Wykres wskazowy składowych momentów sił i charakterystyka amplituda odpowiedzi–częstotliwość dla modelu **B**, czyli układu o parametrycznie zmiennej sztywności $K_s = I_c \omega_f^2$, momencie bezwładności $I_c = 0,0915 \text{ kg} \cdot \text{m}^2$ i tłumieniu $B = 2,6 \text{ N} \cdot \text{m} \cdot \text{s/rad}$. Amplituda momentu wymuszenia równa jest wartości maksymalnej momentu sił tłumienia $M_M = M_m = B \alpha_m \omega_f = \text{const}$

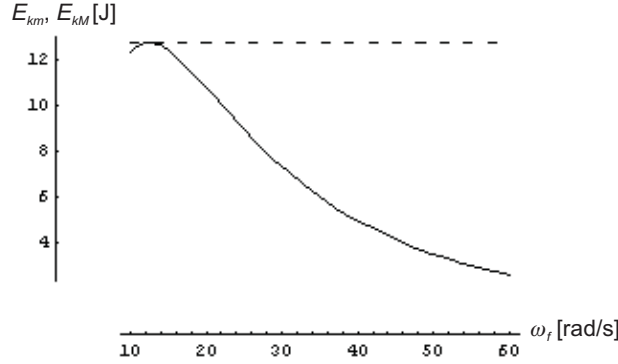
Rysunek 4.14 przedstawia wykres wskazowy składowych momentów sił oraz charakterystykę częstotliwościową układu o szczególnych właściwościach, nazywanego dalej modelem **B**, polegających na możliwości dostrajania jego częstości własnej ω_0 do częstości wymuszenia przez stosowny dobór (w znaczeniu parametrycznym) sztywności K_s . Wartość maksymalna energii kinetycznej $E_{kM} = \frac{1}{2} I_c \omega_M^2 = \frac{1}{2} I_c \omega_f^2 \alpha_M^2$ zaangażowana w ruchu takiego układu równa jest maksymalnej wartości energii potencjalnej $E_{pM} = \frac{1}{2} K_s \alpha_M^2$, co oznacza, że przemiany jednej postaci energii w drugą zachodzą w wyniku działania momentów sił wewnętrznych układu, bez udziału momentu siły wymuszenia. Taki szczególny przypadek ruchu wymuszonego określany jest mianem rezonansu mechanicznego. W efekcie, całkowita praca wykonywana przez moment siły wymuszenia, czyli doprowadzana do układu w stanie ustalonym, przeznaczona jest wyłącznie na pokonanie oporów ruchu (tłumienia), nie ma zatem przepływu energii od układu do źródła zasilania, czyli:

$$M_M = B \omega_M = B \alpha_M \omega_f. \quad (4.33)$$

Nabywana tą drogą prędkość kątowna o amplitudzie ω_M zależna jest jak widać jedynie od amplitudy wymuszenia M_M i tłumienia B w układzie, zatem wartość maksymalna energii kinetycznej w układzie wyniesie:

$$E_{kM} = I_c \frac{M_M^2}{2B^2}, \quad (4.34)$$

a przy stałej wartości amplitudy wymuszenia jest ona niezależna od częstotliwości.



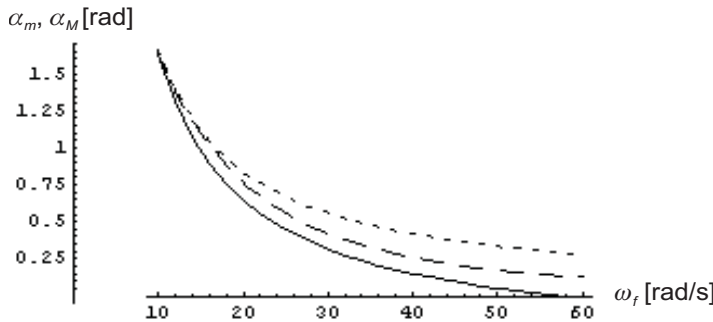
$$E_{km} = \frac{1}{2} I_c \omega_m^2 = \frac{1}{2} I_c \left(\frac{M_M \omega_f}{\sqrt{(K_s - I_c \omega_f^2)^2 + (B \omega_f)^2}} \right)^2$$

$$E_{kM} = I_c \frac{M_M^2}{2B^2}$$

Rys. 4.15. Energia kinetyczna E_{km} w funkcji częstotliwości ruchu ustalonego dla modelu **A** kończyny zawierającej niewielką sztywność $K_s = 14 \text{ N} \cdot \text{m/rad}$ (linia ciągła) i E_{kM} dla modelu **B** o parametrycznie zmienianej sztywności $K_s = I_c \omega_f^2$ (linia przerywana), wprawianych w ruch momentem siły o amplitudzie $M_M = 44 \text{ N} \cdot \text{m}$

Omówione powyżej dwa różniące się pod względem właściwości modele **A** i **B** wyznaczają skrajne bieguny obszaru możliwych – ze względu na parametr sztywności – rozwiązań napędu ruchu, w którym to obszarze zawierać się powinno rozwiązanie mające zastosowanie w ruchach cyklicznych części ciała człowieka. Zatem charakterystyki ruchów przedramienia omówione w rozdziale 3 przedstawiać powinny obraz działania mieszczący się w granicach tego obszaru. W celu dokonania oceny, które z rozwiązań reprezentowanych przez omawiane dwa modele **A** i **B** można uznać za bliższe odzwierciedlenie zachowań kończyny w ruchach rzeczywistych, dokonano porównania przebiegu charakterystyk częstotliwościowych obu tych modeli z za-

leżnością amplituda–częstotliwość (3.8) zarejestrowaną w ruchach kończyny (rys. 3.5). Pokazano je na rysunku 4.16 przedstawiającym trzy krzywe o podobnym typie zależności, zbiegające się w punkcie odpowiadającym częstości $\omega_f = 10$ rad/s, lecz różniące się przebiegiem w zakresie częstości wyższych. Dodatkowo, o czym była mowa w rozdziale 3.2, krzywa zależności amplituda–częstotliwość wyznaczona eksperymentalnie osiąga zero w punkcie $\omega_f = \omega_{fMAX} = 56,7$ rad/s, natomiast pozostałe dwie charakterystyki ze wzrostem częstości zbliżają się asymptotycznie do zera. Różnią się jednak nachyleniem asymptot. Nachylenie charakterystyki częstościowej modelu **B** wyrażone w skali logarytmicznej wynosi -1 (czyli -20 dB/dekadę), natomiast asymptota charakterystyki modelu **A** przebiega z nachyleniem równym -2 (-40 dB/dekadę). Trzecia z pokazanych na rysunku 4.16 krzywych, czyli wyznaczona eksperymentalnie zależność amplitudy ruchu od częstości, przedstawia sobą przesuniętą hiperbole, która z racji owego przesunięcia wykazuje zmienne nachylenie ujemne, przyjmujące wartość -1 w środkowym przedziale pasma częstości, w pobliżu $\omega_f = 22$ rad/s. To przesunięcie charakterystyki eksperymentalnej i konsekwencje z nim związane stanowią główną barierę nie pozwalającą, na obecnym etapie rozważań, na dokonane rozstrzygającego wskazania, który z dwóch branych pod uwagę modeli w sposób bliższy odzwierciedla zachowanie kończyny. Mimo to, ze względu na postać, typ i stopień zależności matematycznych bliższe podobieństwo wykazują charakterystyki częstościowe kończyny i modelu **B**.



Rys. 4.16. Zestawienie charakterystyk amplitudowo-częstotliwościowych modelu **A** [$\alpha_m(\omega_f)$ opisanej zależnością (4.29), linia przerywana] i **B** [zgodnie z (4.33), $\alpha_M(\omega_f) = M_M/(B\omega_f)$, linia punktowa] z charakterystyką doświadczalną $\alpha_M(\omega_f)$ wyznaczoną dla ruchów cyklicznych przedramienia w stawie łokciowym (linia ciągła)

Wnioski wysuwane na podstawie powyższych porównań, jakkolwiek ważne i przydatne, nie mogą być traktowane jako ostateczne i wiążące, również z powodu pewnej odmienności warunków, w jakich wyznaczano porównywane charakterystyki. Nieuwzględnienie tej odmienności w prowadzonej analizie można by uznać za błąd metodologiczny, natomiast odpowiednia jej interpretacja może być źródłem interesujących informacji. Rzecz w tym, że charakterystyki częstotliwościowe modeli **A** i **B** zostały wyznaczone dla stałej, i niezależnej od częstotliwości, wartości amplitudy wymuszenia M_M , czego niestety nie można powiedzieć o zależności amplituda–częstotliwość zmierzzonej w ruchach kończyny, gdzie amplituda wymuszenia generowanego przez napędzające ruch mięśnie nie jest znana, zatem nie może zostać uznana za stałą w rozważanym paśmie częstości ruchu. Wprawdzie zgodnie z przyjętym założeniem przedmiotem obserwacji były ruchy wykonywane z maksymalną częstotliwością dla założonej amplitudy (jednocześnie oznacza to ruch o maksymalnej amplitudzie dla danej częstotliwości), czyli angażujące maksymalny wysiłek badanego, którego miarą jest moc rozwijana przez mięśnie zginacze i prostowniki stawu. Ponieważ moc chwilowa wyzwalamana przez pobudzony mięsień jest równa iloczynowi siły przezeń wytwarzanej i prędkości zmiany jego długości, a wielkości te są wzajemnie powiązane relacją typu odwrotnego, znaną jako równanie Hilla, oznacza to również istnienie związku między mocą mięśnia i prędkością jego skurczu (Hortobagyi i Katch 1990, Toji i wsp. 1997). Dodatkowo związek ten wykazuje asymetrię względem zwrotu (znaku) zmiany długości mięśnia. Oznacza to, że mięsień wydłużany pochłania wyraźnie większą wartość mocy, niż jest w stanie wyzwolnić w działaniu koncentrycznym odbywającym się z taką samą prędkością (Jørgensen 1975, Ettema 1996, Igen Schenau i wsp. 1997). Efekt ten związany jest częściowo z naturą oporów wewnętrznych towarzyszących zmianom długości mięśni (opory z racji swego zwrotu, niejako wspomagają działanie mięśnia wydłużanego, a przeszkadzają w trakcie jego skracania) oraz również ze sztywnością tkanki mięśniowej, pozwalającej na pochłanianie dodatkowej energii, gromadzonej przez mięsień w postaci potencjalnej energii sprężystości, która to możliwość w działaniu koncentrycznym mięśnia nie występuje. Wymienione zjawiska i towarzyszące im efekty uznać można za główne, choć nie jedyne powody, dla których wartość wyzwalanego w stawie momentu siły mięśniowej M_m powiązana jest z prędkością ruchu w stawie ω (Winters i Stark 1988, Paddon-Jones i wsp. 2001, Allaf i wsp. 2002).

Przedstawiona w rozdziałach 3.2 i 3.3 charakterystyka ruchów cyklicznych wykazała istnienie związku między amplitudą ruchu α_M i jego częstotliwością f_M oraz rozwijaną w stawie maksymalną prędkością kątową ω_M (rys. 3.6). Jedną z oznak tego związku jest liniowy spadek amplitudy prędkości ruchu

wraz ze wzrostem częstotliwości, co w skojarzeniu z równaniem Hilla dla mięśni zaangażowanych w napęd ruchu mogłoby oznaczać możliwość wyzwalań wyższych wartości momentów sił przy wyższych częstotliwościach. Jednocześnie jednak ze wzrostem częstotliwości skróceniu ulega czas trwania, cyklicznie powtarzającego się, pobudzenia mięśni wyzwalających ten moment siły. W konsekwencji na rozwinięcie maksymalnej wartości tego momentu mięśnie dysponują czasem w przybliżeniu równym $\frac{1}{4}$ okresu ruchu. Na wyzwolenie maksymalnego momentu siły mięśnie zginacze i prostowniki stawu łokciowego wymagają w warunkach statyki czasu wynoszącego około 150 ms (Fidelus 1977). Wynika stąd, że graniczna częstotliwość ruchu, przy której mięśnie dysponowałyby odpowiednio długim czasem, koniecznym do wywołania maksymalnego skurczu, wynosi około $f = 1/600 \text{ ms} = 1,7 \text{ Hz}$. Częstotliwość ta jest niższa od najniższej zanotowanej w trakcie omawianego eksperymentu. Można zatem przyjąć, że mięśnie zaangażowane w napęd omawianych ruchów działają w całym zakresie częstotliwości w warunkach trwałego niedostatku czasu niezbędnego do uruchomienia swych maksymalnych możliwości siłowych. Skutkiem tego wzrost częstotliwości ruchu oznaczać powinien spadek maksymalnej amplitudy wytwarzanego przez mięśnie momentu siły wymuszenia. Wpływ ten może częściowo ulegać kompensacji wskutek nakładania się nań, wcześniej sygnalizowanej, zależności odwrotnej, stwarzającej potencjalną możliwość rozwijania większych wartości amplitudy momentu siły mięśniowej wraz ze spadkiem prędkości kątowej ruchu obserwowanym przy wzroście częstotliwości. Zjawiska powyższe i towarzyszące im objawy, jako mające wpływ na wartość amplitudy momentu wymuszającego M_M , a przez to pośrednio na postać wyrażenia przedstawiającego przebieg analizowanej charakterystyki amplituda–częstotliwość ruchu modelu kończyny, wskazują na potrzebę jej modyfikacji. W odniesieniu do zależności częstotliwościowych, stanowiących podstawę prowadzonych analiz, modyfikacja ta dotyczy zawartości licznika w wyrażeniu ogólnym (4.29), opisującym przebieg charakterystyk częstotliwościowych rozważanych modeli.

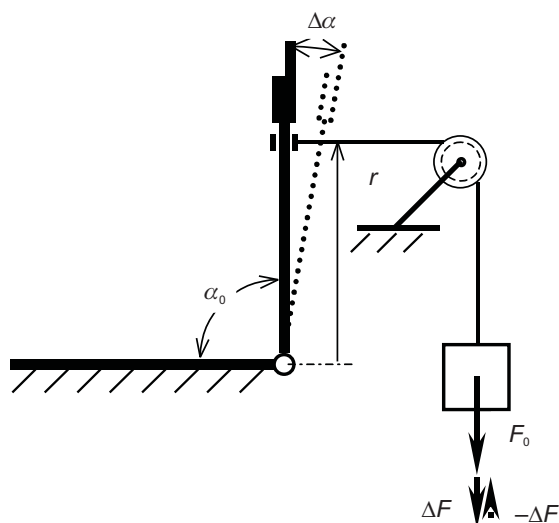
4.3. Własności częstotliwościowe modelu kończyny o parametrycznie sterowanej sztywności w stawie

Zagadnieniem odrębnym, choć pośrednio związanym z omawianą wyżej problematyką, jest mechanizm pozwalający na zmiany sztywności w stawie. Z danych literaturowych, częściowo cytowanych w rozdziale 4.1, wynika istnienie takiej możliwości, której realizacja opiera się na wykorzystaniu związku między sztywnością zespołu ścięgno–mięsień a jego naprężeniem. Zależność taką obserwowano zarówno w sytuacji, gdy zmiana naprężenia wywoływana była przez wydłużanie niepobudzonego mięśnia (Feldman 1980, Bosboom

i wsp. 2001), a także gdy realizowała się w drodze aktywnego działania mięśni pobudzonych (Bennett i wsp. 1992, Ettema i Huijing 1994, Osu i Gomi 1999, Zhang i Rymer 2001). Trudno się jednak ustrzec wrażeniu, że w dziedzinie związanej z omawianą problematyką panuje chaos, co najmniej porównywalny z tym, jaki cechuje badania nad tłumieniem w układzie ruchu człowieka. Przyczyną owego „pomieszania” jest skłonność do dowolnego, a niekiedy egzotycznego traktowania sztywności, wbrew istnieniu ścisłej definicji tej wielkości. Skutkiem tego za sztywność uznawana jest np. impedancja, czyli wielkość zawierająca składnik pochodzący również od tłumienia i bezwładności, w innym przypadku w odniesieniu do stawu wyrażana bywa w „dziwacznych” jednostkach: np. N/m , $N \cdot m$, niekiedy zaś powoływane bywają zupełnie niepotrzebnie nowe wielkości w rodzaju cyt. „viscous stiffness”. Wyniki tych badań trudno ze sobą porównywać, a ich interpretacja bywa utrudniona, a często wręcz niemożliwa. Stąd też biorą się często sprzeczne ze sobą obserwacje i wynikające z nich uogólnienia. Na przykład w większości prac poświęconych zagadnieniu sztywności układu stawowo-mięśniowego panuje zgodne przekonanie co do charakteru jej związku z napięciem mięśni działających w stawie, który to związek przedstawiany jest jako rosnący, co najmniej z pierwszą potęgą. Zdarzają się również przypadki prac relacjonujące zależność odwrotną, np. wzrost podatności zginaczy stawu łokciowego wraz ze wzrostem napięcia początkowego mięśni (Bach i wsp. 1991). Z powodu braku jednoznacznych ustaleń w kwestii rozważanej zależności, dla uściślenia charakterystyk opisujących ruch ustalony modelu kończyny, niezbędne okazało się wyznaczenie zależności sztywność–moment siły w stawie dla grupy badanych osób, uwzględniających wpływ napięcia obu działających w stawie łokciowym grup mięśniowych, w możliwie szerokim zakresie wartości.

4.3.1. Doświadczalna zależność sztywności w stawie łokciowym od naprężenia mięśni zginaczy i prostowników stawu

Do wyznaczenia charakterystyki sztywności w stawie łokciowym w funkcji naprężenia działających w nim mięśni posłużono się tzw. metodą skokową. Należy ona do podstawowych metod identyfikacji parametrycznej, stosowanych również w badaniach obiektów biomechanicznych (Kędzior 1978, Kornecki i Zawadzki 1990, Bach i wsp. 1991, Biryukova i wsp. 1999). Metoda ta w uproszczonej postaci, ograniczającej się do analizy dwóch faz: początkowej i końcowej stanu przejściowego wywołanego skokowym wymuszeniem, znana pod nazwą metody „quick release”, w biomechanice wykorzystywana jest do pomiaru bezwładności ruchomych w stawach części ciała (Stijnen i wsp. 1983), sztywności tkanek, tłumienia (Nichols i Houk 1976, Winter 1979, Zee i Voigt 2001, Anderson i wsp. 2002, Lambertz i wsp. 2003). Tej wersji



Rys. 4.17. Schemat ilustrujący zastosowanie metody skokowej do pomiaru sztywności w stawie łokciowym, gdzie zmiana kąta stawowego $\Delta\alpha$ (w stanie ustalonym) wywołana została przez skokową zmianę zewnętrznego momentu siły $\Delta M = r\Delta F$

metody skokowej użyto w omawianym pomiarze. Jej ideę przedstawiono na rysunku 4.17. Do przedramienia znajdującego się w położeniu równowagi biernej $\alpha_s = \alpha_0$ (jest to położenie, w którym momenty bierne w stawie równoważą się (Wiegner i Watts 1986), przy braku działania momentów czynnych) przykładano zewnętrzny moment siły o znanej wartości $M_z = rF_0$. Utrzymanie w tej sytuacji kąta stawowego w położeniu α_0 wymagało użycia przez osobę badaną statycznego momentu siły M_0 pochodzącego od pobudzonych mięśni zginaczy bądź prostowników stawu. Z warunku równowagi dźwigni przedramienia wynika równość obu działających na przedramię momentów sił: $M_z = M_0$. Badany otrzymywał polecenie utrzymywania minimalnego – koniecznego dla zachowania niezmiennej pozycji w stawie – napięcia mięśni, z wykluczeniem zaangażowania grupy antagonistycznej. Jednocześnie polecano badanemu, aby stan ten utrzymywał niezależnie od zakłóceń, które mogłyby się pojawić także bez podejmowania jakichkolwiek prób reakcji w przypadku ich wystąpienia. Po wypełnieniu wszystkich tych przygotowań zmieniano skokowo o ΔM , w sposób nieoczekiwany dla badanego, wartość zewnętrznego momentu siły M_z . Zaburzona tym sposobem równowaga działających na przedramię momentów sił po pewnym czasie ustalała się (rys. 4.18) w nowym, zmienionym o $\Delta\alpha$ położeniu przedramienia w stawie, w którym:

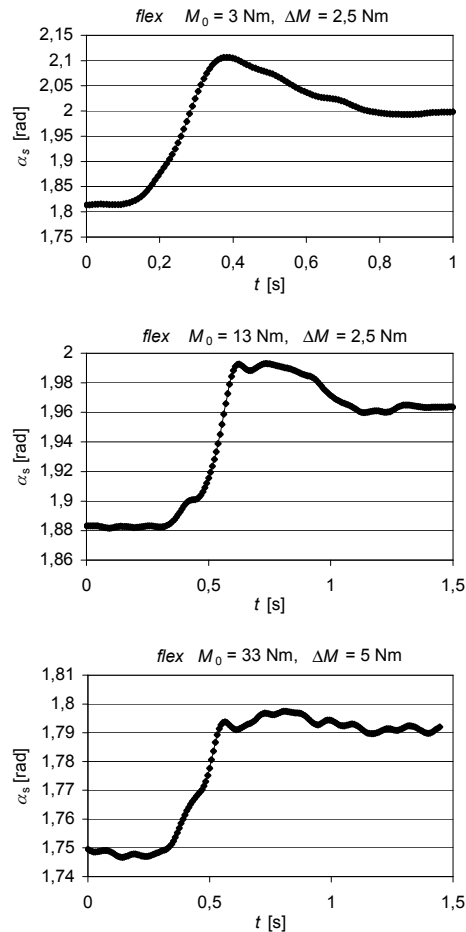
$$\Delta M = \Delta \alpha K_s, \text{ stąd: } K_s = \frac{\Delta M}{\Delta \alpha}, \quad (4.35)$$

gdzie:

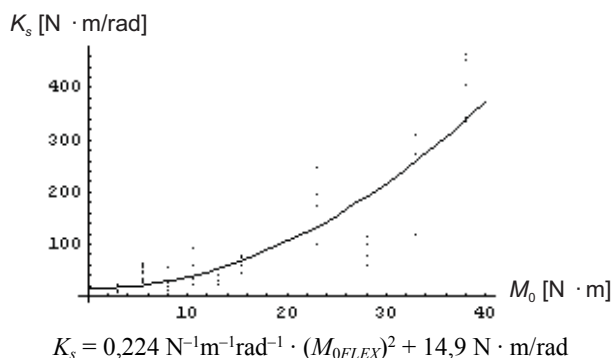
ΔM – wartość skokowej zmiany zewnętrznego momentu siły działającego na przedramię,

$\Delta \alpha$ – zmiana wartości kąta stawowego w stanie ustalonym,

K_s – sztywność w stawie.



Rys. 4.18. Przykład typowych przebiegów zmian kąta w stawie łokciowym jako odpowiedzi na skokową zmianę (ΔM) wartości zewnętrznego momentu siły (M_z) przyłożonego do przedramienia

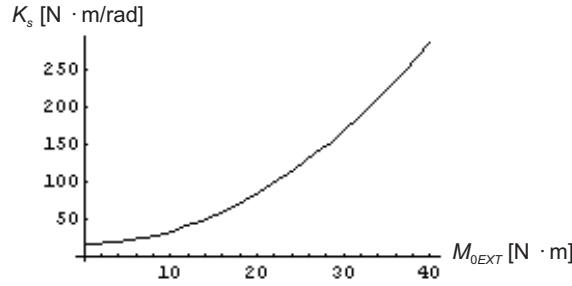


Rys. 4.19. Przykład, wyznaczonej dla jednego z badanych, zależności sztywności w stawie łokciowym K_s od statycznego momentu siły M_0 rozwijanego przez zginacze stawu

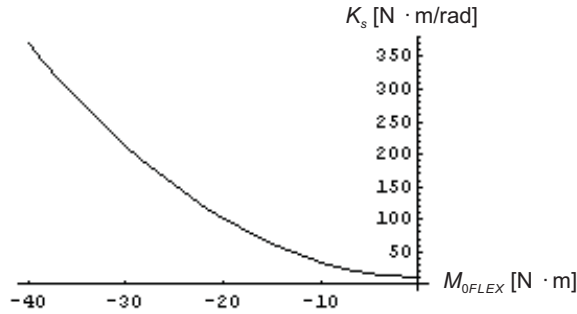
Dla zminimalizowania niekorzystnego wpływu czynników przypadkowych, w tym również mimowolnych, niezamierzonych reakcji badanego, pomiar dla każdej wartości momentu $M_z = M_0$ powtarzano kilkakrotnie (do dziesięciu powtórzeń), stosując wymuszania skokowe zarówno o dodatnim, jak i ujemnym znaku, oraz o wartościach wynoszących 2,5 i 5 N · m. Moment zewnętrzny M_z zmieniano w zakresie od 0 do około 38 N · m, a jego zwrot, względem stawu prostujący lub zginający, wymuszał oddzielne działanie mięśni zginaczy albo prostowników stawu. Wyniki przeprowadzonego w ten sposób pomiaru pokazuje (dla jednego z badanych) rysunek 4.19. Przedstawiona na nim zależność ma charakter kwadratowy, co oznacza, że sztywność zespołu ścięgnowo-mięśniowego jest silnie uzależniona od jego naprężenia, i rośnie z drugą potęgą wartości statycznego momentu siły rozwijanego przez naprężone mięśnie. Sztywność minimalna, przejawiana w stawie przy zerowym momencie M_0 , powinna zostać uznana za sztywność bierną K_b , pochodzącą od tkanek biernych w rodzaju więzadeł, torebki stawowej, oraz również niepobudzonych, zachowujących się biernie zespołów ścięgnowo-mięśniowych.

Przedstawione na rysunku 4.20 charakterystyki sztywności oraz reprezentujące je zależności matematyczne powstały w wyniku zastosowania do opisu uśrednionych zależności eksperymentalnych standardowej procedury aproksymacyjnej opartej na kryterium najmniejszych kwadratów (Jaworski 1979). Obie pokazane na rysunku krzywe stanowią ramiona paraboli o wierzchołku leżącym w punkcie o współrzędnej $M_0 = 0$ i można je przedstawić za pomocą równania ogólnego o wspólnej postaci:

$$K_s = cM_0^2 + d. \quad (4.36)$$



$$K_s = 0,168 \text{ N}^{-1}\text{m}^{-1}\text{rad}^{-1} \cdot M_{0EXT}^2 + 16,8 \text{ N} \cdot \text{m/rad}$$



$$K_s = 0,224 \text{ N}^{-1}\text{m}^{-1}\text{rad}^{-1} \cdot M_{0FLEX}^2 + 11,9 \text{ N} \cdot \text{m/rad}$$

Rys. 4.20. Uśrednione charakterystyki sztywności w stawie łokciowym K_s w funkcji momentu siły napięcia mięśni zginaczy (M_{0FLEX}) i prostowników stawu (M_{0EXT})

Reprezentowana przez wolny wyraz d sztywność w stawie, ujawniana przy zerowym pobudzeniu działających w nim mięśni, w istocie będąca sztywnością bierną, powinna w obu pokazanych na rysunku 4.20 charakterystykach mieć tę samą wartość, a obie przedstawiające je krzywe zbiegać się we wspólnym wierzchołku. Dlatego niewielką różnicę w wartościach tego parametru widoczną w zależnościach zamieszczonych na rysunku 4.20 należy uznać za wynik niedokładności związanych ze specyficznymi właściwościami obiektu badań, wykazującego znaczną podatność na wpływy zewnętrzne, małą stałość zachowań itp. Dlatego też, w celu spełnienia wymogów formalnych, w dalszych rozważaniach wartość tego parametru ustalono na poziomie równym mniejszej spośród obu wartości (w zaokrągleniu $K_b = 12 \text{ N} \cdot \text{m/rad}$). Po wprowadzeniu tej korekty równania opisujące omawiane charakterystyki przyjmują postać:

$$K_s = c_{EXT} M_{0EXT}^2 + K_b = 0,174 \text{ N}^{-1}\text{m}^{-1}\text{rad}^{-1} \cdot (M_{0EXT})^2 + 12 \text{ N} \cdot \text{m/rad}, \quad (4.37)$$

$$K_s = c_{FEXT} M_{0FEXT}^2 + K_b = 0,224 \text{ N}^{-1} \text{ m}^{-1} \text{ rad}^{-1} \cdot (M_{0FEXT})^2 + 12 \text{ N} \cdot \text{ m/rad} , \quad (4.38)$$

gdzie:

- K_s – zastępcza sztywność w stawie łokciowym,
- K_b – składowa bierna sztywności w stawie,
- M_{0FEXT} – wyrażona w $\text{N} \cdot \text{m}$ wartość statycznego momentu siły rozwijanego przez mięśnie prostowniki stawu łokciowego,
- M_{0FLEX} – wyrażona w $\text{N} \cdot \text{m}$ wartość statycznego momentu siły rozwijanego przez mięśnie zginacze stawu łokciowego,
- c_{EXT}, c_{FLEX} – współczynniki liczbowe.

Przedstawione powyżej własności kończyny górnej mogą być wykorzystywane w realizacji ruchów cyklicznych będących przedmiotem prowadzonych rozważań. Ponieważ ruchy te, jako autonomiczne, odbywały się praktycznie bez udziału zewnętrznych momentów sił, dlatego sterowanie wartością sztywności w stawie nie mogło odbywać się drogą selektywnego pobudzania (naprężania) zginaczy bądź prostowników stawu, lecz jedynie przez wytworzenie jednoczesnego i równoważącego się wzajemnie napięcia obu antagonistycznych grup mięśni. Wywołana w ten sposób sztywność stanowi sumę sztywności związanej z naprężeniem mięśni zginaczy ze składnikiem pochodzącym od naprężonych prostowników. W rezultacie sumaryczna sztywność związana jest z działającym w stawie statycznym momentem siły M_0 zależnością:

$$K_s = (c_{FLEX} + c_{EXT}) M_0^2 + K_b = c M_0^2 + K_b . \quad (4.39)$$

Po uwzględnieniu związków empirycznych opisanych równaniami (4.37) i (4.38), uśredniona zależność sumarycznej sztywności K_s od momentu napięcia statycznego zginaczy i prostowników stawu przyjmie postać:

$$K_s = 0,398 \text{ N}^{-1} \text{ m}^{-1} \text{ rad}^{-1} \cdot M_0^2 + 12 \text{ N} \cdot \text{ m/rad} . \quad (4.40)$$

Równanie to jest jednocześnie równaniem kosztu, wyrażonego wartością momentu siły, niezbędnego do wytworzenia oczekiwanej sztywności w stawie.

4.3.2. Charakterystyki modelu kończyny z wbudowanym mechanizmem parametrycznego sterowania sztywnością

Model kończyny, którego omówieniu poświęcono tę część rozważań, dla wygody nazywany będzie modelem C, a jego konstrukcja uwzględnia właściwości układu ruchu opisane w poprzednim rozdziale.

Równoczesne napięcie mięśni zginaczy i prostowników stawu łokciowego, które – jak wykazano w poprzednim rozdziale – pozwala na sterowanie sztywnością, pociąga za sobą zwięźenie dostępnego zakresu zmian momentu siły, w którym zawierać się może składowa zmienna napędowego momentu

siły M_m . Rozmiary tego zakresu stanowią różnicę między sumą maksymalnych wartości momentów statycznych zginaczy M_{FMAX} i prostowników M_{EMAX} a podwojoną wartością wyzwalanego jednocześnie przez prostowniki i zginacze statycznego momentu siły M_0 . Amplituda maksymalna M_M składowej zmiennej momentu mięśniowego o przebiegu symetrycznym mieszczącego się w tym zakresie wyrażać się będzie zależnością:

$$M_M = \frac{1}{2} \cdot (|M_{FMAX}| + |M_{EMAX}| - \|M_{FMAX} - M_{EMAX}\|) - M_0, \quad (4.41)$$

gdzie:

- M_M – maksymalna wartość amplitudy składowej zmiennej działającego w stawie momentu siły mięśniowej, stanowiącego moment siły wymuszenia,
- M_{FMAX} – maksymalna wartość momentu siły zginaczy stawu łokciowego (w statyce),
- M_{EMAX} – maksymalna wartość statycznego momentu siły prostowników stawu,
- M_0 – wartość statycznego momentu siły wyzwalanego przeciwsobnie i jednocześnie przez mięśnie zginacze i prostowniki stawu.

Postać zależności (4.41) przyjęta została dla założenia, że ruch ma przebieg symetryczny, podobnie wywołujące go wymuszenie, a wartości maksymalne momentów siły mięśni prostowników i zginaczy stawu łokciowego mają różne wartości, wskutek czego $M_{FMAX} - M_0 \neq M_{EMAX} - M_0$. Zwykle w statyce zginacze stawu wyzwalają większą wartość maksymalnego momentu siły od prostowników: podobną prawidłowość stwierdzono w badanej grupie (tab. 1), w której uśrednione wartości omawianych momentów siły wyniosły odpowiednio $M_{FMAX} = 47,2 \text{ N} \cdot \text{m}$ i $M_{EMAX} = 44,2 \text{ N} \cdot \text{m}$. Zatem zgodnie z (4.41) ograniczenie górnej wartości amplitudy momentu siły wymuszenia jest związane z wartością maksymalną momentu siły „słabszej” grupy mięśni, czyli M_{EMAX} .

Równanie (4.41) wyznacza zatem maksymalną wartość amplitudy momentu siły wymuszenia M_M , jaką są w stanie wyzwolić mięśnie realizujące napęd ruchu cyklicznego w stawie łokciowym, jednocześnie sterujące sztywnością w stawie, za pośrednictwem rozwijanego statycznego momentu siły M_0 . Ponieważ zgodnie z zależnością (4.39) między sztywnością w stawie K_s a momentem M_0 występuje ścisły związek, więc wyrażenie (4.41) może zostać przekształcone do postaci:

$$M_M = M_{EMAX} - \sqrt{\frac{K_s - K_b}{c_{FLEX} + c_{EXT}}} = M_{EMAX} - \sqrt{\frac{K_s - K_b}{c}}. \quad (4.42)$$

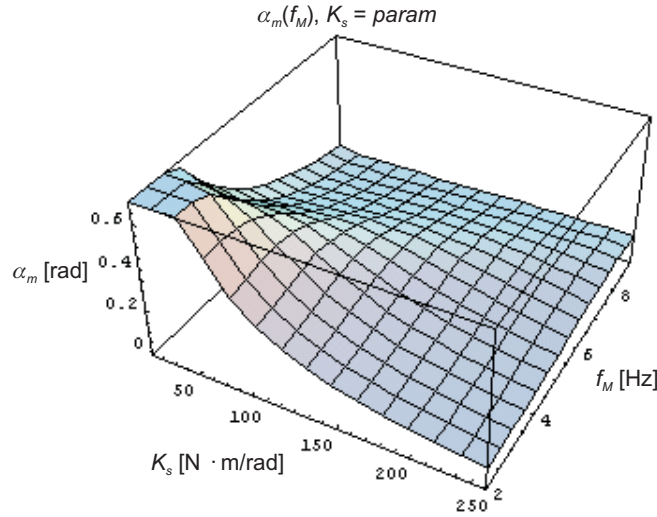
Wyznacza ono wartość licznika w zależności przedstawiającej rodzinę amplitudowych charakterystyk częstotliwościowych zmodyfikowanego modelu **B** kończyny górnej, o sterowanej parametrycznie sztywności K_s :

$$\alpha_m = \frac{M_{EMAX} - \sqrt{\frac{K_s - K_b}{c}}}{\sqrt{(K_s - I_c \omega_f^2)^2 + (B \omega_f)^2}} \quad (4.43)$$

lub:

$$\alpha_m = \frac{M_{EMAX} - \sqrt{\frac{K_s - K_b}{c}}}{\sqrt{(K_s - I_c \cdot 4\pi^2 f_M^2)^2 + (B \cdot 2\pi f_M)^2}} \quad (4.44)$$

Rodzinę tych charakterystyk pokazuje rysunek 4.21. Ma ona postać powierzchni opisanej funkcją częstotliwości f_M i parametru K_s , z wyraźnie widocznym grzbietem, którego położenie wyznacza zbiór pewnych szczególnych rozwiązań napędu modelu kończyny, umożliwiających maksymalizację amplitudy jej ruchu ($\alpha_m = \alpha_M$) dla ograniczonej wartości amplitudy wymuszenia. Zbiór ten tworzą pary współrzędnych (parametru K_s i częstotliwości f_M) oraz



Rys. 4.21. Rodzina charakterystyk częstotliwościowych $\alpha_m(f_M)$ dla $K_s = param$ zmodyfikowanego modelu **B** opisana zależnością (4.44). Wartości I_c i B jak dla układu z rysunku 4.13, $M_{EMAX} = 44 \text{ N} \cdot \text{m}$, parametr K_s zawiera się w przedziale od 12 do 250 $\text{N} \cdot \text{m/rad}$

związana z nimi amplituda składowej zmiennej momentu siły wymuszenia M_M . Wartości współrzędnych określających przebieg maksimum zależności (4.44) wyznaczyć można analitycznie, ze względu jednak na małą czytelność zatem i możliwości interpretacyjne takiego rozwiązania wygodniej jest, kosztem ścisłości formalnej, posłużyć się tu metodą przybliżoną. Polega ona na analizie położenia maksimów licznika i minimów mianownika zależności (4.44). Łatwo zauważyć, że minimum mianownika leży w pobliżu częstotliwości rezonansowej, spełniającej warunek (zgodnie z propozycją uproszczenia analizy przedstawioną na początku rozdziału 4.2 – w rzeczywistości ma to miejsce przy częstotliwości nieco niższej, takiej jaką podaje zależność 4.31):

$$K_s = 4\pi^2 I_c f_M^2, \quad (4.45)$$

co oznacza, że ruch odbywa się z częstotliwością bliską częstotliwości drgań własnych układu. Doprowadzenie do takiej sytuacji – zgodnie z wcześniejszymi ustaleniami – dokonuje się za sprawą „dostrojenia” parametru sztywności K_s , stosownie do aktualnej i stałej częstotliwości ruchu, zatem jednocześnie wyznacza wartość, zależnego od sztywności, członu licznika wyrażenia (4.44). W takim przypadku wyrażenie (4.44) po podstawieniu (4.45) ulega przekształceniu:

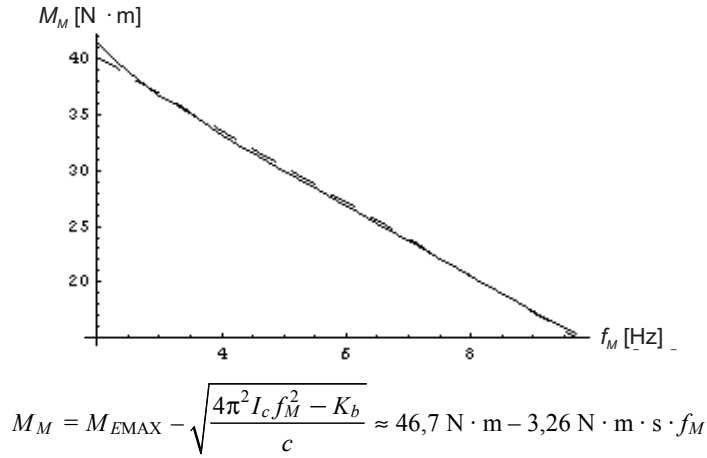
$$\alpha_m = \alpha_M = \frac{M_{EMAX} - \sqrt{\frac{4\pi^2 I_c f_M^2 - K_b}{c}}}{2\pi f_M B}. \quad (4.46)$$

Licznik powyższej zależności wyznacza wartość maksymalną amplitudy momentu siły wymuszenia M_M możliwą do uzyskania dla ruchu o częstotliwości f_M , spełniającej jednocześnie warunek $K_s = I_c \omega_f^2$ (4.45). Można zatem przyjąć, że amplituda ruchu realizowanego w takich warunkach przyjmuje wartość maksymalną, oznaczoną symbolem α_M . Związek amplitudy maksymalnej wymuszenia (czyli licznika w wyrażeniu 4.46) z częstotliwością f_M pokazuje wykres zamieszczony na rysunku 4.22. Przedstawia się on w postaci zależności zbliżonej do liniowej, którą na potrzeby dalszej interpretacji, opisano równaniem:

$$M_M = 46,7 \text{ N} \cdot \text{m} - 3,26 \text{ N} \cdot \text{m} \cdot \text{s} \cdot f_M \quad (4.47)$$

Po podstawieniu wyrażenia (4.47) w miejsce licznika w zależności (4.46) otrzymamy równanie opisujące zależność amplitudy maksymalnej ruchu α_M od częstotliwości f_M dla modelu C, w którym sztywność spełnia warunek (4.45):

$$\alpha_M = \frac{46,7 \text{ N} \cdot \text{m} - 3,26 \text{ N} \cdot \text{m} \cdot \text{s} \cdot f_M}{2\pi f_M B}. \quad (4.48)$$



Rys. 4.22. Aproksymacja liniowa zależności amplitudy maksymalnej momentu wymuszającego M_M [w równaniu (4.46)] od częstotliwości f_M

Ponieważ w myśl wcześniejszych ustaleń tłumienie w układzie ma wartość stałą i w sposób widoczny nie jest zależne od parametrów ruchu (amplitudy i częstotliwości), zatem przedstawiona wyrażeniem (4.48) charakterystyka częstotliwościowa modelu C kończyny może zostać przedstawiona w formie:

$$\alpha_M = \frac{a - b f_M}{f_M}. \quad (4.49)$$

Jest to zależność tożsama z zamieszczoną w rozdziale 3.2 doświadczalnie wyznaczoną charakterystyką amplitudowo-częstotliwościową ruchów cyklicznych wykonywanych z maksymalną intensywnością w stawie łokciowym. Stwierdzenie powyższe stanowi podstawę do uznania formalnej adekwatności modelu C jako narzędzia opisującego zachowanie kończyny w rozważanych ruchach (o ustalonym przebiegu), zwłaszcza że powstawał on w wyniku modyfikacji typowego i powszechnie stosowanego modelu liniowego, zawierającego bezwładność I , tłumienie B i sztywność K . Modyfikacja polegała na uwzględnieniu w modelu możliwości parametrycznego doboru sztywności w stawie na podstawie obiektywnie stwierdzonej i eksperymentalnie zweryfikowanej zależności sztywności K_s od statycznego momentu siły M_0 wytwarzanego jednocześnie przez mięśnie zginacze i prostowniki stawu.

Oprócz zgodności formalnej tworzony opis powinien spełniać również warunek ścisłości w sensie ilościowym. Stąd wynika konieczność wyznaczenia wartości liczbowych współczynników a i b w wyrażeniu (4.49). W tym celu niezbędna jest znajomość wartości tłumienia B w układzie. W dotychcza-

sowych rozważaniach, głównie dla umożliwienia graficznego przedstawienia analizowanych charakterystyk częstotliwościowych, posługiwano się założoną, na poziomie przeciętnym w świetle danych literaturowych, wartością tłumienia równą $B = 2,6 \text{ N} \cdot \text{m} \cdot \text{s/rad}$. Dla tak przyjętego tłumienia wartości współczynników równania (4.49) wyniosą: $a = 2,86 \text{ rad/s}$ i $b = 0,2 \text{ rad}$. Obie te wartości są niższe od ich odpowiedników w wyznaczonym eksperymentalnie równaniu (3.8), gdzie wynoszą: $a = 3,16 \text{ rad/s}$ i $b = 0,35 \text{ rad}$. Ostatecznie, dla zachowania poprawności metodologicznej, w celu wyznaczenia tłumienia posłużono się procedurą aproksymacyjną zastosowaną do opisu zależności empirycznej $\alpha_M(f_M)$ (przedstawionej na rysunku 3.5) za pomocą równania (4.46). Konieczne okazało się wprowadzenie korekty wartości liczbowej współczynnika, w zależnym od częstotliwości składniku licznika, a to w związku z nieujęciem w modelu, a oczywistą zależnością momentu siły mięśniowej od czasu i prędkości ruchu. Otrzymano w ten sposób wartości współczynników równania przedstawiającego charakterystykę amplitudowo-częstotliwościową modelu **C** kończyny, o parametrach reprezentatywnych dla jej zachowania obserwowanego w części pomiarowej eksperymentu:

$$\alpha_m = \frac{M_{EMAX} - M_0}{\sqrt{(K_s - I_c \omega_f^2)^2 + (B \omega_f)^2}} = \frac{44 \text{ N} \cdot \text{m} - 2,55 \text{ N}^{\frac{1}{2}} \text{m}^{\frac{1}{2}} \text{rad}^{\frac{1}{2}} \cdot \sqrt{K_s - 12 \text{ N} \cdot \text{m/rad}}}{\sqrt{(K_s - I_c \omega_f^2)^2 + (2,45 \text{ N} \cdot \text{m} \cdot \text{s/rad} \cdot \omega_f)^2}}, \quad (4.50)$$

gdzie:

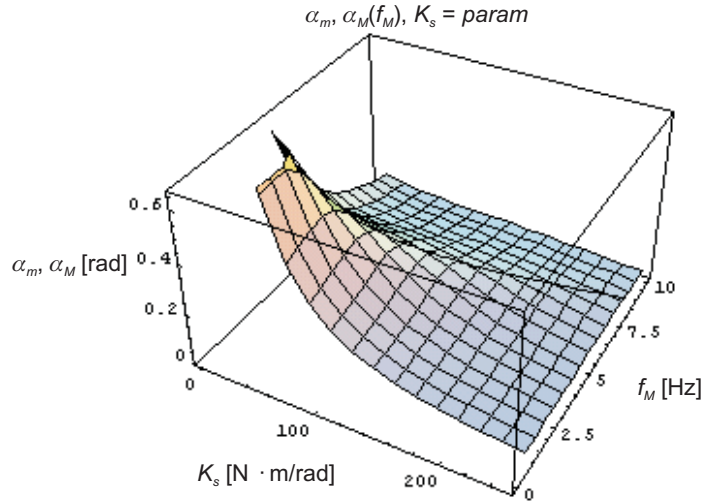
- M_0 – wartość składowej stałej (traktowanej jako parametr) momentu siły jednocześnie pobudzonych mięśni zginaczy i prostowników stawu łokciowego,
- M_{EMAX} – wartość maksymalna momentu siły prostowników stawu łokciowego (czyli „słabszej” grupy mięśni) wyznaczająca szerokość przedziału, w którym zawiera się suma składowej stałej M_0 i składowej zmiennej M_M działającego w stawie momentu siły mięśni,
- $M_{EMAX} - M_0$ – wartość maksymalna amplitudy wymuszenia M_M możliwa do uzyskania w warunkach wymagających statycznego naprężenia mięśni zginaczy i prostowników stawu momentem siły o wartości M_0 ,
- K_s – sztywność w stawie, parametr o stałej wartości zależnej w sensie parametrycznym od wstępnego, statycznego i (dla ruchu ustalonego) stałego momentu siły M_0 .

W warunkach „trwałego rezonansu”, czyli (zgodnie z przyjętym w rozdziale 4.2 uproszczeniem, przyjmującym, iż $\omega_0 \approx \omega_d$) gdy sztywność dostosowana jest do częstości wymuszenia tak, aby $K_s = I_c \omega_f^2$ (Cannon 1973), ampli-

tuda odpowiedzi przyjmuje wartość bliską maksymalnej α_M , a wyrażenie (4.50) redukuje się do postaci:

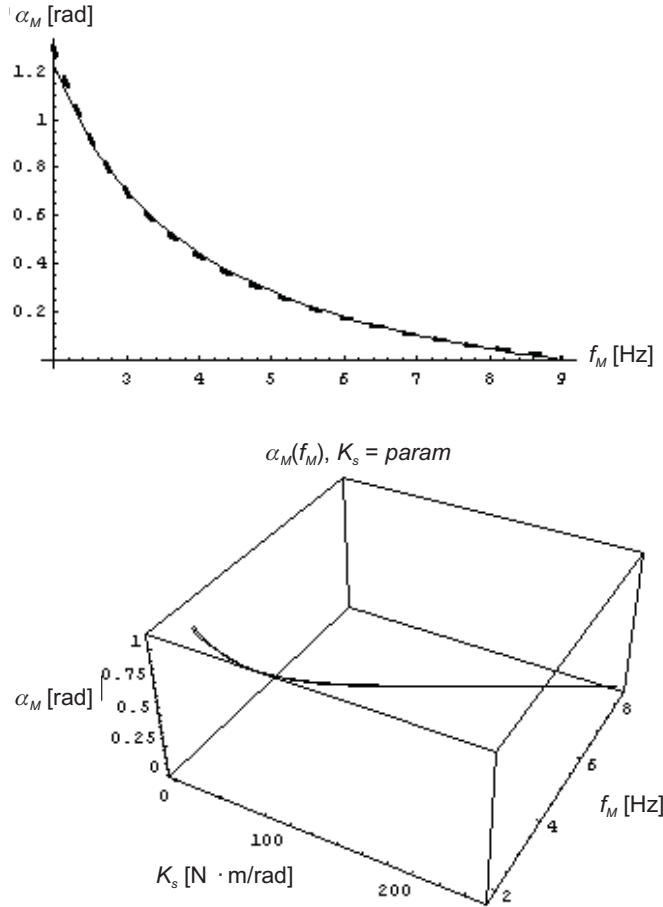
$$\alpha_M = \frac{44 \text{ N} \cdot \text{m} - 2,55 \text{ N}^{\frac{1}{2}} \text{m}^{\frac{1}{2}} \text{rad}^{\frac{1}{2}} \cdot \sqrt{I_c \omega_f^2 - 12 \text{ N} \cdot \text{m/rad}}}{2,45 \text{ N} \cdot \text{m} \cdot \text{s/rad} \cdot \omega_f}. \quad (4.51)$$

Obraz charakterystyk opisanych równaniami (4.50) i (4.51) pokazano na rysunku 4.23. Krzywa leżąca na powierzchni stanowiącej odzwierciedlenie zależności (4.50) reprezentuje zbiór szczególnych rozwiązań ruchu modelu, maksymalizujących wartość amplitudy ruchu względem parametru K_s , a opisanych wyrażeniem (4.51). Ta szczególna charakterystyka w myśl założeń rozważanego w niniejszym rozdziale modelu opisuje związek amplituda–częstotliwość ujawniany w ruchach kończyny, których realizacja opiera się na wykorzystaniu efektu parametrycznego sterowania sztywnością w stawie, dzięki czemu ruch dokonuje się w formie drgań z częstotliwością własną. Argumentów przemawiających za słusznością tej tezy, częściowo potwierdzonej przez formę wyrażenia (4.48), dostarczają wykresy przedstawione na

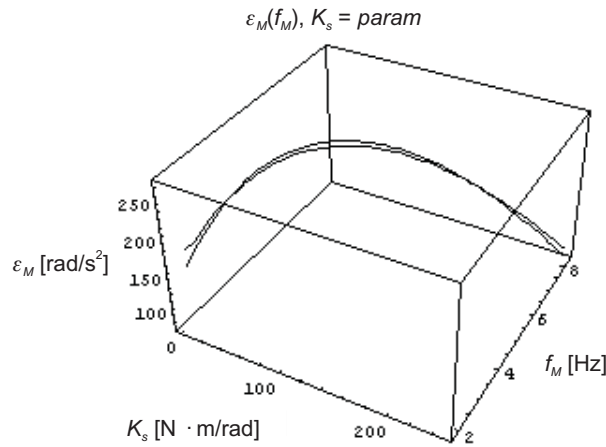
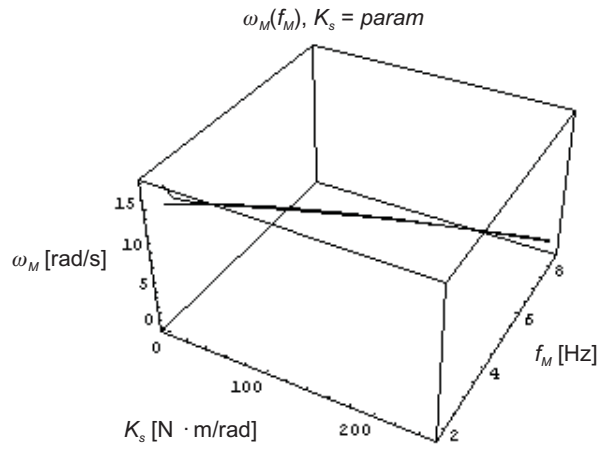


Rys. 4.23. Rodzina charakterystyk częstotliwościowych modelu C [opisana równaniem (4.50)] dla parametru sztywności K_s zawierającego się w przedziale od 12 do 250 N · m/rad oraz: $I_c = 0,0915 \text{ kg} \cdot \text{m}^2$, $B = 2,45 \text{ N} \cdot \text{m} \cdot \text{s/rad}$. Krzywa leżąca na powierzchni przedstawiającej rodzinę charakterystyk wyznacza zbiór rozwiązań ruchu opartych na zjawisku rezonansu, czyli spełniających zależność (4.51)

rysunkach 4.24 i 4.25. Zbieżność pokazanych tam zależności amplitud maksymalnych parametrów wyznaczonych eksperymentalnie dla ruchu kończyny i modelu należy uznać za podstawę do jego pozytywnej weryfikacji, z wysoką oceną wierności uzyskanego za jego pomocą opisu ruchu kończyny. Uzupełnieniem ilustracji powyższego stwierdzenia jest pokazany na rysunkach 4.26 i 4.27 zestaw kompletu charakterystyk amplituda–częstotliwość dla modelu C oraz modelu i kończyny pokazanych łącznie.

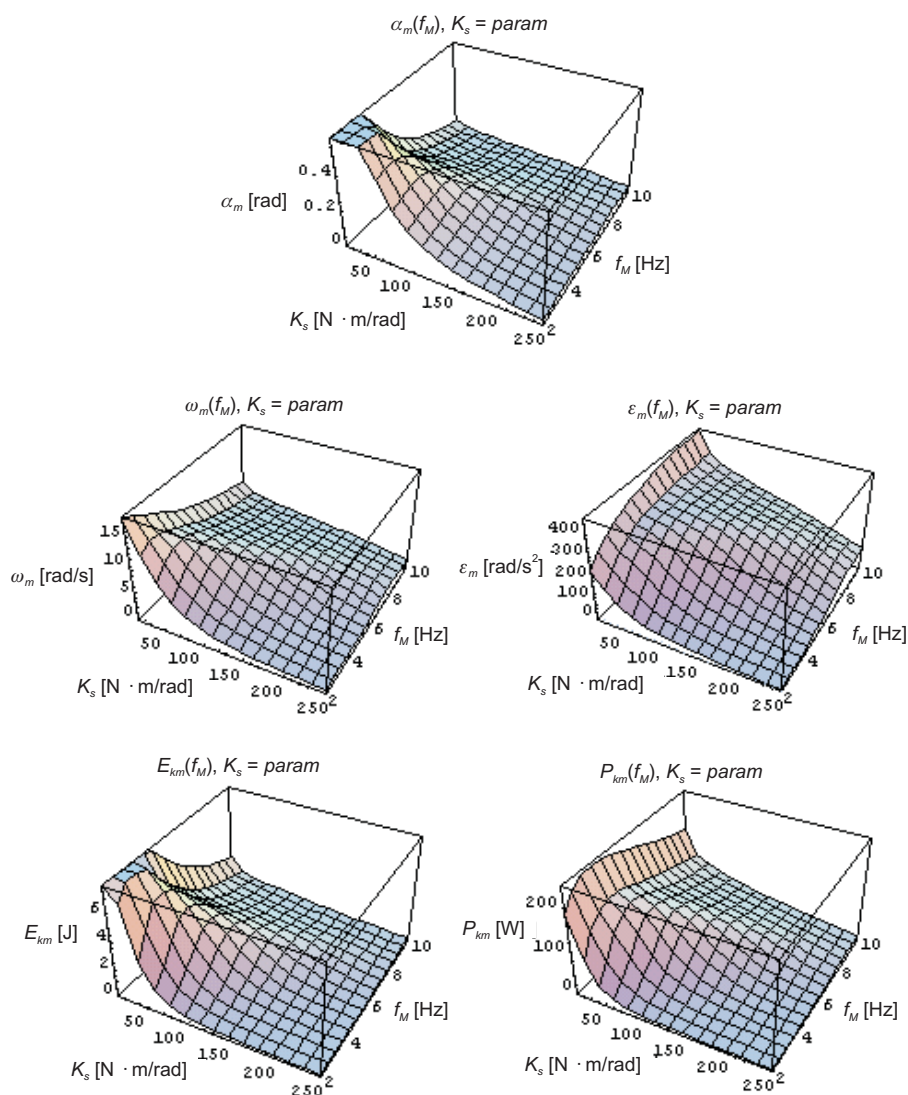


Rys. 4.24. Zestawienie zależności amplituda ruchu–częstotliwość wyznaczonych eksperymentalnie w ruchach cyklicznych kończyny (linia ciągła) z analogiczną zależnością dla modelu C (linia przerywana). Oba wykresy przedstawiają te same charakterystyki pokazane jako: funkcja jednego parametru f_M (wykres górny) oraz dwóch f_M i K_s (wykres dolny)

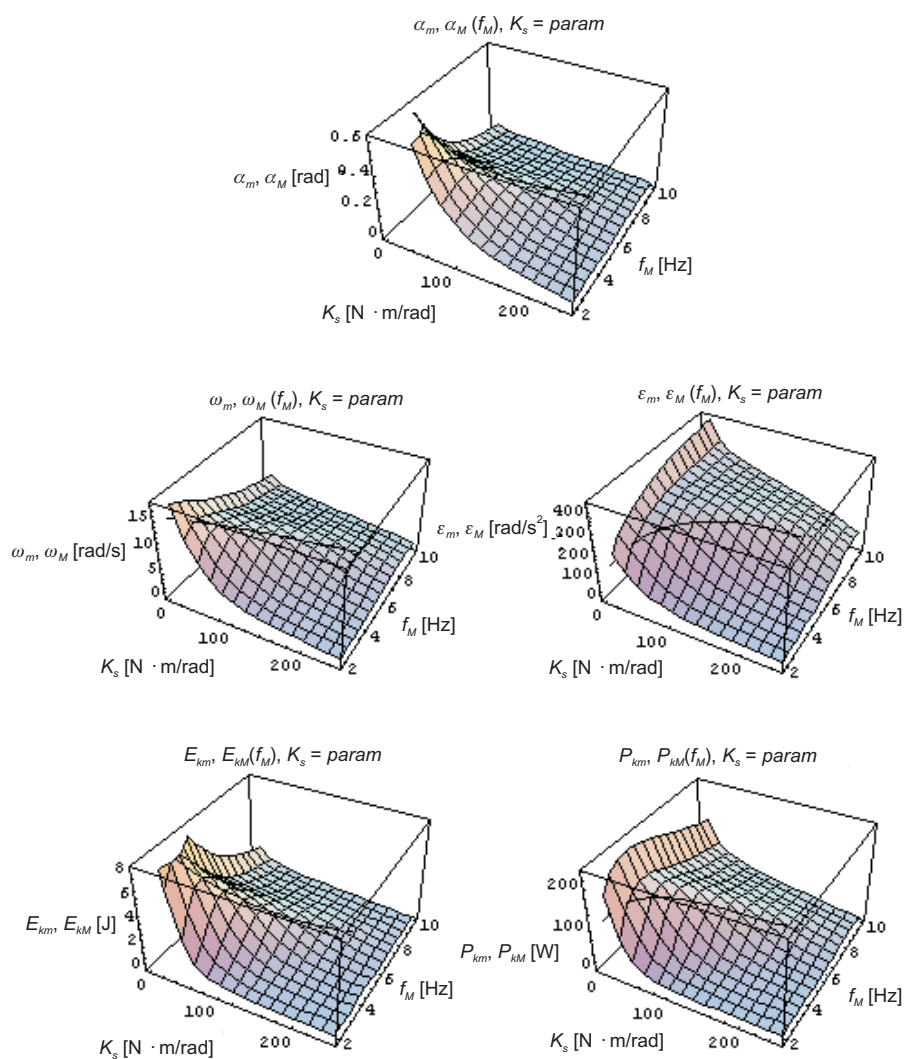


Rys. 4.25. Porównanie zależności częstotliwościowych amplitudy (maksymalnej) prędkości kątowej ω_M i przyspieszenia kątowego ε_M wyznaczonych eksperymentalnie w ruchach kończyny górnej z odpowiadającymi im charakterystykami modelu **C**

Wykazana powyżej zbieżność zachowań kończyny górnej, wykonującej z maksymalną intensywnością cykliczne ruchy zginania–prostowania stawu łokciowego, z ruchem ustalonym modelu **C** mogłaby zostać uznana za przekonujący argument potwierdzający w pełni reprezentatywność opisu, obejmującą również naturę zjawisk, które zostały w nim uwzględnione. W rzeczywistości jednak wykazane podobieństwa składają się jedynie na zespół mocnych poszlak wskazujących na możliwość takiej realizacji ruchów kończyny,



Rys. 4.26. Rodzina charakterystyk: amplituda α_m , prędkość kątowna ω_m , przyspieszenie kątowe ϵ_m , energia kinetyczna E_{km} i moc P_{km} w funkcji częstotliwości f_M ruchu dla modelu C o charakterystyce amplitudowej opisanej równaniem (4.50)



Rys. 4.27. Zależność amplitudy wybranych parametrów wyznaczonych w ruchach cyklicznych przedramienia (linia ciągła) na tle rodziny charakterystyk częstotliwościowych modelu C opisanych zależnością (4.50)

jaka dokonuje się w modelu. Dla uzyskania ostatecznego i niepodważalnego dowodu na pełną zgodność strategii napędu ruchu kończyny z postulowaną w modelu C konieczne wydaje się odwołanie do analizy wielkości wymuszającej ruch, jaką jest działający w stawie moment sił mięśni. Ponieważ rzetelny pomiar momentu siły mięśniowej w dynamice jest praktycznie niemożliwy, należy więc zastąpić go pomiarem innej wielkości formalnie powiązanej z momentem mięśniowym. Taką wielkością może być odpowiednio dobrany jeden z parametrów sygnału EMG głównych mięśni stawu łokciowego, rejestrowany w trakcie wykonywania omawianych ruchów w stawie. Wybór tego parametru wymaga przeprowadzenia analizy równania bilansu momentów sił uczestniczących w ruchu ustalonym modelu kończyny. Równanie to w odniesieniu do modelu C można przedstawić jako:

$$I_c \varepsilon(t) + B\omega(t) + K_s \alpha(t) = (M_{EMAX} - M_0) \cos(\omega_f t). \quad (4.52)$$

Dla odpowiedzi obserwowanej w stanie ustalonym opisanej zależnością (3.4): $\alpha(t) = \alpha_M \cos(\omega_f t + \phi)$ prędkość kątowna ruchu ma przebieg: $\omega(t) = -\alpha_M \omega_f \sin(\omega_f t + \phi)$, a przyspieszenie: $\varepsilon(t) = -\alpha_M \omega_f^2 \cos(\omega_f t + \phi)$. Po podstawieniu do (4.52) otrzymujemy:

$$(K_s - I_c \omega_f^2) \alpha_M \cos(\omega_f t + \phi) - B \alpha_M \omega_f \sin(\omega_f t + \phi) = (M_{EMAX} - M_0) \cos(\omega_f t).$$

Dla spełnionego warunku maksymalizacji amplitudy ruchu (4.45), czyli w rezonansie, gdy: $\omega_f = \omega_0 = \sqrt{K_s / I_c}$, czyli $K_s = 4\pi^2 I_c f_M^2$ pierwszy człon równania się zeruje (zachodzi charakterystyczna dla rezonansu równość $I_c \varepsilon(t) + K_s \alpha(t) = 0$), zatem równanie (4.52) przybiera postać:

$$-B \alpha_M \omega_f \sin(\omega_f t + \phi) = (M_{EMAX} - M_0) \cos(\omega_f t) \quad (4.53)$$

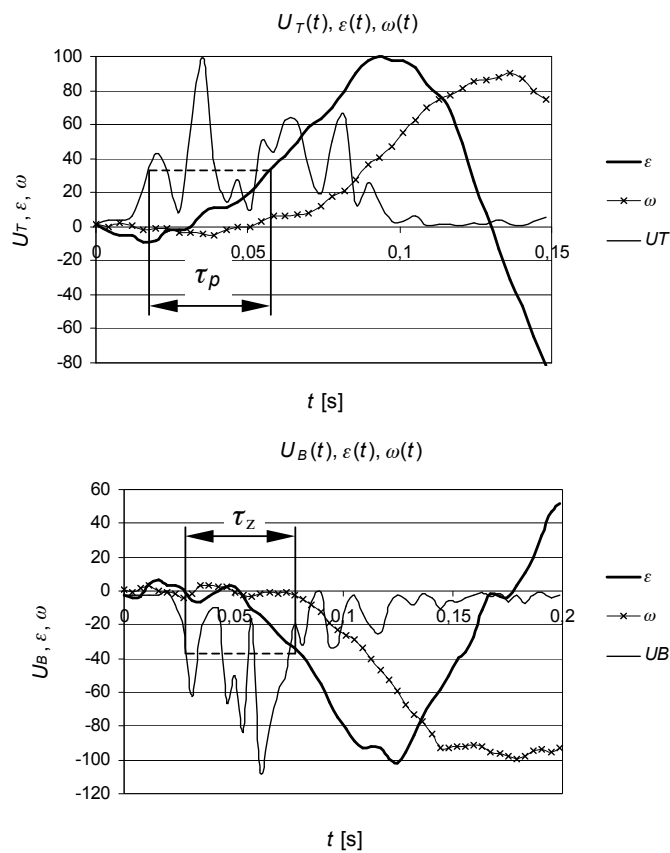
Wynika stąd również, że w takim przypadku $\phi = -\pi/2$.

Zatem całkowity wysiłek układu napędowego wydawkowany jest (w stanie ustalonym przebiegu odpowiedzi) na pokonanie oporów ruchu i uzupełnienie związanych z nimi strat energii w układzie. W takim przypadku składowa zmienna wymuszającego momentu siły [wyrażona prawą stroną równości (4.53)] ma wartość proporcjonalną do chwilowej prędkości kątowej ruchu ω , oraz co znacznie ważniejsze dla prowadzonej analizy, moment ten jest zgodny z prędkością w fazie. Ta szczególna cecha, właściwa dla ruchu odbywającego się z częstością drgań własnych układu, może być najbardziej przydatna dla wykazania, że taki właśnie charakter mają ruchy cykliczne wykonywane w stawie łokciowym. Mówiąc wprost, tym dodatkowym i jednocześnie wystarczającym argumentem pozwalającym na pełne potwierdzenie adekwatności przedstawionego powyżej sposobu rozwiązania napędu ruchu kończyny

byłoby wykazanie zgodności fazowej między prędkością kątową ruchu w stawie i czasowym przebiegiem potencjału czynnościowego działających w nim mięśni zginaczy i prostowników. Oczywiście jest, że zgodność ta powinna być obserwowana niezależnie od częstotliwości ruchu, czyli innymi słowy, dla każdej częstotliwości w dostępnym jej paśmie.

Celem wyjaśnienia powyższych kwestii, u dwunastu badanych, pomiary kinematyki ruchów cyklicznych uzupełniono o jednoczesną rejestrację potencjału czynnościowego głównych przedstawicieli mięśni zginaczy i prostowników stawu łokciowego. Za takie przyjęto głowę długą mięśnia dwugłowego ramienia i głowę boczną mięśnia trójgłowego. Przy wyborze mięśni kierowano się głównie ich wymiarami, położeniem oraz liczbą funkcji ruchowych realizowanych w stawach. Ponieważ sygnał EMG mierzony był na użytek analizy zależności fazowych, w sposób bezpośrednio związanych ze zmienną czasu, należało w rozważaniach uwzględnić obecność tzw. opóźnienia elektromechanicznego oznaczanego w skrócie EMD. Opóźnienie to jest swego rodzaju czasem martwym, upływającym między pojawieniem się potencjału czynnościowego mięśnia a zmianą jego naprężenia wyrażającego się w postaci wzrostu (najczęściej) wyzwalanej siły lub momentu siły mięśniowej. Wartość opóźnienia elektromechanicznego jest cechą zindywidualizowaną, zależną między innymi od „siły” i struktury mięśnia, (Viitasalo i Komi 1981, Zhou 1995) warunków działania (Gabriel i Boucher 1998, Jöllenbeck 1998, Caldwell i Li 2000), a także trybu życia (Kubo i wsp. 2000).

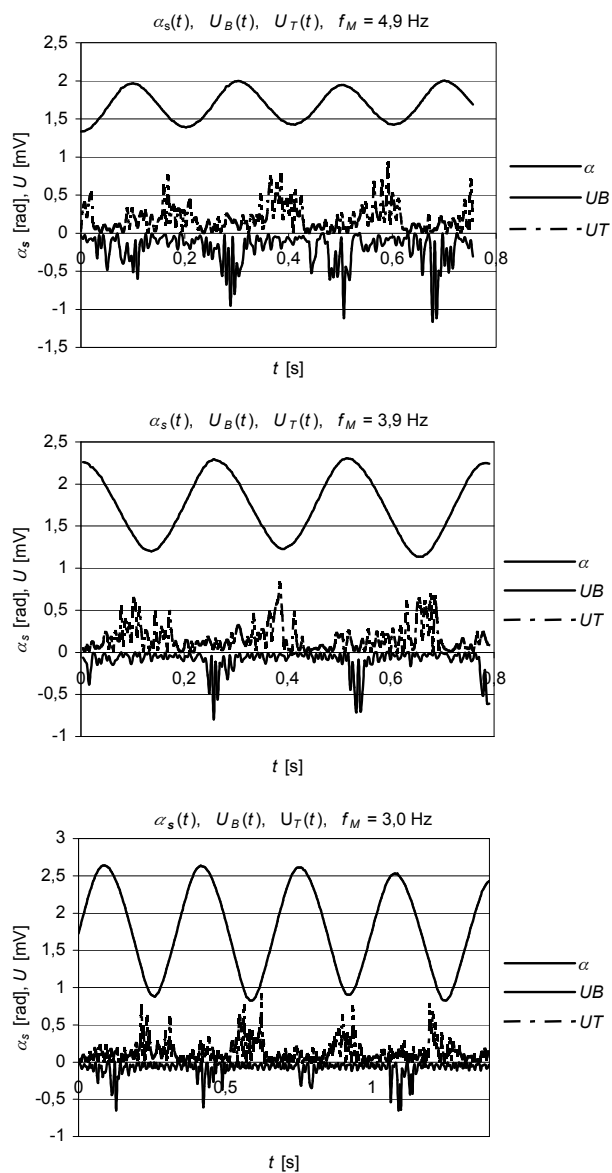
Na potrzeby omawianego eksperymentu wartość opóźnienia elektromechanicznego wybranych wcześniej mięśni wyznaczano na podstawie pomiarów przeprowadzonych w trakcie wykonywania ruchów eksplozywnego zginania oraz prostowania stawu łokciowego nieobciążonej kończyny. Mierzono zależności czasowe przebiegu kąta stawowego oraz wartości potencjału czynnościowego interesujących mięśni. Pomiary wykonywano dziesięciokrotnie dla każdego kierunku ruchu. Za miarę działającego w stawie momentu siły mięśniowej przyjęto wartość wywołanego przezeń przyspieszenia kąтового w ruchu przedramienia. Założenie to jest słuszne jedynie w początkowej fazie działania mięśni, gdy, zgodnie z ogólnym równaniem ruchu kończyny (4.27), wartości momentów siły oporu i sztywności można uważać za pomijalnie małe. Ma to miejsce w początkowym przedziale czasu, gdy prędkość kątowa ruchu ω jak i zmiana położenia w stawie α_s są bliskie zeru. Jednocześnie, aby możliwe było wyznaczenie przesunięcia czasowego między sygnałem EMG a przebiegiem przyspieszenia kąтового ε , obie krzywe powinny wykazywać możliwie duże nachylenie do osi czasu. Powyższe ustalenia wzięto pod uwagę przy określaniu techniki wyznaczania EMD. Objaśnia ją rysunku 4.28, przedstawiający typowy zapis przebiegów EMG mięśni: prostownika (U_T) i zginacza



Rys. 4.28. Objasnienie metody wyznaczania opóźnień elektromechanicznego dla mięśni zginaczy i prostowników stawu łokciowego. Wartość EMD mierzono w początkowej fazie działania mięśni, gdy prędkość ruchu w stawie $\omega \approx 0$ i przemieszczenie $\alpha \approx 0$ dzięki czemu składowe momentu siły tłumienia $M_t = B\omega$ oraz sztywności $M_{ks} = K_s\alpha$ równe są zero, zatem wartość przyspieszenia ε jest proporcjonalna do wartości chwilowej działającego momentu siły mięśni, $M_m = I_c \varepsilon$

stawu (U_B), prędkości ω i przyspieszenia kąowego ε zarejestrowane u badanego oznaczonego symbolem J podczas zginania i prostowania stawu.

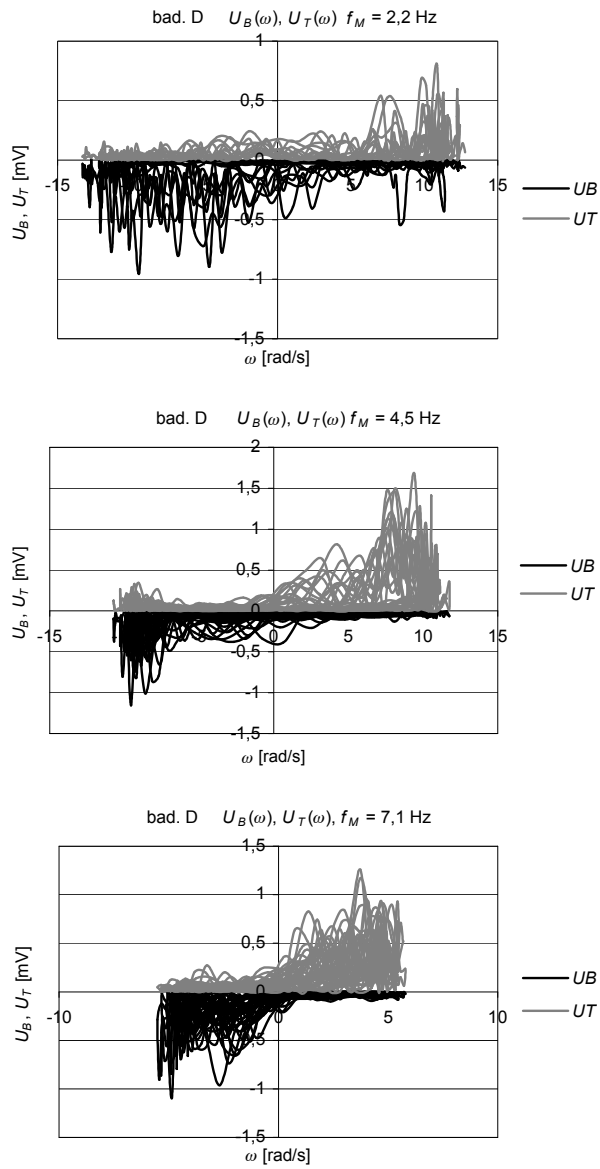
Wyznaczone w ten sposób uśrednione (z dziesięciu powtórzeń pomiaru dla każdego z badanych) wartości opóźnienia elektromechanicznego wyniosły: dla mięśni zginaczy stawu łokciowego $\tau_z = 0,059 \pm 0,005$ s i prostowników stawu $\tau_p = 0,058 \pm 0,004$ s.



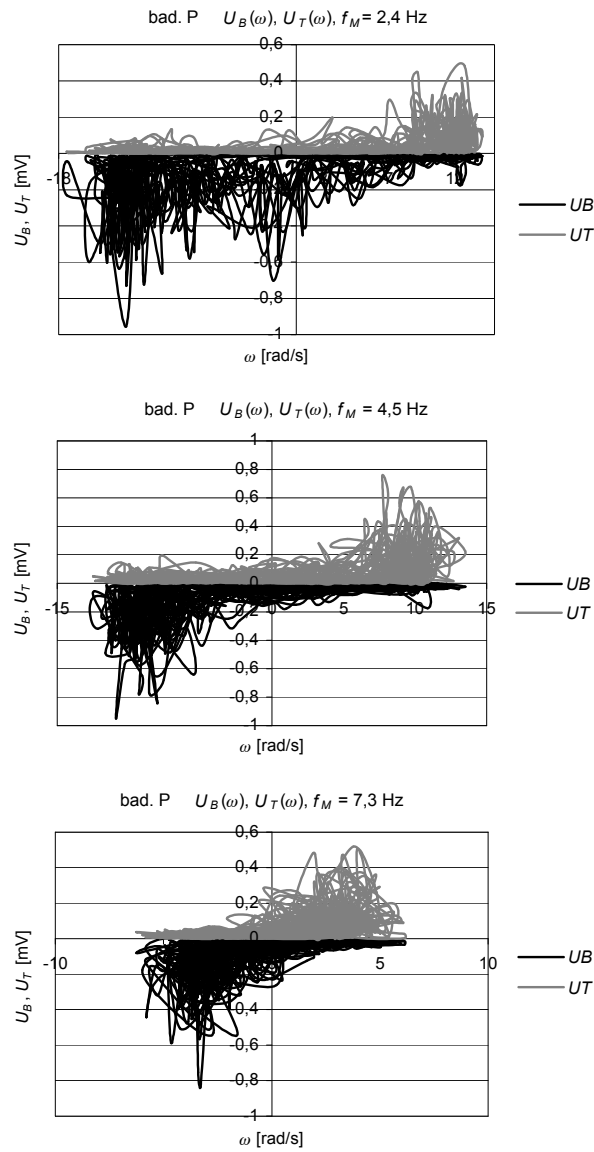
Rys. 4.29. Przykładowe przebiegi czasowe zależności kąta stawowego α_s oraz modułu sygnału EMG z głowy bocznej mięśnia trójgłowego ramienia (U_T) i głowy długiej mięśnia dwugłowego ramienia (U_B) zarejestrowane w stanie ustalonym dla trzech wartości amplitudy i częstotliwości ruchu cyklicznego w stawie łokciowym

Obraz zaangażowania mięśni zginaczy i prostowników stawu łokciowego, wyjaśniający relacje fazowe między potencjałem czynnościowym mięśni zginaczy i prostowników stawu a prędkością chwilową ruchu przedramienia w ruchach cyklicznych pokazano na rysunkach 4.29, 4.30 i 4.31. Pierwszy z nich prezentuje zależności czasowe EMG i kąta stawowego, zarejestrowane u badanego J dla trzech różniących się amplitud i częstotliwości ruchu. Dwa pozostałe stanowią przykład typowych charakterystyk fazowych przedstawiających zależność – przesuniętej w czasie o wartość EMD – amplitudy potencjału czynnościowego wybranych mięśni od chwilowej wartości prędkości kątowej ω ruchu w stawie. Zależności pokazane na rysunkach 4.30 i 4.31 obejmują pełny czas trwania pojedynczego pomiaru ruchu o przebiegu ustalonym wynoszący 5 s. Ich interpretację oparto na wykorzystywanej często w analizach biomechanicznych właściwości mięśni szkieletowych objawiającej się w postaci związku, mierzonej powierzchniowo, amplitudy aktywności elektrycznej z poziomem intensywności ich zaangażowania związanego z wykonywaną pracą (Bouisset i Maton 1972), rozwijanym momentem siły w stawie (Gottlieb i Agarwal 1988, Kashima i wsp. 2000, Stokes i Gardner-Morse 2000, Kutch i Buchanan 2001) oraz prędkością ruchu (Gielen i wsp. 1988, Gottlieb i wsp. 1990, Enoka 1996). Cechą wspólną wymienionych sytuacji jest to, że w każdej z nich zmiana intensywności działania mięśni wiązać się musi ze zmianą poziomu wyzwalanych przez nie momentów sił. Dlatego też pomiar aktywności elektrycznej mięśni szkieletowych używany jest do szacunkowej oceny poziomu wyzwalanych przez mięśnie składowych czynnych sił i momentów sił mięśniowych, również w warunkach dynamiki.

Przedstawione na rysunkach 4.30 i 4.31 charakterystyki $U(\omega)$ stanowią typowy, bo stwierdzony u każdego z dwunastu badanych, przykład dokonanych w tej części eksperymentu obserwacji. Wskazują one na wyraźny i jednoznaczny związek poziomu aktywności elektrycznej mięśni zginaczy i prostowników stawu łokciowego z wartością chwilową prędkości ruchu w stawie. Związek ten uwidacznia się w postaci zgrupowania obszarów wzmożonej aktywności mięśni w przedziałach odpowiadających maksymalnym prędkościom ruchu. Ponadto widoczne jest tu rozdzielenie obszarów intensywnego działania mięśni pozostające w zgodzie z rodzajem funkcji ruchowych realizowanych przez nie w stawie, czyli mięsień z grupy zginaczy przejawia zwiększoną aktywność w pobliżu maksymalnych prędkości zginania stawu (prędkość ruchu ujemna), a prostownik w trakcie prostowania, czyli przy dodatnich prędkościach maksymalnych. Obserwacje powyższe oznaczają, że mięśnie z grupy zginaczy stawu działają aktywnie w trakcie zginania stawu, a prostowniki w fazie prostowania, dodatkowo intensywność owego działania, a zatem – jak można sądzić – i wartości wyzwalanych sił mięśniowych, pokrywa się



Rys. 4.30. Zależności fazowe przedstawiające związek między prędkością kątową w stawie ω i przesuniętymi w czasie (opóźnionymi o wartość EMD) wartościami modułu potencjału czynnościowego głowy długiej mięśnia dwugłowego U_B (pokazana jako ujemna) i głowy bocznej mięśnia trójgłowego ramienia U_T (przedstawiona jako dodatnia) wyznaczone w ruchach cyklicznych przedramienia u badanego D



Rys. 4.31. Zależności fazowe przedstawiające związek między prędkością kątową w stawie ω i przesuniętymi w czasie (opóźnionymi o wartość EMD) wartościami modułu potencjału czynnościowego głowy długiej mięśnia dwugłowego U_B (pokazana jako ujemna) i głowy bocznej mięśnia trójgłowego ramienia U_T (przedstawiona jako dodatnia) wyznaczone w ruchach cyklicznych przedramienia u badanego P

w czasie z wartością rozwijanej prędkości ruchu. Innymi słowy, z pokazanego na rysunkach 4.30 i 4.31 obrazu aktywności omawianych mięśni wynika zgodność fazowa występująca między prędkością kątową ruchu w stawie a składową czynną sił działających w nim mięśni. Zatem dowodzi to, że wyzwany w ten sposób moment siły aktywnie działających mięśni (czyli składowa zmienna działającego w stawie momentu siły) wykorzystywany jest do pokonania momentu siły tłumienia, którego wartość jest proporcjonalna do prędkości ruchu (4.26). Ostatecznie, omówione tu relacje odnoszące się do wzajemnych zależności fazowych widocznych w obrazie działania mięśni realizujących napęd ruchów cyklicznych w stawie łokciowym, uznać należy za jeszcze jeden, niezależny, bo wywodzący się z innego obszaru zagadnień, dowód potwierdzający adekwatność skonstruowanego modelu kończyny i objaśnianego przezeń sposobu realizacji napędu ruchów cyklicznych w stawie.

Analiza elektromiograficznego obrazu działania mięśni w rozważanych ruchach kończyny górnej dostarcza również innych, pośrednich dowodów stanowiących potwierdzenie słuszności przyjętych ustaleń. Należy do nich dający się zauważyć związek [zanotowany przez Feldmana (1980)] między poziomem aktywności elektrycznej badanych mięśni, obserwowanym w przedziale prędkości bliskich zeru, a częstotliwością ruchu. Aktywność ta jest bowiem związana z wartością składowej stałej działającego w stawie momentu siły mięśniowej M_0 odpowiedzialnej za sztywność w stawie, od której zależna jest częstotliwość drgań własnych kończyny. Zależność ta w sposób bardziej czytelny widoczna jest w charakterystykach wyznaczonych u badanego P (rys. 4.31). Inny z tej grupy dowodów związany jest z pewną ogólną właściwością rejestrowanych przebiegów EMG, polegającej na ich zauważalnej zmienności w czasie (dla dłuższych czasów obserwacji, rzędu kilkunastu sekund), wyrażającej się niską powtarzalnością obrazu EMG w kolejnych następujących po sobie cyklach ruchu. Zmienność ta dotyczyła zarówno amplitud rejestrowanego potencjału, jego czasu trwania, a niekiedy nawet zaburzeń fazy jego występowania. Mimo to przebieg rejestrowanego jednocześnie ruchu nie wykazywał znacznych i mogących mieć z tym związek zakłóceń. Możliwe to jest dzięki temu, że ruch przedramienia dokonuje się niejako autonomicznie, jako drgania własne kończyny, i byłby utrzymywany przez pewien czas w postaci drgań gasnących nawet po całkowitym zaniku działania składowej zmiennej momentu wymuszającego. Warunkiem utrzymania tego stanu jest jednak konieczność zachowania sztywności w stawie na względnie stałym poziomie. Ta cecha, będąca przejawem odporności na zakłócenia w procesie sterowania ruchem, stanowi jedną z ważniejszych cech rozważanego sposobu napędu ruchu, mających wymiar realnej korzyści pozwalającej również na redukcję liczby zmiennych (sygnałów) sterujących. Oma-

wiając zalety charakteryzujące rozważany sposób napędu ruchów cyklicznych, należy zwrócić uwagę, że jest on korzystny również z punktu widzenia charakterystyk energetycznych. W przypadku gdy ruch kończyny odbywa się z częstotliwością jej drgań własnych, a właściwość tę stwierdzono w rozważanych ruchach w stawie łokciowym, minimalizacji ulega zapotrzebowanie na energię zużywaną do podtrzymania ustalonego przebiegu ruchu. Znika bowiem potrzeba wydatkowania energii mechanicznej na cyklicznie dokonujące się przyspieszanie i hamowanie ruchu przedramienia, które w tej sytuacji dokonuje się niejako samoczynnie w trakcie przemian energii kinetycznej przedramienia w potencjalną energię sprężystości. Ponieważ występuje tu równość wartości maksymalnych obu postaci energii, czyli energia kinetyczna w całości ulega zamianie w energię potencjalną, a ta ponownie, również w całości w kinetyczną itd., więc nie występuje tu konieczność działania mięśni mającego na celu niwelowanie różnic między wartościami obu tych energii. Inaczej mówiąc, obserwowany ruch przedramienia „w całości” dokonuje się w wyniku działania momentu siły sprężystości, a rola napędu mięśniowego sprowadza się jedynie do uzupełniania ubytków energii mechanicznej wywołanych oporami ruchu związanymi z tłumieniem w stawie. W warunkach ruchu o przebiegu ustalonym składowa zmienna działającego w stawie momentu siły mięśni równoważy wartość momentu siły tłumienia, niwelując tym samym związane z jego działaniem straty energii. Zatem moc rozwijana przez działające w ten sposób mięśnie (związana z działaniem składowej zmiennej momentu siły mięśniowej) równa jest:

$$P_t = M_t(t)\omega(t) = B\omega^2(t)$$

dla $\alpha(t) = \alpha_M \cos(2\pi f_M t + \varphi)$ prędkość kątowna wyraża się zależnością $\omega(t) = -\alpha_M 2\pi f_M \sin(2\pi f_M t + \varphi)$ i jednocześnie $\phi = -\pi/2$, zatem:

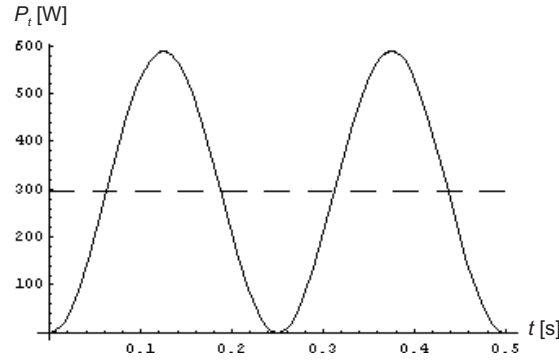
$$\begin{aligned} P_t &= M_t(t)\omega(t) = B\omega^2(t) = 4\pi^2 f_M^2 B\alpha_M^2 \sin^2(2\pi f_M t - \pi/2) = \\ &= 4\pi^2 f_M^2 B\alpha_M^2 \cos^2(2\pi f_M t), \end{aligned} \quad (4.54)$$

a jej wartość maksymalna wynosi:

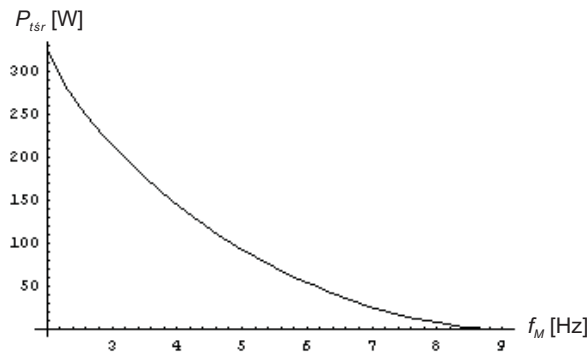
$$P_{tM} = M_{tM}\omega_M = B\omega_M^2 = 4\pi^2 f_M^2 B\alpha_M^2. \quad (4.55)$$

Rysunek 4.32 pokazuje zależność mocy chwilowej oraz mocy średniej (linia przerywana) rozwijanej przez mięśnie zasilające ruch cykliczny przedramienia o amplitudzie $\alpha_M = 1,2$ rad i częstotliwości $f_M = 2$ Hz. Wybrano przykład ruchu o amplitudzie zbliżonej do maksymalnej, obserwowanej w części pomiarowej eksperymentu, bowiem właśnie w tych warunkach wydatek energetyczny zaangażowanych mięśni osiągał wartości największe. Wraz ze wzrostem częstotliwości ruchu, zgodnie z równaniem (4.46), maleje wartość amplitudy

maksymalnej składowej zmiennej wymuszającego momentu siły M_M , a za tym i moc, która dostarczana jest wskutek działania tego, wytwarzanego przez pobudzone mięśnie, momentu siły. Zależność mocy średniej rozwijanej przez mięśnie stawu łokciowego, realizujące napęd maksymalnie intensywnych cyklicznych ruchów przedramienia, od częstotliwości pokazano na rysunku 4.33. Warto zwrócić uwagę na relację występującą między wartością maksymalną i średnią omawianej mocy mięśniowej: moc średnia P_{tsr} w ruchu o ustalonym przebiegu równa jest połowie wartości mocy maksymalnej P_{tM} .



Rys. 4.32. Moc chwilowa (według (4.54) – linia ciągła) i moc średnia (linia przerywana) rozwijana przez mięśnie stawu łokciowego zasilaające ruch cykliczny przedramienia o amplitudzie $\alpha_M = 1,2$ rad wykonywany z częstotliwością drgań własnych $f_M = 2$ Hz



Rys. 4.33. Moc średnia $P_{tsr} = \frac{1}{2} B \omega_M^2$ dostarczana przez mięśnie stawu łokciowego – działające przeciwko momentowi siły tłumienia w stawie – jako funkcja częstotliwości maksymalnej f_M w ruchach cyklicznych przedramienia

Realizacja ruchu cyklicznego w stawie oparta na wykorzystaniu drgań własnych z możliwością przestrajania ich częstotliwości stwarza, również ze względu na efektywności wykorzystania dostępnego źródła energii zasilającej (czyli pracy mięśniowej), korzystne warunki, pozwalające na maksymalizację efektu, czyli amplitudy i częstotliwości ruchu, dzięki eliminacji wydatku energetycznego na zmiany energii kinetycznej ruchu. Oznacza to, że rozważana strategia rozwiązania napędu ruchów cyklicznych spełnia kryterium minimalizacji wysiłku, w rozumieniu wydatku energetycznego obciążającego układ mięśniowy. Stanowi zatem potwierdzenie często formułowanej tezy o nadrzędności i uniwersalności tego kryterium jako obecnego w różnych rodzajach ruchów części ciała człowieka (Nelson 1983, Siemieński 1988, Wann i wsp. 1988, Gottlieb i wsp. 1989, Kadar i wsp. 1993, Alexander 1997, Maroński 1999, Vaughan 2003). Ujmując rzecz obrazowo, takie rozwiązanie stwarza szansę powtórzenia wykonania zadania ruchowego w przypadku niepowodzenia w próbie poprzedniej.

5. Podsumowanie i wnioski

Działalność ruchowa człowieka podlega licznym ograniczeniom wnoszonym przez każdy z podsystemów uczestniczących w realizacji ruchu. Ograniczenia te ujawniać się mogą w różnym stopniu w zależności od charakteru ruchu, jego celu, warunków zewnętrznych i własności środowiska, w którym jest realizowany oraz od stanu zasobów energetycznych aparatu ruchu. Źródła ograniczeń wewnętrznych można wiązać z właściwościami mechanicznymi biernego układu ruchu, układu mięśniowego jako systemu wykonawczego, układu zasilania dostarczającego energii niezbędnej do realizacji ruchu, systemu nerwowego odpowiedzialnego za sterowanie ruchem, a także strategią działania, mającą charakter pewnego nadrzędnego programu o wysokim stopniu uniwersalności, na podstawie którego, w oparciu o sumę doświadczeń ruchowych, budowany jest szczegółowy program ruchu. Efekty wymienionych ograniczeń przejawiają się w działaniu ruchowym zwykle w postaci skumulowanej, co stwarza naturalną trudność dla prób obserwacji czy rozdzielenia wpływów poszczególnych czynników i zjawisk.

Wśród wielu rodzajów działań ruchowych realizowanych w układzie ruchu człowieka szczególną kategorię stanowią ruchy oparte na powtarzalnym w czasie, czyli cyklicznym, przebiegu. O znaczeniu tego typu realizacji ruchu świadczyć może częstość jej występowania w świecie przyrody. Pojawia się ona najczęściej w działaniach długotrwałych, co przeważnie wiąże się ze znacznym wysiłkiem w rozumieniu ponoszonych nakładów energetycznych. Specyfika ruchów cyklicznych znajduje swoje odzwierciedlenie również w obrazie procesów sterowania ich przebiegiem. Złożone ruchy o cyklicznym przebiegu realizowane są w wyniku złożenia działań ruchowych o elementarnym charakterze, wykonywanych w pojedynczych stawach. Dlatego pełne wyjaśnienie istoty cyklicznego działania ruchowego wymaga szczegółowego rozpoznania zjawisk mających wpływ na przebieg i realizację ruchów izolowanych, wykonywanych w pojedynczych stawach.

Podstawowe wielkości opisujące procesy o powtarzalnym w czasie przebiegu to amplituda i częstotliwość. W odniesieniu do ruchów wykonywanych w stawie granice obszaru możliwych ich realizacji wyznaczone są przez skrajne wartości obu tych parametrów. Dla stawu łokciowego amplituda wykonywanego w nim ruchu może zawierać się w przedziale ograniczonym przez tzw. ruchomość stawu, wynoszącą przeciętnie około 2,8 rad, co dla ruchu o symetrycznym przebiegu względem jego kierunku daje zakres amplitud

mieszczących się w granicach od 0 do około 1,4 rad. Częstotliwość ruchów cyklicznych zawierać się może w paśmie od 0 do f_{MAX} , która dla stawu łokciowego wynosi około 9 Hz. W obszarze zawierającym się między tymi skrajnymi wartościami obu parametrów maksymalne wartości amplitudy i częstotliwości podlegają ograniczeniom wpływającym ze zjawisk i zależności wymienionych na wstępie tego rozdziału. Ten rodzaj ograniczeń przejawia się w postaci wzajemnej zależności między amplitudą i częstotliwością maksymalną ruchu. Wyraża się ona w formie zależności typu odwrotnego, opisanego równaniem hiperboli: $\alpha_M = f(f_M)$. Charakter tej zależności zdaje się wskazywać na źródło jej pochodzenia, iloczyn $\alpha_M f_M$ wyznacza bowiem wartość proporcjonalną do maksymalnej prędkości kątowej ω rozwijanej w ruchu kończyny, zatem czynniki limitujące i jednocześnie wiążące ze sobą amplitudę maksymalną i częstotliwość cyklicznych ruchów przedramienia w stawie łokciowym wywodzą się z własności układu ruchu (głównie czynnego), mających wpływ na prędkość ruchu w stawie.

Omawiany charakter związku amplitudy maksymalnej z częstotliwością ruchów cyklicznych wykonywanych w stawie łokciowym należy uznać za typowy, obserwowany był bowiem u każdego spośród 17 badanych. W świetle rozważań zawartych w rozdziale 4, wskazujących konkretne przyczyny i zjawiska leżące u podstaw tej zależności, należy stwierdzić, że ma ona charakter typowy nie tyle dla konkretnego stawu, ile dla napędu mięśniowego odpowiedzialnego za realizację ruchów części ciała człowieka w stawach. Zatem spodziewać się należy, że podobny charakter związku amplituda–częstotliwość obserwowany będzie w ruchach tych stawów, w których wartość sztywności oraz bezwładności poruszanego segmentu powodują, że wzajemne przemiany potencjalnej energii sprężystości i kinetycznej mają istotny (znaczący, zauważalny) udział w ogólnym bilansie energetycznym ruchu. Powyższe stwierdzenia stanowią podstawę do pozytywnej weryfikacji treści zamieszczonej w rozdziale 1 hipotezy pierwszej, a także drugiej, z uściśleniem stwierdzającym, że malejący charakter zależności amplituda–częstotliwość obserwowany jest w pełnym zakresie częstotliwości ruchów cyklicznych wykonywanych w stawie łokciowym.

Analiza zależności czasowych wielkości kinematycznych obserwowanych w ustalonym przebiegu cyklicznych ruchów przedramienia w stawie łokciowym wskazuje na wyraźne podobieństwo rozważanych ruchów do drgań o postaci harmonicznej. Widowym tego objawem jest liniowa, a dla ruchów o niskich częstotliwościach bliska liniowej, zależność pomiędzy wartością chwilową przyspieszenia kątowego a współrzędną kątową położenia w stawie. Oznacza to również, że składowa działającego w stawie momentu siły odpowiedzialna za wywołanie owego przyspieszenia (moment kierujący) wykazuje

cechy momentu zwrotnego o wartości proporcjonalnej do wychylenia kończyny od położenia „równowagi” α_0 , lecz o zwrocie przeciwnym. Taki przebieg momentu kierującego wypełnia warunek minimalizacji wysiłku składającego się na koszt energetyczny ruchu (Siemieński 1988, Wann i wsp. 1988).

Obserwacja powyższa stanowi istotną przesłankę wskazującą, iż program ruchu oraz stanowiący jego emanację przebieg momentów sterujących w rozważanych ruchach cyklicznych zbudowany jest właśnie na kanwie tego kryterium. „Sztynnościowy” charakter momentu kierującego oraz bliski harmonicznemu przebieg obserwowanych ruchów wskazują na adekwatność i reprezentatywność tzw. oscylatora harmonicznego jako modelu kończyny.

Harmoniczny charakter ustalonych ruchów cyklicznych wykonywanych z maksymalną intensywnością w stawie łokciowym oraz postać związków między wartościami parametrów ruchu i częstotliwością wskazywały na znaczący dla realizacji jego napędu udział momentów sił sztywności oraz związanej z nią energii potencjalnej. Wyjaśnienie tej kwestii wymagało przeprowadzenia pomiarów sztywności w stawie łokciowym. Opierając się na sugestiach Feldmana (1980), Gottlieba i Agarwala (1988) oraz Shadmehra i Arbiba (1992), wskazujących na istnienie związku między wartością sztywności zespołów mięśniowo-ścięgowych a stanem ich napięcia, wyznaczono charakterystyki sztywności w stawie łokciowym w funkcji statycznego momentu siły rozwijanego przez mięśnie prostowniki i zginacze stawu. Stwierdzono, iż sztywność ta wykazuje silny związek ze stanem naprężenia mięśni: jej wartość wzrasta wraz z kwadratem momentu siły wyzwalanego przez mięśnie działające na staw. Kwadratowy charakter tej zależności stwarza dogodną okoliczność dla wykorzystania jej do zmian sztywności w szerokich granicach (od 12 do ok. 350 N · m/rad dla aktywnych zginaczy stawu), a jeśli wziąć pod uwagę możliwość jednoczesnego, przeciwsobnego naprężania obu antagonistycznych grup mięśni (tzw. współskurcz), to zakres ten ulega znacznemu rozszerzeniu skutkiem sumowania się sztywności obu zespołów ścięgowo-mięśniowych. Ta specyficzna własność układu ruchu umożliwia realizację ruchu cyklicznego w stawie jako formy ruchu drgającego, o częstotliwości bliskiej częstości drgań własnych kończyny. Częstotliwość ta może być w sposób kontrolowany zmieniana przez wykorzystanie wpływu na uzależnioną od stanu napięcia mięśni wartość sztywności w stawie.

Na podstawie analizy empirycznych charakterystyk amplituda–częstotliwość zmierzonych w ustalonym przebiegu ruchów cyklicznych w stawie łokciowym, uwzględniając wyniki przeprowadzonych pomiarów sztywności w stawie, zaproponowano model sterowania ruchem oparty na wykorzystaniu zjawiska rezonansu mechanicznego. Istota zaproponowanej modyfikacji polega na uwzględnieniu w modelu kończyny efektu kontrolowanego oddziaływania

współskurczu mięśni zginaczy i prostowników stawu na wartość parametru sztywności w stawie, a tym samym na częstość jej drgań własnych. Analiza charakterystyk częstotliwościowych tak zmodyfikowanego modelu wykazała pełną ich zgodność z empirycznie wyznaczonymi analogicznymi charakterystykami kończyny rzeczywistej. Dla uzyskania pełnego potwierdzenia obserwacji wskazujących, iż wykonywane w stawie ruchy cykliczne, o maksymalnej intensywności, realizowane są jako drgania własne o przestrajanej częstotliwości, przeprowadzono pomiary aktywności elektrycznej głównych mięśni reprezentujących grupę zginaczy i prostowników stawu. Analiza związków fazowych występujących między rejestrowanymi sygnałami EMG a parametrami kinematycznymi obserwowanymi w ruchach kończyny dostarczyła rozstrzygającego dowodu potwierdzającego adekwatność zaproponowanego modelu realizacji napędu ruchów cyklicznych w stawie. Stwierdzono bowiem ścisłą i niezależną od częstotliwości ruchu zgodność fazową między poziomem aktywności elektrycznej mięśni zginaczy i prostowników stawu a prędkością kątową ruchu w stawie. Zgodność ta oznacza, iż działający w stawie, wyzwalany przez pobudzone mięśnie, moment siły nie zawiera składowej o fazie zgodnej z obserwowanym w ruchu przyspieszeniem kątowym, ani też zgodnej fazowo z odchyleniem α . Zatem wywołujący to przyspieszenie moment zwrotny nie jest wytwarzany przez synchronicznie z przebiegiem ruchu pobudzone mięśnie, lecz pojawia się jako skutek odkształceń tkanek, których własności są źródłem omawianej wcześniej sztywności w stawie. Obserwacje powyższe prowadzą do niezwykle istotnych (i nowych) wniosków objaśniających od strony energetycznej naturę ruchów cyklicznych wykonywanych w stawach układu ruchu człowieka:

1. Wykonywane z maksymalną intensywnością ruchy cykliczne przedramienia w stawie łokciowym realizowane są jako drgania ustalone odbywające się z częstotliwością własną o przestrajanej wartości.
2. W stanie ustalonym ruchu energia kinetyczna ruchomego segmentu kończyny podlega w „całości” (po uwzględnieniu strat związanych z tłumieniem w stawie) przemianom w potencjalną energię sprężystości, gromadzoną w odkształcanych, podatnych elementach układu ruchu.
3. Sterujące działanie mięśni obsługujących ruch sprowadza się do dwóch funkcji:
 - wyzwolenia odpowiedniego, stosownie do częstotliwości ruchu, poziomu sztywności w stawie przez wywołanie, mającego charakter statyczny, współskurczu obu antagonistycznych grup mięśni,
 - wytworzenia składowej zmiennej momentu siły mięśniowej o częstotliwości zgodnej z zamierzoną częstotliwością ruchu i fazie zgodnej z prędkością ruchu.

4. Przemiany energii kinetycznej w potencjalną i odwrotnie dokonują się pod wpływem wewnętrznych momentów sił sztywności i nie obciążają bilansu kosztów energetycznych ruchu. Dzięki temu minimalizacji ulega wydatek energetyczny ponoszony przez układ ruchu.
5. Całkowity wysiłek systemu mięśniowego (związany z działającą w stawie składową zmienną momentu siły mięśniowej) przeznaczony jest na pokonanie oporów ruchu o charakterze lepkościowym.
6. Zachodzące w czasie trwania ruchu zmiany energii kinetycznej wykorzystywane w analizach biomechanicznych do wyznaczania tzw. pracy zewnętrznej nazywanej niekiedy użyteczną, w świetle powyższych ustaleń nie mogą być uznane za miarę wydatku energetycznego ponoszonego przez układ ruchu. Podobna uwaga odnosi się również do prędkości zmian energii kinetycznej, czyli tzw. mocy zewnętrznej, która w tym przypadku nie jest równa mocy rozwijanej przez aktywne mięśnie.
7. Oparta na wykorzystaniu efektów rezonansu mechanicznego realizacja ruchów cyklicznych pozwala na uproszczenie procesu sterowania jego przebiegiem, m.in. dzięki temu, że wytwarzany przez mięśnie moment wymuszenia pozostaje w niezmiennej – i niezależnej od częstotliwości i amplitudy ruchu – relacji fazowej względem prędkości chwilowej, a zatem i względem współrzędnej położenia kończyny w stawie.
8. Ruch drgający o rozważanym charakterze wykazuje znaczną odporność na zakłócenia i, co wydaje się najistotniejsze, również te, które mają postać zaburzeń w przebiegu momentu wymuszającego.

Powyższe ustalenia, przedstawiające w formie skondensowanej efekty rozważań zawartych głównie w rozdziale 4, pozostają w ścisłym związku z treścią hipotez oznaczonych jako 3, 4 i 5. Przeprowadzone w trakcie eksperymentu pomiary oraz analiza ich wyników w pełni potwierdzają słuszność zawartych w nich przypuszczeń, ponieważ:

- stwierdzono i wyznaczono empirycznie zależność sztywności w stawie od naprężenia mięśni w nim działających, co wiąże się z treścią hipotezy 4,
- wykazano znaczący, bo odpowiadający w całości widzianej na zewnątrz energii kinetycznej, udział potencjalnej energii sprężystości w realizacji ruchów cyklicznych w stawie łokciowym, o czym mówiła hipoteza 3,
- wyznaczone, opisane i zinterpretowane w kategoriach przyczynowo-skutkowych – oparte na analizie modelu ruchu – charakterystyki kończyny wyjaśniają wzajemne relacje między wartościami wielkości wymuszającej a parametrami kinematycznymi i energetycznymi w ruchach cyklicznych przedramienia, co z kolei stanowi podstawę do weryfikacji hipotezy 5.

Zjawiska i efekty towarzyszące wykonywanym w stawie łokciowym ruchom cyklicznym o maksymalnej intensywności nasuwają spostrzeżenia o charakterze ogólnym. Rozważane ruchy wydają się być jeszcze jednym przykładem potwierdzającym istnienie pewnej ogólnej prawidłowości, której podlegają stosowane w praktyce i obserwowane w świecie przyrody sposoby rozwiązywania zagadnienia sterowania ruchem ciała człowieka i zwierząt. Ruch cykliczny przedramienia w stawie łokciowym sprowadza się w istocie do powtarzalnego w czasie przeprowadzania przedramienia z jednej skrajnej pozycji w stawie w drugą. Zadanie to może być praktycznie rozwiązane na nieskończenie wiele sposobów. Wyniki omawianego eksperymentu wskazują jednak, w sposób nie budzący wątpliwości, że wszyscy bez wyjątku badani biorący w nim udział stosowali to samo rozwiązanie. Istotną cechą tego rozwiązania jest jego, raczej nieprzypadkowa, zgodność z kryterium minimalizacji wydatku energetycznego stanowiącego koszt realizacji ruchu. Można zatem przypuszczać, że w realizacji nałożonego zadania ruchowego wszyscy badani posłużyli się takim samym, gotowym i uniwersalnym programem sterowania przebiegiem ruchu. Miarą uniwersalności takiego programu jest jego skuteczność w możliwie szerokim spektrum warunków zewnętrznych, a także powszechność czy częstość jego stosowania. Rzeczą ciekawą jest to, że podobny – jak w omawianych ruchach cyklicznych – przebieg momentu kierującego obserwowany jest w działaniach o charakterze dyskretnym, czyli o realizacji jednokrotnej (Hasan 1986, Nagasaki 1989). Świadczyć to może o nadrzędnym charakterze kryterium minimalizacji wysiłku jako sposobu, według którego na etapie wczesnego rozwoju osobniczego, w trakcie poznawania własnego ciała, są budowane i zapamiętywane gotowe, uniwersalne programy realizacji prostych ruchów typowych.

Bibliografia

- Alexander R.McN. (1988) The spring in your step: role of elastic mechanisms in human running. [W:] G. De Groot, A.P. Hollander, P.A. Huijing, G.J. van Ingen Schenau (red.) Biomechanics XI-A; Proc. of XI International Congress of Biomechanics. Free University Press, Amsterdam, 17–25.
- Alexander R.McN. (1997) A minimum energy cost hypothesis for human arm trajectories. *Biological Cybernetics*, 76, 97–105.
- Alexander R.McN., Bennet-Clark H.C. (1977) Storage of elastic strain energy in muscle and other tissues. *Nature*, 265, 114–117.
- Allaf O., Goubel F., Marini J.F. (2002) A curve-fitting procedure to explain changes in muscle force-velocity relationship induced by hyperactivity. *Journal of Biomechanics*, 35, 797–802.
- Anderson J., Li Z., Goubel F. (2002) Models of skeletal muscle to explain the increase in passive stiffness in desmin knockout muscle. *Journal of Biomechanics*, 35, 1315–1324.
- Asmussen E. (1975) Movement of man and study of man in motion: a scanning review of the development of biomechanics. [W:] P.V. Komi (red.) Biomechanics V-A; Proc. of V International Congress of Biomechanics. University Park Press, Baltimore, 23–40.
- Bach T.M., McNair P.J., Wood G.A. (1991) A comparison of muscle stiffness measures obtained by the free oscillation and quick release methods. [W:] R.N. Marshall, G.A. Wood, B.C. Elliot, T.R. Ackland, P.J. McNair (red.) XIII International Congress on Biomechanics, Book of Abstracts. Host and Publisher, The Department of Human Movement Studies, The university of Western Australia, 494–495.
- Beek P.J., Rikkert W.E. van Werighen P.C. (1996) Limit cycle properties of rhythmic forearm movements. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 22, 5, 1077–1093.
- Beek P.J., Schmidt R.C., Morris A.W., Sim M.Y., Turvey M.T. (1995) Linear and nonlinear stiffness and friction in biological rhythmic movements. *Biological Cybernetics*, 73, 499–507.
- Bennett D.J. (1994) Stretch reflex responses in the human elbow joint during a voluntary movement. *Journal of Physiology*, 474, 339–351.
- Bennett D.J., Hollerbach J.M., Xu Y., Hunter I.W. (1992) Time varying stiffness of human elbow joint during cyclic voluntary movement. *Experimental Brain Research*, 88, 433–442.
- Bianchi L., Angelini D., Lacquaniti F. (1998) Individual characteristics of human walking mechanics. *European Journal of Physiology*, 436, 343–356.
- Biryukova E.V., Roschin V.Y., Frolov A.A., Ioffe M.E., Massion J., Dufosse M. (1999) Forearm postural control during unloading: anticipatory changes in elbow stiffness. *Experimental Brain Research*, 124, 107–117.
- Bober T. (1985) Biomechanika chodu i biegu. *Studia i Monografie AWF we Wroclawiu*, 8.
- Bosboom E.M.H., Hesselink M.K.C., Oomens C.W.J., Bouten C.V.C., Drost M.R., Baaijens F.P.T. (2001) Passive transverse mechanical properties of skeletal muscle under in vivo compression. *Journal of Biomechanics*, 34, 1365–1368.
- Bouisset S., Maton B. (1972) Quantitative relationship between surface EMG and intramuscular electromyographic activity in voluntary movement. *American Journal of Physical Medicine*, 51, 285–295.

- Calancie B., Stein R.B. (1987) Measurement of rate constants for the contractile cycle of intact mammalian muscle fibers. *Biophysical Journal*, 51, 149–159.
- Caldwell G.E., Li L. (2000) How strongly is muscle activity associated with joint moments? *Motor Control*, 4, 53–59.
- Cannon R.H. jr. (1973) Dynamika układów fizycznych. WNT, Warszawa.
- Cavagna G.A., Citterio G. (1974) Effect of stretching on the elastic characteristics and the contractile component of frog striated muscle. *Journal of Physiology*, 239, 1–14.
- Cavagna G.A., Thys H., Zamboni A. (1976) The sources of external work in level walking and running. *Journal of Physiology*, 262, 639–657.
- Cavagna G.A., Willems P.A., Heglund N.C. (2000) The role of gravity in human walking: pendular energy exchange, external work and optimal speed. *Journal of Physiology*, 528, 657–668.
- Coveney V.A., Hunter G.D., Spriggs J. (2001) Is the behaviour of the leg during oscillation linear? *Journal of Biomechanics*, 34, 827–830.
- Desplantez A., Cornu C., Goubel F. (1999) Viscous properties of human muscle during contraction. *Journal of Biomechanics*, 32, 555–562.
- Donelan J.M., Kram R., Kuo A.D. (2002) Simultaneous positive and negative external mechanical work in human walking. *Journal of Biomechanics*, 35, 117–124.
- Enoka R.M. (1996) Eccentric contractions require unique activation strategies by the nervous system. *Journal of Applied Physiology*, 81, 2339–2346.
- Ettema G.J.C. (1996) Contractile behaviour in skeletal muscle-tendon unit during small amplitude sine wave perturbations. *Journal of Biomechanics*, 29, 1147–1155.
- Ettema G.J.C. (2001) Muscle efficiency: the controversial role of elasticity and mechanical energy conversion in stretch-shortening cycles. *European Journal of Applied Physiology*, 85, 457–465.
- Ettema G.J.C. and Huijing P.A. (1994) Frequency response of rat gastrocnemius medialis in small amplitude vibrations. *Journal of Biomechanics*, 27, 1015–1022.
- Farley C.T., Gonzalez O. (1996) Leg stiffness and stride frequency in human running. *Journal of Biomechanics*, 29, 181–186.
- Feldman A.G. (1980) Superposition of motor programs-II. Rapid forearm flexion in man. *Neuroscience*, 5, 91–95.
- Feldman A.G. (1980) Superposition of motor programs-I. Rhythmic forearm movements in man. *Neuroscience*, 5, 81–90.
- Fidelus K. (1977) Zarys biomechaniki ćwiczeń fizycznych. AWF, Warszawa.
- Frolov A.A., Dufosse M., Rizek S., Kaladjian A. (2000) On the possibility of linear modeling the human arm neuromuscular apparatus. *Biological Cybernetics*, 82, 499–515.
- Fukashiro S., Okada J., Fukunaga T. (1995) Contribution of series elastic component in elbow flexion using stretch-shortening cycle. [W:] K. Hakkinen, K.L. Keskinen, P.V. Komi, A. Mero (red.) XV-th Congress of the International Society of Biomechanics, Books of Abstracts. University of Jyväskylä, 292–293.
- Gabriel D.A., Boucher J.P. (1998) Effects of repetitive dynamic contractions upon electromechanical delay. *European Journal of Applied Physiology*, 79, 37–40.
- Gandevia S.C., Herbert R.D., Leeper J.B. (1998) Voluntary activation of human elbow flexor muscles during maximal concentric contractions. *Journal of Physiology*, 512, 595–602.
- Gielen S.C.A.M., van Zuylen E.J., van der Gon J.J.D. (1988) Coordination of arm muscles in simple motor tasks. [W:] G. De Groot, A.P. Hollander, P.A. Huijing, G.J. van Ingen Schenau (red.) Biomechanics XI-A; Proc. of XI International Congress of Biomechanics. Free University Press, Amsterdam, 155–166.

- Gottlieb G.L., Agarwal G.C. (1988) Compliance of single joints: elastic and plastic characteristics. *Journal of Neurophysiology*, 59, 937–951.
- Gottlieb G.L., Corcos D.M., Agarwal G.C. (1989) 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., Latash M.L. (1990) Organizing principles for single joint movements. III. Speed-insensitive strategy as a default. *Journal of Neurophysiology*, 63, 625–636.
- Haken H, Kelso J.A.S., Bunz H. (1985) A theoretical model of phase transitions in human hand movements. *Biological Cybernetics*, 51, 347–356.
- Hasan Z. (1986) Optimized movement trajectories and joint stiffness in unperturbed, inertially loaded movements. *Biological Cybernetics*, 53, 373–382.
- Hof A.L. (1998) In vivo measurement of the series elasticity release curve of human triceps surae muscle. *Journal of Biomechanics*, 31, 793–800.
- Holt K.G., Hamil J., Andres R.O. (1990) The force driven harmonic oscillator as a model for human locomotion. *Human Movement Science*, 9, 55–68.
- Hortobagyi T., Katch F.I. (1990) Eccentric and concentric torque-velocity relationships during arm flexion and extension. *European Journal of Applied Physiology*, 60, 395–401.
- Hreljac A., Martin P.E. (1993) The relationship between smoothness and economy during walking. *Biological Cybernetics*, 69, 213–218.
- Huijing P.A. (1992) Elastic potential of muscle. [W:] P.V. Komi (red.) The encyclopaedia of sports medicine. Vol. III: Strength and Power in sport. Blackwell Scientific Publications, Oxford.
- Hunter I.W., Kearney R.E. (1982) Dynamics of human ankle stiffness: variation with mean ankle torque. *Journal of Biomechanics*, 15, 747–752.
- Ingen Schenau G.J. van (1984) An alternative view of the concept of utilisation of elastic energy in human movement. *Human Movement Science*, 3, 301–336.
- Ingen Schenau G.J. van, Bobbert M.F., Haan A. (1997) Does elastic energy enhance work and efficiency in stretch-shortening cycle. *Journal of Applied Biomechanics*, 13, 389–415.
- Ingen Schenau G.J. van, Woensel W.W. van, Boots P.J., Snackers R.W., De Groot G. (1990) Determination and interpretation of mechanical power in human movement: application to ergometer cycling. *European Journal of Applied Physiology*, 61, 11–19.
- Jarić S., Radovanović S., Milanović S., Ljubisavljević M., Anastasijević R. (1997) A comparison of the effect of agonist and antagonist muscle fatigue on performance of rapid movements. *Journal of Applied Physiology*, 76, 41–47.
- Jaworski J. (1979) Matematyczne podstawy metrologii. WNT, Warszawa.
- Jöllenbeck T. (1998) Relation between initial muscle length and electromechanical delay. [W:] Riehle H.J., Vieten M.M. (red.) XVI International Symposium on Biomechanics in Sports, Proceedings II. UVK University of Konstanz, 34–37.
- Jørgensen K. (1975) Force-velocity relationship in human elbow flexors and extensors. [W:] P.V. Komi (red.) Biomechanics V-A; Proc. of V International Congress of Biomechanics. University Park Press, Baltimore, 145–151.
- Josephson R.K. (1985) Mechanical power output from striated muscle during cyclic contraction. *Journal of Experimental Biology*, 114, 493–512.
- Joyce G.C., Rack P.M.H. (1974) The forces generated at the human elbow joint in response to imposed sinusoidal movements of the forearm. *Journal of Physiology*, 240, 351–374.
- Kadar E.E., Schmidt R.C., Turvey M.T. (1993) Constants underlying frequency changes in biological rhythmic movements. *Biological Cybernetics*, 68, 421–430.

- Kashima T., Isurugi Y., Shima M. (2000) Analysis of muscular control system in human movements. *Biological Cybernetics*, 82, 123–131.
- Kautz S.A., Hull M.L., Neptune R.R. (1994) A comparison of muscular mechanical energy expenditure and internal work in cycling. *Journal of Biomechanics*, 27, 1459–1467.
- Kay B.A., Saltzman E.L., Kelso J.A.S. (1991) Steady-state and perturbed rhythmical movements: a dynamical analysis. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 17, 183–197.
- Kędzior K. (1978) Modelowanie własności biomechanicznych siłowników napędu mięśniowego. *Prace Naukowe Politechniki Warszawskiej, Mechanika*, 56.
- Komi P.V. (2000) Stretch-shortening cycle: a powerful model to study normal and fatigued muscle. *Journal of Biomechanics*, 33, 1197–1206.
- Konczak J., Brommann K., Kalveram K.T. (1999) Identification of time-varying stiffness, damping, and equilibrium position in human forearm movements. *Motor Control*, 3, 394–413.
- Kornecki S., Zawadzki J. (1990) Zagadnienie identyfikacji parametrycznej i strukturalno-funkcjonalnej w badaniach techniki ruchu człowieka. [W:] *Problemy Biocybernetyki i Inżynierii Biomedycznej*, tom 5: Biomechanika. WKiŁ, Warszawa, 413–432.
- Kubo K., Akima H., Kouzaki M., Ito M., Kawakami Y., Kanehisa H., Fukunaga T. (2000) Changes in the elastic properties of tendon structures following 20 days bed-rest in humans. *European Journal of Applied Physiology*, 83, 463–468.
- Kutch J.J., Buchanan T.S. (2001) Human elbow joint torque is linearly encoded in electromyographic signals from multiple muscles. *Neuroscience Letters*, 311, 97–100.
- Lacquanity F., Licata F., Soechting J.F. (1982) The mechanical behavior of the human forearm in response to transient perturbation. *Biological Cybernetics*, 44, 35–46.
- Lacquanity F., Maioli C. (1989) The role of preparation in tuning anticipatory and reflex responses during catching. *The Journal of Neuroscience*, 9, 134–148.
- Lambertz D., Mora I., Grosset J., Perot Ch. (2003) An evaluation of musculo-tendinous stiffness in prepubertal children and adults, taking into account muscle activity. *Journal of Applied Physiology*, 95, 64–72.
- Langenberg U., Hefter H., Kessler K.R., Cooke J.D. (1998) Sinusoidal forearm tracking with delayed visual feedback. *Experimental Brain Research*, 118, 161–170.
- Lensel G., Goubel F. (1988) Series elasticity in contracted muscle during stretching. [W:] G. de Groot, A.P. Hollander, P.A. Huijing, G.J. van Ingen Schenau (red.) *Biomechanics XI-A; Proc. of XI International Congress of Biomechanics*. Free University Press, Amsterdam, 26–30.
- MacKay W.A., Crammond D.J., Kwan H.C., Murphy J.T. (1986) Measurement of human forearm viscoelasticity. *Journal of Biomechanics*, 19, 231–238.
- Maroński R. (1999) Metody rachunku wariacyjnego w biomechanice. *Prace Naukowe Politechniki Warszawskiej*, 179.
- Martin A., Morlon B., Pousson M., van Hoecke J. (1996) Viscosity of the elbow muscles during maximal eccentric and concentric actions. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 73, 157–162.
- Martin J.C., Brown N.A., Anderson F.C., Spirduso W.W. (2000) A governing relationship for repetitive muscular contraction. *Journal of Biomechanics*, 33, 969–974.
- Martin J.C., Spirduso W.W. (2001) Determinants of maximal cycling power: crank length, pedalling rate and pedal speed. *European Journal of Applied Physiology*, 84, 413–418.
- Morawski J., Wojcieszak I. (1978) Miniwalker a resonant model of human locomotion. [W:] E. Asmussen, K. Jørgensen (red.) *Biomechanics VI-A; Proc. of VI International Congress of Biomechanics* University Park Press, Baltimore, 445–451.

- Moss B.M., Refsens P.E., Abildgaard A., Nicolaysen K., Jensen J. (1997) Effects of maximal effort strength training with different loads on dynamic strength, cross-sectional area, load-power and velocity relationships. *European Journal of Applied Physiology*, 75, 193–199.
- Nagasaki H. (1989) Asymmetric velocity and acceleration profiles of human arm movements. *Experimental Brain Research*, 74, 319–326.
- Nelson W.L. (1983) Physical principles for economies of skilled movements. *Biological Cybernetics*, 46, 135–147.
- Neptune R.R., Bogert A.J. van den (1998) Standard mechanical energy analyses do not correlate with muscle work in cycling. *Journal of Biomechanics*, 31, 239–245.
- Newton R.U., Murphy A.J., Humphries B.J., Wilson G.J., Kraemer W.J., Hakkinen K. (1997) Influence of load and stretch shortening cycle on the kinematics, kinetics and muscle activation that occurs during explosive upper-body movements. *European Journal of Applied Physiology*, 75, 333–342.
- Nichols T.R., Houk J.C. (1976) Improvement in linearity and regulation of stiffness that results from action of stretch reflex. *Journal of Neurophysiology*, 39, 119–142.
- Niku S., Henderson J.M. (1989) Viscosity of the flexor muscles of the elbow joint under maximum contraction condition. *Journal of Biomechanics*, 22, 523–527.
- Nilsson J., Thorstensson A. (1987) Adaptability in frequency and amplitude of leg movements during human locomotion at different speeds. *Acta Physiologica Scandinavica*, 129, 107–114.
- Novak K.E., Miller L.e., Houk J.C. (2000) Kinematic properties of rapid hand movements in knob turning task. *Experimental Brain Research*, 132, 419–433.
- Osu R., Gomi H. (1999) Multijoint muscle regulation mechanisms examined by measured human arm stiffness and EMG signals. *Journal of Neurophysiology*, 81, 1458–1468.
- Paddon-Jones D., Leveritt M., Lonergan A., Abernethy P. (2001) Adaptation to chronic eccentric exercise in humans: the influence of contraction velocity. *European Journal of Applied Physiology*, 85, 466–471.
- Peper C.E., Beek P.J. (1998) Are frequency-induced transitions in rhythmic coordination mediated by a drop in amplitude? *Biological Cybernetics*, 79, 291–300.
- Pfann K.D., Hoffman D.S., Gottlieb G.L., Strick P.L., Corcos D.M. (1998) Common principles underlying the control of rapid, single degree-of-freedom movements at different joints. *Experimental Brain Research* 118, 35–51.
- Pioletti D.P., Rakotomanana L.R., Benvenuti J.F., Leyvaraz P.F. (1998) Viscoelastic constitutive law in large deformations: application to human knee ligaments and tendons. *Journal of Biomechanics*, 31, 753–757.
- Popescu F., Hidler J.M., Rymer W.Z. (2003) Elbow impedance during goal-directed movements. *Experimental Brain Research*, 152, 17–28.
- Post A.A., Peper C.E., Beck P.I. (2000) Relative phase dynamics in perturbed interlimb coordination: the effects of frequency and amplitude. *Biological Cybernetics*, 83, 529–542.
- Potvin J.R. (1997) Effects of muscle kinematics on surface EMG amplitude and frequency during fatiguing dynamic contraction. *Journal of Applied Physiology*, 82, 144–151.
- Riener R., Edrich T. (1999) Identification of passive elastic joint moments in the lower extremities. *Journal of Biomechanics*, 32, 539–544.

- Riley P.O., Della Croce U., Kerrigan D.C. (2001) Propulsive adaptation to changing gait speed. *Journal of Biomechanics*, 34, 197–202.
- Saito M., Kobayashi K., Miyashita M., Hoshikawa T. (1974) Temporal patterns in running. [W:] R.C. Nelson, C.A. Morehouse (red.) *Biomechanics IV*, Proc. of IV International Seminar on Biomechanics. University Park Press, Baltimore, 106–111.
- Selles R.W., Bussmann J.B.J., Wagenaar R.C., Stam H.J. (2001) Comparing predictive validity of four ballistic swing phase models of human walking. *Journal of Biomechanics*, 34, 1171–1177.
- Shadmehr R., Arbib A. (1992) A mathematical analysis of the force-stiffness characteristics of muscle in control of a single joint system. *Biological Cybernetics*, 66, 463–477.
- Shapiro D.C., Zernicke R.F., Gregor R.J., Diestel J.D. (1981) Evidence for Generalized motor programs using gait pattern analysis. *Journal of Motor Behavior*, 13, 33–47.
- Sherwood D.E., Shmidt R.A., Walter C.B. (1988) Rapid movements with reversal in direction. *Experimental Brain Research*, 69, 355–367.
- Siemieniński A. (1988) Verification of optimization criteria by using the computer simulation method. *Biology of Sport*, 5, 66–74.
- Stevens E. Don (1993) Relation between work and power calculated from force-velocity curves to that done during oscillatory work. *Journal of Muscle Research and Cell Motility*, 14, 518–526.
- Stijnen V.V., Willems E.J., Spaepen A.J., Peeraer L., Van Leemputte M. (1983) A modified release method for measuring the moment of inertia of the limbs. [W:] M. Matsui, K. Kobayashi (red.) *Biomechanics VIII-B*: Proc. of VIII International Congress of Biomechanics. Human Kinetics, Champaign, IL, 1138–1143.
- Stokes I.A.F., Gardner-Morse M.G. (2000) Strategies used to stabilize the elbow joint challenged by inverted pendulum loading. *Journal of Biomechanics*, 33, 737–743.
- Stroevé S. (1999) Impedance characteristics of neuromusculoskeletal model of human arm I. Posture control. *Biological Cybernetics*, 81, 475–494.
- Takarada Y., Iwamoto H., Sugi H., Hirano Y., Ishii N. (1997) Stretch-induced enhancement of mechanical work production in frog single fibers and human muscle. *Journal of Applied Physiology*, 83, 1741–1748.
- Thys H., Faraggiana T., Margaria R. (1972) Utilization of muscle elasticity in exercise. *Journal of Applied Physiology*, 32, 491–494.
- Toji H., Suei K., Kaneko M. (1997) Effects of combined training loads on relations among force, velocity, and power development. *Can. Journal of Applied Physiology*, 22, 328–336.
- Vaughan C.L. (2003) Theories of bipedal walking an odyssey. *Journal of Biomechanics*, 36, 513–523.
- Viitasalo J.T., Komi P.V. (1981) Interrelationships between electromyographical, muscle structure and reflex time measurements in man. *Acta Physiologica Scandinavica*, 111, 97–103.
- Wagenaar R.C., Van Emmerik R.E. (2000) Resonant frequencies of arm and leg identify different walking patterns. *Journal of Biomechanics*, 33, 853–861.
- Wann J., Nimmo-Smith I., Wing A.M. (1988) Relation between velocity and curvature in movement: equivalence and divergence between a power law and minimum-jerk model. *Journal of Experimental Psychology*, 14, 622–637.
- Weerakkody N., Percival P., Morgan D.L., Gregory J.E., Proske U. (2003) Matching different levels of isometric torque in elbow flexor muscles after eccentric exercise. *Experimental Brain Research*, 149, 141–150.

- Whitehead N.P., Weerakkody N.S., Gregory J.E., Morgan D.L., Proske U. (2001) Changes in passive tension of muscle in humans and animals after eccentric exercise. *Journal of Physiology*, 533, 593–604.
- Wiegner A.W., Watts R.L. (1986) Elastic properties of muscles measured at the elbow in man: I. Normal controls. *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry*, 49, 1171–1176.
- Willems P.A., Cavagna G.A., Heglund N.C. (1995) External, internal and total work in human locomotion. *Journal of Experimental Biology*, 198, 379–393.
- Winter D.A. (1979) Biomechanics of human movement. Wiley and Sons, New York.
- Winters J.M., Stark L., Seif-Naraghi A.H. (1988) An analysis of the sources of musculoskeletal system impedance. *Journal of Biomechanics*, 21, 1011–1025.
- Winters J.M., Stark L. (1988) Estimated mechanical properties of synergistic muscles involved in movements of a variety of human joints. *Journal of Biomechanics*, 21, 1027–1041.
- Zarrugh M.Y., Todd F.N., Ralston H.J. (1974) Optimisation of energy expenditure during level walking. *European Journal of Applied Physiology*, 33, 293–306.
- Zatsiorsky V. and Seluyanov V. (1983) The mass and inertia characteristics of the main segments of human body. [W:] M. Matsui, K. Kobayaski (red.) Biomechanics VIII-B: Proc. of VIII International Congress of Biomechanics. Human Kinetics, Champaign, IL, 1152–1159.
- Zatsiorsky V.M. (1997) On muscle and joint viscosity. *Motor Control* 1, 299–309.
- Zawadzki J. (1992) Bierne własności dynamiczne układu ruchu związanego funkcjonalnie ze stawem łokciowym. *Studia i Monografie AWF we Wrocławiu*, 29, 57–80.
- Zawadzki J. (1999) Energia mechaniczna w ruchach cyklicznych przedramienia. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 1, supl. 1, 591–594
- Zawadzki J., Kornecki S. (1985) Zewnętrzna praca mechaniczna w ruchach lokomocyjnych człowieka. *Zeszyty Naukowe AWF we Wrocławiu*, 38, 109–117.
- Zawadzki J., Kornecki S. (1988) Influence of joint angle and static tension of muscle on dynamic parameters of the elbow joint. [W:] G. de Groot, A.P. Hollander, P.A. Huijing, G.J. van Ingen Schenau (red.) Biomechanics XI-A; Proc. of XI International Congress of Biomechanics. Free University Press, Amsterdam, 94–99.
- Zee M., Voigt M. (2001) Moment dependency of the series elastic stiffness in the human plantar flexors measured in vivo. *Journal of Biomechanics*, 34, 1399–1406.
- Zębaty A. (1989) Pomiary zakresów ruchu w stawach człowieka. AWF, Warszawa.
- Zhang L.-Q., Nuber G.W. (2000) Moment distribution among human elbow extensor muscles during isometric and submaximal extension. *Journal of Biomechanics*, 33, 145–154.
- Zhang L.-Q., Rymer W.Z. (2001) Reflex and intrinsic changes induced by fatigue of human elbow extensor muscles. *Journal of Neurophysiology*, 86, 1086–1094.
- Zhou S. (1995) Electromechanical delay in weight lifters and endurance trained athletes. [W:] K. Hakkinen, K.L. Keskinen, P.V. Komi, A. Mero (red.) XV-th Congress of the International Society of Biomechanics, Books of Abstracts. University of Jyväskylä, 1036–1037.

Streszczenie

Strategia napędu mięśniowego w intensywnych ruchach cyklicznych przedramienia

Przedstawiony w pracy problem badawczy wywodzi się z – dość często podejmowanych, lecz jak dotąd mało skutecznych – prób analiz związków i prawidłowości obserwowanych w ruchach lokomocyjnych człowieka. Ta specyficzna kategoria działań ruchowych, charakteryzująca się powtarzalną w czasie formą realizacji, należy jednocześnie do działań złożonych, angażujących znaczną część aparatu ruchu, czyli wymagających jednoczesnego i skoordynowanego współdziałania ruchowego, podejmowanego co najmniej w kilku stawach. Tu, jak można sądzić, kryje się główna przyczyna braku wyraźnego postępu w podejmowanych próbach wyjaśnienia mechanizmów rządzących lokomocją, a polegająca na tym, że analizuje się w nich zjawiska złożone, w sytuacji gdy w sposób dostateczny nie zostały zbadane, wyjaśnione, a nawet opisane zjawiska i mechanizmy zachodzące w ruchach cyklicznych elementarnego ogniwa struktury układu ruchu, jakim jest pojedynczy staw. Te właśnie braki w zakresie wiedzy podstawowej wydają się główną przeszkodą na drodze do utworzenia syntetycznego obrazu zjawisk wyjaśniających mechanizm rządzący lokomocją.

Z tego powodu podjęto własne badania, mające na celu wyjaśnienie zasadniczych kwestii dotyczących zjawisk, mechanizmów i wynikających z nich ograniczeń związanych z cykliczną formą autonomicznego działania ruchowego realizowanego w pojedynczym stawie, a skupionych wokół odpowiedzi na następujące pytania:

- Czy w autonomicznych ruchach cyklicznych ujawniają się wyraźne i jednoznaczne związki między wartościami wielkości opisujących przebieg ruchu w czasie? Dotyczy to szczególnie tych wielkości, które są właściwe dla zjawisk o powtarzalnym przebiegu.
- Jakie zjawiska, jakie ich wpływy, w jakiej formie i w jakich warunkach ujawniają się w obrazie przebiegu autonomicznych ruchów cyklicznych, realizowanych w pojedynczym stawie?
- Jakiego rodzaju ograniczeniom wewnętrznym podlegają te działania ruchowe? Czy przyczyny owych ograniczeń mają źródło we własnościach mechanicznych układu ruchu, czy wynikają z właściwości fizjologicznych napędu mięśniowego czy też może wiąże się z procesami sterowania aparatem ruchu?

Odpowiedzi na te pytania poszukiwano na drodze badań eksperymentalnych przeprowadzonych w części zasadniczej na 17-osobowej grupie wolontariuszy rekrutujących się spośród studentów II roku AWF we Wrocławiu. Eksperyment obejmował trzy rodzaje zagadnień mieszczących się w obszarze szeroko rozumianej identyfikacji. W pierwszym przedmiocie badań były wykonywane z maksymalną intensywnością cykliczne ruchy przedramienia w stawie łokciowym, realizowane w pięciu przedziałach kąta stawowego, wyznaczających amplitudę ruchu. Zadanie badanego polegało na uzyskaniu i utrzymywaniu przez pewien czas (nieco dłuższy niż czas trwania pomiaru wynoszącego 5 s) maksymalnej częstotliwości ruchu dla każdej z pięciu wartości amplitudy. Pomiar parametrów przebiegu ruchu w jego fazie ustalonej opierał się na bezpośrednim pomiarze zależności kąta stawowego od czasu i dokonywany był za pomocą – sprzężonego z poruszającym się przedramieniem – przetwornika potencjometrycznego współpracującego z 12-bitowym przetwornikiem A/C. Na podstawie tego pomiaru wyznaczano przebiegi czasowe prędkości kątowej ruchu, jego przyspieszenia, a także energii kinetycznej i związanej z nią tzw. mocy zewnętrznej.

W drugiej części eksperymentu za pomocą metody skokowej wyznaczono zależność sztywności w stawie łokciowym w funkcji statycznego momentu siły (napięcia) mięśni zginaczy i prostowników stawu.

Trzecia część, oparta na pomiarach aktywności elektrycznej głównych mięśni reprezentujących grupy zginaczy i prostowników stawu, poświęcona była zagadnieniu przesunięcia fazowego między prędkością cyklicznego ruchu w stawie a wymuszającym go momentem siły mięśni.

Wyniki i zależności zebrane w części doświadczalnej eksperymentu poddano analizie prowadzonej z punktu widzenia, przejawianych w dziedzinie częstotliwości, własności modelu kończyny, opisanego liniowym równaniem różniczkowym drugiego rzędu. Analiza ta miała na celu poszukiwanie źródeł oraz wyjaśnienie przyczyn zależności i związków zarejestrowanych w części doświadczalnej eksperymentu.

W rozdziale 3 przedstawiono wyniki rozważań poświęconych kinematyce ruchów cyklicznych przedramienia w stawie łokciowym. Stwierdzono, że w stanie ustalonym ruchy te pod względem przebiegu dość wiernie przypominają ruch harmoniczny. Podobieństwo to przejawia się zarówno w postaci rejestrowanych zależności czasowych parametrów kinematycznych ruchu przedramienia, jak i w formie oraz charakterze związków występujących między tymi parametrami. Zatem wykonywany z maksymalną intensywnością autonomiczny ruch cykliczny przedramienia w stawie łokciowym można uznać za postać ustaloną harmonicznych drgań wymuszonych.

Najbardziej istotne z ustaleń zawartych w tym rozdziale wiąże się ze stwierdzoną u każdego z badanych i mającą wyraźnie jednoznaczny charakter zależ-

nością wiążącą ze sobą amplitudę i częstotliwość maksymalną ruchu w stawie. Związek ten, mający charakter zależności typu odwrotnego, opisany równaniem przesuniętej hiperboli o postaci $\alpha_M = a/f_M - b$, wyznacza górne wartości amplitud i częstotliwości maksymalnych możliwych do uzyskania w autonomicznych i maksymalnie intensywnych ruchach cyklicznych przedramienia w stawie łokciowym. Oznacza on, że ze wzrostem częstotliwości ruchu zwęża się zakres możliwych do uzyskania w nim amplitud i jednocześnie wyznacza górną graniczną wartość częstotliwości maksymalnej, która dla stawu łokciowego wynosi $f_{MAX} = 9,03$ Hz.

Rozdział 4 został poświęcony analizie częstotliwościowej parametrów ustalonej postaci wymuszonych odpowiedzi liniowego układu drugiego rzędu, traktowanego jako model kończyny ruchomej w stawie łokciowym. Własności modelu opisano za pomocą parametrów: bezwładności I_c , tłumienia B oraz tzw. sztywności K_s w stawie, mających w trakcie trwania ruchu stałe wartości, przy czym dopuszczono możliwość parametrycznej zmiany sztywności wraz ze zmianą warunków realizacji ruchu (np. amplitudy czy częstotliwości).

Na podstawie skojarzenia zależności częstotliwościowych – zarejestrowanych w części doświadczalnej eksperymentu – z odpowiadającymi im szeroko rozumianymi charakterystykami częstotliwościowymi modelu, ustalono, że wykonywane w stawie łokciowym ruchy cykliczne wykazują cechy charakterystyczne dla drgań wymuszonych wykonywanych z częstotliwością rezonansową. Ta forma realizacji ruchu w stawie wymaga możliwości dostrajania częstości drgań własnych kończyny zgodnie z zamierzoną częstością ruchu. Jeden ze sposobów realizacji tego efektu dokonywać się może przez oddziaływanie na (wiązany głównie z własnościami zespołów ścięgnowo-mięśniowych) parametr sztywności K_s w stawie.

W celu empirycznego potwierdzenia tej możliwości przeprowadzono pomiary sztywności w stawie łokciowym w funkcji naprężenia obsługujących go mięśni zginaczy i prostowników. Stwierdzono, że sztywność ta wykazuje silną zależność od statycznego napięcia mięśni M_0 określonego wartością rozwijanego przez nie momentu siły, i związek ten opisany jest równaniem kwadratowym $K_s = cM_0^2 + K_b$. Ta właściwość układu ruchu w powiązaniu z możliwością wykorzystania tzw. współskurczu mięśni zginaczy i prostowników stawu pozwala na sterowanie sztywnością w szerokich granicach: od $K_s = K_b = 12$ N · m/rad dla $M_0 = 0$, czyli w stanie niepobudzonym mięśni, do około 650 N · m/rad dla jednoczesnego, przeciwsobnego napięcia zginaczy i prostowników stawu momentem siły $M_0 = 40$ N · m. Taki sposób sterowania sztywnością w stawie pociąga za sobą ograniczenie maksymalnej wartości amplitudy składowej zmiennej mięśniowego momentu siły wymuszenia, co stanowi swoisty koszt wyboru formy realizacji ruchu opartej na wykorzystaniu rezonansu mechanicznego. Dzieje się tak, dlatego że w ruchu o prze-

biegu symetrycznym suma składowej stałej M_0 i maksymalnej możliwej do wyzwolenia amplitudy momentu wymuszenia nie może przekraczać wartości maksymalnej momentu siły słabszej grupy mięśni (tu prostowników stawu).

W wyniku wprowadzenia wyżej przedstawionych związków do równania opisującego zależność amplituda–częstotliwość w ruchu ustalonym modelu kończyny uzyskano równanie o postaci tożsamej z wyznaczoną eksperymentalnie w ruchach cyklicznych kończyny zależnością amplituda–częstotliwość maksymalna. Zgodność obu zależności uznano za istotną przesłankę wskazującą na słuszność ustaleń wysnutych z analiz modelu kończyny. Do uzyskania pełnego ich potwierdzenia posłużono się pomiarem kąta przesunięcia fazowego między działającym w stawie mięśniowym momentem wymuszenia a wywołaną jego działaniem odpowiedzią. Fazę wymuszenia i odpowiedzi wyznaczano pośrednio na podstawie jednoczesnego pomiaru parametrów ruchu i aktywności elektrycznej (EMG) głowy długiej mięśnia dwugłowego ramienia i głowy bocznej mięśnia trójgłowego ramienia. Pomiary te, przeprowadzone u dwunastu badanych w pełnym paśmie dostępnych częstotliwości, wykazały właściwą dla rezonansu zgodność fazową między składową zmienną momentu siły mięśniowej (wymuszenia) a prędkością kątową ruchu przedramienia.

Sterowanie ruchem cyklicznym, opierające się na efektach rezonansu mechanicznego w szerokim paśmie częstotliwości, jest możliwe dzięki wykorzystaniu zjawiska parametrycznej zmiany sztywności w stawie. Ten sposób realizacji napędu ruchu należy uznać za korzystny z punktu widzenia efektywności wykorzystania potencjału energetycznego czynnego układu ruchu, stwarza on bowiem możliwość minimalizacji kosztu energetycznego koniecznego do realizacji ruchu, a jednocześnie maksymalizacji efektu w postaci uzyskiwanych tą drogą wartości amplitudy ruchu, jego prędkości kątowej, przyspieszenia oraz energii kinetycznej. Do innych, równie istotnych korzyści, jakie daje taki sposób rozwiązania napędu ruchu, można zaliczyć redukcję zmiennych wymagających kontroli ze strony układu nerwowego, a także znaczną odporność na zakłócenia, również o naturze wewnętrznej.

Wyniki omawianego eksperymentu wskazują zatem na pewną uniwersalność i powszechność zaobserwowanego rozwiązania ruchu. Można bowiem przyjąć, że w realizacji nałożonego zadania ruchowego wszyscy badani posłużyli się takim samym, gotowym i uniwersalnym, programem sterowania przebiegiem ruchu. Miarą uniwersalności takiego programu jest jego skuteczność w możliwie szerokim spektrum warunków zewnętrznych, a także powszechność i częstość jego stosowania. Świadczyć to może o nadrzędnym charakterze kryterium minimalizacji wysiłku jako sposobu, według którego na etapie wczesnego rozwoju osobniczego w trakcie poznawania własnego ciała, budowane są i zapamiętywane gotowe, uniwersalne programy realizacji prostych ruchów typowych.

Summary

Muscle drive strategy in intense cyclic movements of the forearm

The investigated problem derives from numerous, but hitherto unsuccessful, attempts to analyze relations and regularities in human locomotive movements. This specific type of movements featuring repetitive patterns consists of complex actions that involve a considerable part of the motor system. In other words, such movements require concurrent and coordinated action of at least several joints. This seems to be the main reason for lack of significant progress in various studies attempting to explain the regulatory mechanisms of locomotion. Most of the research tends to analyze complex phenomena, while mechanisms of cyclic movements in a single joint have not been satisfactorily studied, explained or even described. These insufficiencies appear to be a major obstacle to any synthetical explanation of the regulatory mechanism of human locomotion.

The study aimed to explore the basic problems concerning regulatory mechanisms of the autonomous cyclic movements realized in a single joint. The following research questions had been formulated:

- Do autonomous cyclic movements display explicit relations between quantity values (those applying to repetitive movements in particular) that describe the course of movement in time?
- What phenomena, their effects, forms and conditions, are present in autonomous cyclic movements realized in a single joint?
- What internal limitations apply to such movements? Do these limitations result from the mechanical properties of the motor system, physiological properties of the muscle drive, or are linked to control processes of the motor system?

The answers to the above questions were sought in a study carried out among 17 subjects (second-year students of the University School of Physical Education in Wrocław) that volunteered to take part in the examination. The study consisted of three parts. In the first part cyclic forearm movements of maximum intensity were examined that were realized in five intervals of the articular angle that marked out the movement amplitude. Each subject was to achieve and sustain for some time (slightly longer than the set time of measurement of 5 s) maximal frequency of movement for each of five amplitude values. Measurement of the parameters of the movement in its stable

state was based on the direct measurement of the articular angle – time relation using a measuring transducer functioning together with a 12-bit a/d converter. The measurement yielded angular velocity times, acceleration, kinetic energy and the so-called external power.

In the second part of the test values of elbow joint stiffness in the function of static muscle torque of joint flexors and extensors were determined using the step method.

The third part, based on the EMG values of elbow flexors and extensors, was to determine the phase shift between the velocity of the cyclic movement in the joint and the muscle torque that drove the movement.

The results of the test were analyzed using properties of a limb model described by a linear differential equation. The analysis was carried out to find the reasons for relationships recorded in the experimental parts of the study.

Chapter three focuses on kinematics of cyclic movements of the forearm in the elbow joint.

It was observed that the movements in the stable state closely resembled harmonic movement. The similarity was manifested in the recorded time relations of the kinematic parameters of the movement and the form and character of those parameters. Therefore, an autonomous cyclic movement of the forearm of maximal intensity can be considered a driven harmonic movement. The most significant observation is the explicit relation between the amplitude and maximal frequency of the movement in the joint. It is a reverse relation that can be described by a hyperbolic equation $\alpha_M = a/f_M - b$ and it determines the upper amplitude values and maximal frequencies that can be achieved in autonomous and maximum-intensity cyclic movements of the forearm in the elbow joint. This means that as the movement frequency increases the range of possible amplitudes is narrowed down and determines the upper terminal value of maximal frequency ($f_{MAX} = 9.03$ Hz for the elbow joint).

Chapter four is concerned with the frequency analysis of parameters of the forced responses of the linear system of second degree regarded as the model of a moving limb in the elbow joint. The properties of the model were described by the parameters of the moment of inertia I_c , damping B and the so-called stiffness in joint K_s . The parameters were constant during movement while changes in the stiffness parameter were possible along changes in movement conditions (e.g. in amplitude or frequency). By matching frequency relations recorded in the experimental part of the study with the corresponding frequency characteristics of the model it was observed that the performed cyclic movements displayed features characteristic of forced vibrations performed with resonant frequency. This form of movement per-

formance may require eigenfrequency tuning according to the intended movement frequency. One of the ways to produce such an effect is to impinge on the stiffness parameter K_s (mainly related to the properties of muscle-tendon groups). In order to verify this possibility, measurements of stiffness were taken during tension of the elbow flexors and extensors. A close relationship was observed between stiffness and static muscle tension M_0 expressed in the developed moment of force, and described by the quadratic equation $K_s = c \cdot M_0^2 + K_b$. This particular property of the motor system combined with possible utilization of the so-called co-contraction of elbow flexors and extensors allows to control stiffness in a wide range from $K_s = K_b = 12 \text{ N} \cdot \text{m/rad}$ for $M_0 = 0$, i.e. in resting muscle, to about $650 \text{ N} \cdot \text{m/rad}$ in simultaneous tension of elbow flexors and extensors with $M_0 = 40 \text{ N} \cdot \text{m}$. This kind of stiffness control entails constraint of the maximal amplitude value of the component variable of the muscle moment of force. It results from the choice of movement performance based on mechanical resonance, as in symmetrical movement the sum of constant component M_0 and possibly maximal amplitude of the moment of force must not exceed the value of maximal moment of force of the weaker muscle group (elbow extensors). After inclusion of the above relations into the equation describing the amplitude-frequency dependency in the movement of the limb model the resulting equation was identical with the observed amplitude-maximal frequency relation in the limb cyclic movement. The consistence of both relations was considered a significant indicator of the validity of conclusions drawn from the analysis of the limb model. In order to fully affirm the mentioned conclusions the phase shift angle was measured between the muscle moment of force in the joint and the evoked response. The phase of force and response was marked on the basis of concurrent measurement of the movement parameters and the EMG of the long head of the biceps muscle and lateral head of the triceps muscle of arm. The measurements were taken from two subjects in the full range of available frequencies. They clearly indicated a consistency proper to resonance between the component variable of muscle force and the angular velocity of forearm movement. The control of cyclic movement based on mechanical resonance effects in a wide frequency range is possible due to parametrical changes in the joint stiffness. This type of realization of muscle drive is advantageous from the standpoint of utilization efficacy of the energetic potential of an active motor system, due to reduction of energy cost that would maximize the effect by the achieved movement amplitude, angular velocity, acceleration and kinetic energy values. Other benefits from this type of muscle drive strategy include reduction of variables that require the control of the nervous system as well as resistance to interference.

The results of the above study point to universality of the noticed movement strategy. It can be assumed that in realization of the movement task all subjects used the same, universal, ready-made movement control program. Its universality can be measured by its effectiveness in the widest possible range of external conditions and frequency of its implementation. It can be indicative of the superior character of minimalization of effort as a way to build and store ready-made, universal programs of performance of typical simple movements in the early phases of ontogenetic development.