

**Krzysztof Buśko, Wiesław Musiał,
Michał Wychowański**

**INSTRUKCJE DO ĆWICZEŃ
Z BIOMECHANIKI**

Warszawa 1988

Komitet Redakcyjny

Przewodnicząca - Zofia Żukowska
Sekretarz - Henryk Sozański
Członkowie - Bożena Bednerzowa, Andrzej Dąbrowski,
Roman Jusiak, Aleksander Ronikier

SKRYPT

WYDANIE I

Okładkę projektował - W. Kosiniński
Rysunki wykonała - B. Raszevska

Wydawnictwo AWF	Warszawa 1988	Wydanie I
Zam.nr 434/87 z dnia 12.X.87	Nakład 1500 egz.	Format A-5
Objętość 17,22 ark.wyd.		Cena 343 zł

Dział Poligrafii i Pomocy Dydaktycznych
Akademii Wychowania Fizycznego w Warszawie

Spis treści

	Str.
WSTĘP /M.Wychowański/	6
1. WIADOMOŚCI Z FIZYKI WYMAGANE PODCZAS ZAJĘĆ Z BIOMECHANIKI /K.Buśko, W.Musiał, M.Wychowański/	11
2. PRZYKŁADY ZADAŃ Z MECHANIKI /M.Wychowański/	14
2.1. Wprowadzenie	14
2.2. Statyka	15
2.3. Kinematyka	18
2.4. Dynamika	21
3. MODELOWANIE /M.Wychowański/	25
3.1. Studium dynamiki układu	25
3.2. Pojęcie modelu	29
3.3. Model fizyczny	31
3.4. Model matematyczny	32
3.5. Przykłady modelowania w biomechanice sportu	34
4. MATEMATYCZNE OPRACOWANIE WYNIKÓW POMIAROWYCH /W.Musiał/ 40	
4.1. Pomiar, klasyfikacja błędów	40
4.2. Błąd bezwzględny, błąd względny, wartość średnia wielkości mierzonej	41
4.3. Średni błąd kwadratowy pojedynczego pomiaru	42
4.4. Średni błąd kwadratowy wartości średniej	43
4.5. Wyznaczanie dokładności wyników w przypadku dowolnej liczby pomiarów	45
4.6. Metoda sum najmniejszych kwadratów wyrównywania wartości pomiarowych	46
4.7. Graficzne przedstawienie wyników	48
4.8. Zaokrąglanie wyników i błędów	50
4.9. Piśmiennictwo do rozdziałów 1,2,3 i 4	56

	Str.
5. INSTRUKCJE DO ĆWICZEŃ Z BIOMECHANIKI	59
5.1. Wzorcowanie urządzeń pomiarowych /W.Musiał, M.Wychowański/	59
5.2. Wyznaczanie środka masy ciężarowca na zdjęciu /W.Musiał, M.Wychowański/	68
5.3. Pomiar parametrów kinematycznych ruchu człowieka metodą fotogrametryczną /K.Buśko, W.Musiał, M.Wychowański/	86
5.4. Ocena symetrii chodu człowieka /W.Musiał, M.Wychowański/	114
5.5. Pomiar zakresu ruchu za pomocą goniometru/K.Buśko/	134
5.6. Pomiar momentów sił rozwijanych w statyce przez człowieka w wybranych stawach /K.Buśko, W. Musiał, M.Wychowański/	148
5.7. Pomiar prędkości prostowania stawu kolanowego zależności od wartości momentu obciążającego /W.Musiał, M.Wychowański/	179
5.8. Ocena wytrzymałości na podstawie pomiaru mocy na urządzeniu do badania charakterystyk ω / M_R / /W.Musiał, M.Wychowański/	194
5.9. Pomiar wysokości uniesienia środka masy podczas wyskoku na platformie dynamometrycznej /W. Musiał, M. Wychowański/	203
5.10. Pośredni pomiar mocy i pracy z wykorzystaniem dynamometru inercyjnego /W.Musiał, M.Wychowański/ ..	226
5.11. Pomiar intensywności i objętości obciążenia treningowego /W.Musiał, M.Wychowański/	258
5.12. Wykorzystanie elektrostymulacji do badania zjawiska superkompensacji mięśni po wysiłku /K.Buśko/	276
5.13. Charakterystyka parametrów siłowej odpowiedzi mięśnia na bodziec elektryczny /K.Buśko/	292

	Str.
5.14. Badanie bioelektrycznej funkcji mięśni metodą elektromiografii /K.Buśko/	304
5.15. Ocena techniki skoku w dal z miejsca na podstawie przyjętego kryterium /W.Musiał, M.Wychowański/	324
5.16. Piśmiennictwo do rozdziału 5	341

WSTĘP

Biomechanika jest młodą, szybko rozwijającą się gałęzią nauki, zajmującą się mechanicznym funkcjonowaniem /ruchem/ organizmów żywych, przede wszystkim człowieka. Główne metody badawcze stosowane w biomechanice to pomiar i modelowanie. Biomechanika jest więc nauką badającą organizmy żywe metodami fizyki. W ostatnich latach w badaniach biomechanicznych coraz częściej stosuje się matematykę wyższą i mechanikę analityczną, a jednym z podstawowych narzędzi pracy biomechanika jest komputer.

Tematyka badań biomechanicznych jest bardzo szeroka - poczynając od problemów mechaniki warzyw i owoców, a kończąc na tak złożonych zagadnieniach, jak sterowanie u wysoko rozwiniętych organizmów, w tym u człowieka.

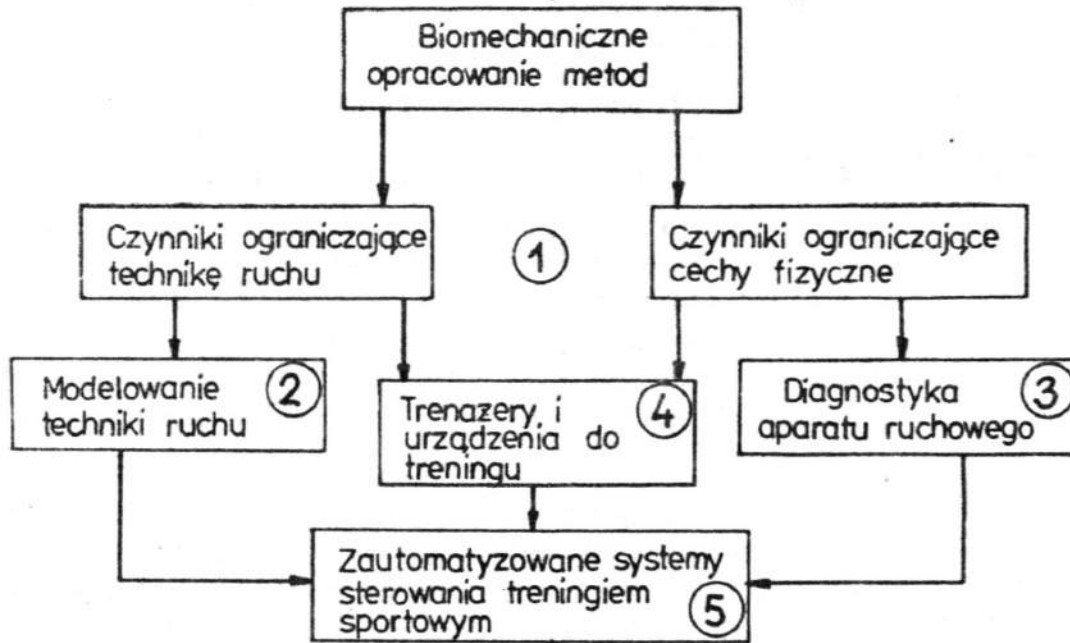
Istnieje wiele systemów podziału biomechaniki na dziedziny. W niektórych klasyfikacjach wyróżnia się na przykład: Biomechanikę ortopedyczną, Biomechanikę rehabilitacyjną, Dynamikę układu kostno-mięśniowego, Biomechanikę dentystyczną, Biomechanikę sportu, Biomechanikę oddychania, Wytrzymałość biomateriałów itp. Inny podział zaproponowało Międzynarodowe Towarzystwo Biomechaniki ISB /International Society of Biomechanics/ wyróżniając:

- Biomechanikę inżynierską - modele, układy człowiek-maszyna;
- Biomechanikę medyczną - anatomia, fizjologia, ortopedia;
- Biomechanikę ogólną - metodologia, struktury funkcjonalne, sterowanie układów biologicznych, zbieranie danych;
- Biomechanikę sportu i ruchów podstawowych.

Aczkolwiek badania biomechaniczne w Polsce nie mają długiej tradycji, to kraj nasz może poszczycić się ważnymi osiągnięciami w tej dziedzinie. Polska, jako jedyny do tej pory kraj socjalistyczny, była w 1979 roku organizatorem "VII Międzynarodowego Kongresu Biomechaniki":

O dorobku Polski w dziedzinie biomechaniki świadczy także fakt, że w 1977 roku rozpoczęto systematyczną wielostronną współpracę krajów RWPG w zakresie nauk o kulturze fizycznej i sporcie. Powołano wówczas Radę Koordynacyjną, która określiła 7 problemów

badawczych, w tym problem nr 5: "Biomechaniczne, aparaturowe i informacyjne zabezpieczenie w sporcie". Prowadzenie tego problemu powierzono Polsce, a na kierownika problemu powołano prof.dr hab. Kazimierza Fidelusa. Schemat zadań badawczych w problemie nr 5 przedstawia ryc.1.



Ryc.1. Schemat zadań badawczych w problemie: "Biomechaniczne, aparaturowe i informacyjne zabezpieczenie w sporcie".

W badaniach przyjęto jako cel główny opracowanie biomechanicznych metod diagnostyki oraz treningu aparatu ruchowego człowieka. Wyodrębniono pięć głównych kierunków badań:

Zadanie 1. Badanie czynników ograniczających technikę ruchu i cechy fizyczne.

Zadanie 2. Opracowanie metod biomechanicznego modelowania i analizy techniki ruchu.

Zadanie 3. Opracowanie metod pomiarowych cech fizycznych.

Zadanie 4. Opracowanie urządzeń do treningu i trenażerów.

Zadanie 5. Opracowanie zautomatyzowanych systemów sterowania treningiem sportowym.

Niniejszy podręcznik jest przeznaczony dla studentów AWF, a jego tematykę można najogólniej określić jako Biomechanika Sportu, przy czym uwzględniono w nim także zagadnienia istotne dla studentów rehabilitacji. Myśl przewodnią podręcznika wynika z założenia, że wynik sportowy zależy od trzech zasadniczych czynników:

- 1/ charakterystyk siły /moc, praca, moment siły, popęd siły, wytrzymałość itp./, czyli cech fizycznych zawodnika;
- 2/ techniki ruchu /sposób wykonania zadania ruchowego/;
- 3/ taktyki /świadomy dobór technik/.

Treść podręcznika jest rezultatem kilkuletnich doświadczeń autorów zdobytych podczas prowadzenia ćwiczeń ze studentami oraz wniosków z dyskusji prowadzonych na seminariach pod kierunkiem prof. zw. dr hab. Kazimierza Fidelusa i doc. dr hab. Andrzeja Wita w Zakładzie Biomechaniki AWF w Warszawie i w Zakładzie Biomechaniki Instytutu Sportu.

Podręcznik składa się z części teoretycznej i części złożonej z 15 instrukcji do ćwiczeń, wykonywanych w trakcie realizacji obowiązującego na AWF w Warszawie programu przedmiotu Biomechanika. Część teoretyczna zawiera rozdział "Wiadomości z fizyki wymagane podczas zajęć z biomechaniki", podano w nim pojęcia fizyczne z materiału szkoły średniej, których znajomość jest wymagana na ćwiczeniach.

W rozdziale "Przykłady zadań z mechaniki", krótko scharakteryzowano poszczególne działy mechaniki: statykę, kinematykę i dynamikę, przy czym zwrócono uwagę na umiejętności, jakie powinien zdobyć student, aby mieć podstawy do studiowania biomechaniki. Za takie umiejętności uznano: znajdowanie warunków równowagi płaskiego układu sił, obliczanie prędkości i przyspieszenia z danej funkcji drogi oraz obliczanie prędkości i drogi w zależności od danego stałego przyspieszenia, układanie równań ruchu na podstawie zasady d'Alemberta.

Rozdział "Modelowanie" zawiera wyjaśnienia najważniejszych pojęć związanych z modelowaniem oraz przykłady modeli stosowanych

w sporcie do optymalizacji techniki ruchu.

Rozdział "Matematyczne opracowanie wyników pomiarowych" stanowi wprowadzenie do bardzo istotnej dziedziny techniki, jaką są pomiary. Wiadomości zawarte w tym rozdziale są też ważne dlatego, że wszystkie ćwiczenia polegają przede wszystkim na wykonaniu pomiarów.

Druga część podręcznika to zbiór instrukcji do ćwiczeń. Większość ćwiczeń dotyczy pomiarów cech fizycznych zawodnika, pomiarów wielkości fizycznych podczas ćwiczeń sportowych lub badań na specjalnych stanowiskach pomiarowych. Problematykę związaną z techniką ruchu ograniczono do zdefiniowania pojęcia "kryterium oceny techniki ruchu" i przykładu jego zastosowania do oceny techniki ruchu podczas prostego ćwiczenia. Zagadnienia dotyczące taktyki oraz urządzeń treningowych i trenażerów omawiane są na wykładach z biomechaniki i dlatego pominięto je w podręczniku.

Każda instrukcja do ćwiczeń zawiera: wiadomości teoretyczne związane z tematem ćwiczenia, cel ćwiczenia, opis aparatury pomiarowej, przebiegu ćwiczenia i sposób opracowania wyników pomiarów. Osobno do każdego ćwiczenia opracowano sprawozdanie, w którym zamieszczono tabele, wykresy i wzory potrzebne do opracowania wyników pomiarów oraz pytania dotyczące badań. Położono szczególny nacisk na uzasadnienie wyboru mierzonych wielkości fizycznych, jednoznaczne ich określenie /zdefiniowanie/ oraz oszacowanie dokładności pomiarów. Sposób opracowania wyników został ujęty tak, aby bez większych trudności można go było realizować na komputerze.

Wszystkie zaproponowane metody pomiarowe mają ścisły związek z praktyką sportową i mogą być zastosowane w badaniach biomechanicznych prowadzonych w większości dyscyplin sportu, a także w rehabilitacji i w szeroko rozumianym wychowaniu fizycznym. Pomiary momentów sił mięśniowych w statyce, pomiary na platformie dynamometrycznej, stosowanie dynamometru inercyjnego do pomiarów, pomiary parametrów ruchu z filmu itp. są w tej chwili rutynowo stosowane w sporcie wysokokwalifikowanym i coraz częściej w rehabilitacji.

Podczas opracowywania podręcznika wzięto pod uwagę następujące fakty: nienajlepszego przygotowania studentów AWF z fizyki, brak przedmiotów ścisłych: matematyki, fizyki, metrologii, informatyki w programie AWF, a także ograniczone pod względem aparatury możliwości Zakładu Biomechaniki. Mimo to wydaje się, że w podręczniku znajdują się wszystkie ważniejsze zagadnienia biomechaniki sportu i rehabilitacji, z którymi może się spotkać absolwent AWF w przyszłej pracy zawodowej. Kilka instrukcji zostało wcześniej wprowadzonych do ćwiczeń ze studentami AWF i dało zachętę do opracowania dalszych.

Pragniemy podziękować wszystkim, którzy przyczynili się do napisania niniejszego podręcznika. Szczególnie serdecznie dziękujemy Profesorowi Kazimierzowi Fidelusowi za krytyczne uwagi dotyczące treści opracowanego materiału. Dziękujemy doc.dr hab. Andrzejowi Witowi i dr Czesławowi Urbanikowi za uwagi dotyczące treści instrukcji i przychylność dla naszych poczynań. Dziękujemy studentom Wydziału Mechanicznego Energetyki i Lotnictwa Politechniki Warszawskiej: Piotrowi Jarmickiemu i Waldemarowi Gołębiowskiemu za udział w opracowaniu ćwiczeń, studentowi AWF w Warszawie Maciejowi Słupeckiemu za wykonanie zdjęć, a studentce AWF w Warszawie Alinie Prokopiuk za pozowanie do nich. Dziękujemy wszystkim, którzy wyrazili opinie na temat opracowywanego materiału i wzięli udział w dyskusjach nad nim: dr hab. Antoniemu Gajewskiemu, dr hab.inż.Krzysztofowi Kędziorowi, dr hab. Aleksandrowi Ronikierowi, dr Andrzejowi Zembatemu, dr Zbigniewowi Trzaskomie, dr Tomaszowi Boraczyńskiemu, mgr Markowi Kruszewskiemu i wszystkim innym osobom, które w różny sposób wspierały nasze działania.

1. WIADOMOŚCI Z FIZYKI WYMAGANE PODCZAS ZAJĘĆ Z BIOMECHANIKI

Wiadomości wstępne

1. Wielkości fizyczne i ich jednostki.
2. Skalary i wektory.
3. Podstawowe działania na wektorach. Dodawanie i odejmowanie wektorów. Mnożenie i dzielenie wektora przez liczbę lub skalar. Mnożenie wektorów, iloczyn skalarny, iloczyn wektorowy.

Kinematyka

1. Względność ruchu, układy odniesienia.
2. Ruch prostoliniowy jednostajny i niejednostajny.
3. Ruch prostoliniowy jednostajnie zmienny.
4. Ruch po okręgu.

Dynamika

1. Pierwsza zasada dynamiki Newtona.
2. Druga zasada dynamiki Newtona.
3. Trzecia zasada dynamiki Newtona.
4. Siły bezwładności. Zasada d'Alemberta.
5. Praca i moc mechaniczna.
6. Pęd i popęd.
7. Moment wektora. Moment siły. Moment pędu.
8. Zasada zachowania energii.
9. Zasada zachowania pędu.
10. Zderzenia ciał.
11. Moment bezwładności. Kręt układu punktów materialnych.
12. Zasada zachowania krętu układu punktów materialnych.
13. Ruch ciała sztywnego.
14. Ruch obrotowy ciała sztywnego.
15. Moment bezwładności ciała sztywnego.
16. Kręt ciała sztywnego.
17. Energia kinetyczna ciała sztywnego obracającego się wokół osi.
18. Równowaga ciała sztywnego.
19. Opory ruchu. Tarcie.

Ciążenie powszechne

1. Siła ciężkości na powierzchni Ziemi. Przyspieszenie ziemskie.
2. Praca w polu grawitacyjnym.
3. Rzut poziomy. Rzut ukośny.

Właściwości sprężyste ciał

1. Odkształcenie. Prawo Hooke'a.

Hydrostatyka

1. Właściwości cieczy.
2. Prawo Pascala.
3. Ciśnienie w cieczach.
4. Prawo Archimedesesa.
5. Pływanie ciał.

Drgania mechaniczne i fale, Akustyka

1. Ruch harmoniczny.
2. Drgania wymuszone, rezonans mechaniczny.
3. Wytwarzanie dźwięków.

Prąd stały w przewodnikach

1. Przepływ ładunków.
2. Natężenie prądu elektrycznego. Spadek napięcia.
3. Prawo Ohma.
4. Łączenie oporów.
5. Prawa Kirchhoffa.
6. Praca i moc prądu elektrycznego.

Prąd zmienny w przewodnikach

1. Indukcyjność i pojemność w obwodzie prądu zmiennego.
2. Zawada.
3. Wartość skuteczna napięcia i natężenia prądu elektrycznego.
4. Praca i moc prądu zmiennego.

Prąd elektryczny w cieczkach i gazach

1. Pierwsze i drugie prawo Faradaya.
2. Rozpad molekuł na jony. Dysocjacja elektrolityczna.

Optyka

1. Rozchodzenie się światła.
2. Odbicie i załamanie światła.
3. Soczewki. Przyrządy optyczne.

Przemiany stanu gazu

1. Parametry stanu gazu.
2. Przemiany gazowe.
3. Równanie stanu gazu doskonałego.
4. Wilgotność gazów.

2. PRZYKŁADY ZADAŃ Z MECHANIKI

2.1. Wprowadzenie

Mechanika jest jednym z podstawowych działów fizyki i zajmuje się badaniem ruchu ciał pod wpływem przyłożonych sił. Mechanikę klasyczną można zbudować w różny sposób w zależności od tego, co przyjmujemy za pojęcia podstawowe, a co będziemy chcieli sformułować w postaci twierdzenia, podlegającego dowodowi opartemu na przyjętych podstawach. Niezależnie od sposobu konstrukcji mechaniki otrzymujemy oczywiście te same wyniki, gdyż konstrukcje te mają na celu jedynie usystematyzowanie pojęć i wielkości leżących u podstaw fizycznych mechaniki oraz związków między nimi. Są to pojęcia i wielkości zarówno geometryczne, jak i fizyczne. Należą do nich: czas, przestrzeń, prędkość, przyspieszenie, jednoczesność zdarzeń, układ inercjalny, masa, siła, punkt materialny, ciało sztywne.

Jednym z ważnych pojęć podstawowych należących do przedstawionych wyżej jest pojęcie układu materialnego. Przez układ materialny będziemy rozumieli taki zbiór punktów materialnych arbitralnie wyodrębniony, że ruch każdego z nich zależy od ruchu pozostałych punktów. Położenie lub ruch punktów stanowiących układ materialny będziemy rozważali względem pewnego inercjalnego, kartezjańskiego, prostokątnego układu współrzędnych xyz . Zależność ruchu punktu układu od pozostałych punktów jest wynikiem pewnych okoliczności fizycznych, które nazwiemy oddziaływaniem. Oddziaływania występujące tylko między punktami układu a zewnątrz układu, tzn. między punktami układu a punktami i ciałami nie należącymi do wyodrębnionego układu, nazywamy oddziaływaniami zewnętrznymi. Jeśli oddziaływania zewnętrzne są tak małe, że decydujemy się je pominąć, mówimy, że rozważany układ materialny jest izolowany. Mechanika klasyczna ogranicza się w zasadzie do dwóch modeli oddziaływań, a mianowicie za pomocą sił lub za pomocą związków analitycznych nakładających określone ograniczenia na położenia i prędkości, zwanych więzami. Poniżej, w sposób możliwie krótki scha-

rakteryzowano trzy główne działy mechaniki: statykę, kinematykę i dynamikę.

Rozwiązano przykładowe zadania dotyczące tych działów według następującego schematu:

- 1/ wykonanie rysunku /szkicu/ z naniesionymi wielkościami danymi i szukanymi;
- 2/ podanie prawa fizycznego zastosowanego do rozwiązania;
- 3/ ułożenie równań;
- 4/ rozwiązanie równań na symbolach;
- 5/ obliczenie wartości rozwiązania, sprawdzenie jednostek, podanie odpowiedzi.

2.2. Statyka

Statyka jest działem mechaniki zajmującym się równowagą ciał materialnych poddanych działaniu sił. Pod terminem równowaga ciała rozumiemy stan spoczynku tego ciała względem innych ciał przyjętych jako nieruchome.

Dla najogólniejszego przypadku sił działających na ciało sztywne mamy sześć równań równowagi, które wyrażają, że sumy rzutów sił na trzy osie układu współrzędnych oraz sumy momentów sił względem tych osi są równe zeru:

$$\sum_{i=1}^n F_{ix} = 0 \quad , \quad \sum_{i=1}^n F_{iy} = 0 \quad , \quad \sum_{i=1}^n F_{iz} = 0 \quad /2.2.1/$$

$$\sum_{i=1}^n M_{ix} = 0 \quad , \quad \sum_{i=1}^n M_{iy} = 0 \quad , \quad \sum_{i=1}^n M_{iz} = 0 \quad /2.2.2/$$

gdzie: symbol $\sum_{i=1}^n$ oznacza operację dodawania i-tych składników od 1 do n,

F_i oznacza i-tą siłę, natomiast F_{ix} jest składową i-tej siły wzdłuż osi x, inaczej jest to rzut siły F_i na kierunek x,

identycznie F_{1y} i F_{1z} oznaczają składowe siły F_1 odpowiednio wzdłuż osi y i z ,

M_1 jest momentem siły od siły F_1 względem środka układu współrzędnych O ,

M_{1x} oznacza składową momentu M_1 w kierunku x , M_{1y} i M_{1z} oznaczają składowe momentu M_1 wzdłuż osi y i z .

Dla sił działających w jednej płaszczyźnie mamy trzy równania równowagi:

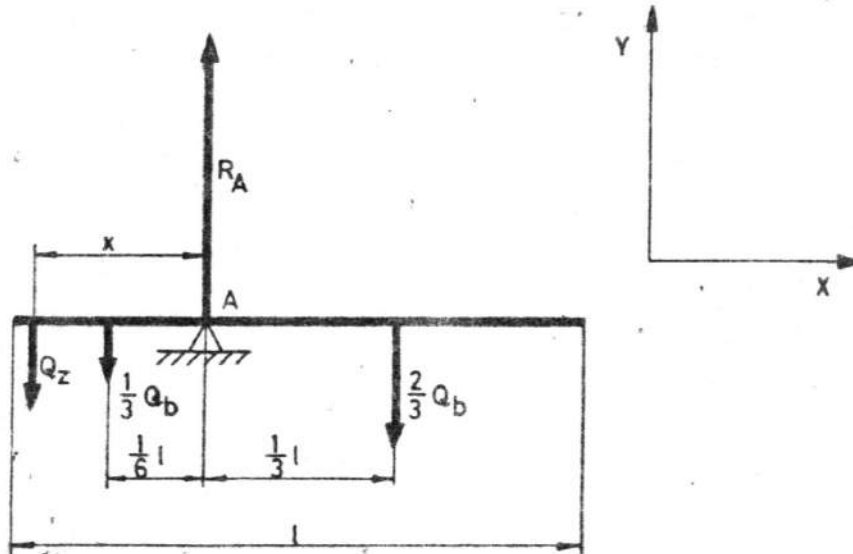
$$\sum_{i=1}^n F_{ix} = 0 \quad , \quad \sum_{i=1}^n F_{iy} = 0 \quad , \quad \sum_{i=1}^n M_{iz} = 0 \quad /2.2.3/$$

Oznacza to, że sumy rzutów sił na dwie osie oraz suma momentów sił względem dowolnego punktu są równe zero.

Przykład. Belkę o długości $l = 3$ m i masie $m_b = 120$ kg podparto w $\frac{1}{3}$ jej długości. W jakiej odległości od punktu podparcia powinien na niej stanąć zawodnik o masie $m_z = 60$ kg, aby belka była poziomo w równowadze.

Rozwiązanie:

Wykonujemy rysunek /szkie/ i zaznaczamy na nim odległości działające na belkę siły i szukaną odległość x /ryc.2.2.1/.



Ryc.2.2.1. Siły działające na belkę

Zadanie rozwiążemy wykorzystując warunki równowagi dla płaskiego układu sił. Układamy równania:

$$\sum F_x = 0 \quad /2.2.4/$$

$$\sum F_y = 0 = -Q_z + R_A - Q_b \quad /2.2.5/$$

$$\sum M_A = 0 = Q_z x + \frac{1}{3}Q_b \frac{1}{6}l - \frac{2}{3}Q_b \frac{1}{3}l \quad /2.2.6/$$

$\sum F_x$ oznacza sumę sił lub ich składowych działających w kierunku x ,

$\sum F_y$ oznacza sumę sił lub ich składowych działających w kierunku y ,

$\sum M_A$ oznacza sumę momentów sił względem punktu A. Taki wybór punktu, względem którego liczymy momenty sił, pozwala na wyeliminowanie z tego równania niewiadomej w postaci momentu od siły R_A , ponieważ moment siły R_A względem punktu A równy jest 0.

Trzecie równanie zawiera jedną niewiadomą x . Rozwiązujemy równanie i otrzymujemy zależność:

$$x = \frac{Q_b l}{Q_z \delta} = 1 \quad \left[\frac{Nm}{N} \right] = [m] \quad /2.2.7/$$

Siły Q_b , Q_z są odpowiednio równe $m_b g$ i $m_z g$, gdzie g oznacza przyspieszenie ziemskie.

Odpowiedź: belka będzie w równowadze, gdy zawodnik stanie w odległości 1 metra od punktu podparcia, jak na rysunku.

2.3. Kinematyka

Kinematyka jest działem mechaniki zajmującym się ruchem ciał, bez wnikania w związek między ruchem badanego ciała a siłami na to ciało działającymi. Operuje się zasadniczo tylko dwoma podstawowymi pojęciami: pojęciem przestrzeni i pojęciem czasu.

Wektor określający w przestrzeni położenie punktu nazywamy promieniem wektorem tego punktu. Jest on pewną funkcją wektorową czasu, co zaznacza się w sposób następujący:

$$\vec{r} = \vec{r}/t/ \quad /2.3.1/$$

Pierwsza pochodna geometryczna promienia wektora $\dot{\vec{r}}/t/$ jest prędkością tego punktu, a druga pochodna $\ddot{\vec{r}}/t/$ to przyspieszenie. W prostokątnym układzie współrzędnych xyz składowe prędkości wzdłuż poszczególnych osi określa się w sposób następujący:

$$v_x = \frac{dx}{dt} = \dot{x}, \quad v_y = \frac{dy}{dt} = \dot{y}, \quad v_z = \frac{dz}{dt} = \dot{z} \quad /2.3.2/$$

Znając składowe prędkości \vec{v} , możemy wyznaczyć jej wartość bezwzględną:

$$v = \left| \frac{ds}{dt} \right| = \sqrt{v_x^2 + v_y^2 + v_z^2} \quad /2.3.3/$$

Podobnie definiuje się składowe przyspieszenia:

$$a_x = \frac{dv_x}{dt} = \dot{v}_x = \ddot{x}, \quad a_y = \frac{dv_y}{dt} = \dot{v}_y = \ddot{y}, \quad a_z = \frac{dv_z}{dt} = \dot{v}_z = \ddot{z} \quad /2.3.4/$$

Wartość bezwzględna przyspieszenia jest równa:

$$a = \left| \frac{d\vec{v}}{dt} \right| = \sqrt{a_x^2 + a_y^2 + a_z^2} \quad /2.3.5/$$

Mając dane stałe co do kierunku i wartości przyspieszenie i warunki początkowe, można kolejnymi całkowaniami otrzymać wzory na prędkość i drogę w zależności od czasu:

a_x dane

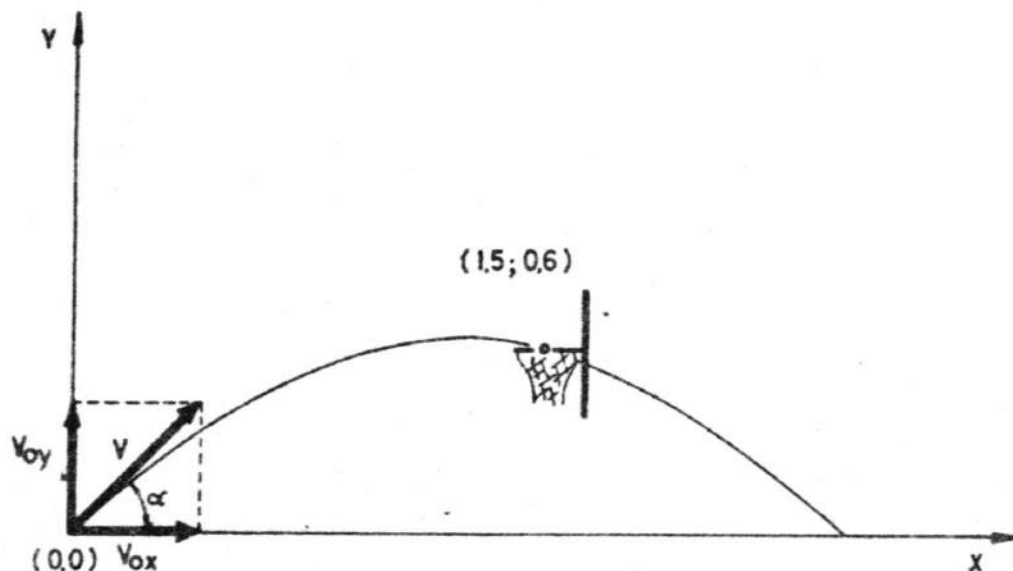
$$v_x = \int_0^t a_x dt = a_x t + v_0 \quad /2.3.6/$$

$$x = \int_0^t v_x dt = \int_0^t (a_x t + v_0) dt = \frac{a_x t^2}{2} + v_0 t + x_0 \quad /2.3.7/$$

W przypadku gdy znana jest zależność drogi od czasu x/t , wtedy dwukrotnie różniczkując otrzymujemy kolejno \dot{x} i \ddot{x} .

Przykład. Koszykarz rzucił piłkę pod kątem $\alpha = 45^\circ$ do poziomu z prędkością $V = 5 \frac{m}{s}$ do kosza zawieszonego w odległości $l = 1,5$ m i o 60 cm wyżej od miejsca wyrzutu piłki. Czy piłka może wpaść do kosza?

Rysujemy szkic do zadania zaznaczając, układ współrzędnych, miejsce wyrzutu piłki, prędkość początkową, położenie kosza i tor lotu piłki /ryc.2.3.1./.



Ryc.2.3.1. Tor lotu piłki

Zadanie rozwiążemy sprawdzając, czy dla zadanych warunków początkowych kosz znajduje się na torze lotu piłki.

Warunki początkowe są następujące:

$$x_0 = 0, \quad y_0 = 0, \quad v_{0x} = V \cos \alpha, \quad v_{0y} = V \sin \alpha \quad /2.3.8/$$

Pomijamy opory powietrza i przyjmujemy:

$$a_x = 0 = \text{const.}, \quad a_y = -g = \text{const.} \quad /2.3.9/$$

Kolejno całkując i uwzględniając warunki początkowe otrzymujemy wyrażenia opisujące położenia w zależności od czasu:

$$v_x = \int_0^t a_x dt = V \cos \alpha, \quad x = \int_0^t v_x dt = \int_0^t V \cos \alpha dt = t V \cos \alpha \quad /2.3.10/$$

$$v_y = \int_0^t a_y dt = -gt + V \sin \alpha, \quad y = \int_0^t v_y dt = -\frac{gt^2}{2} + t V \sin \alpha \quad /2.3.11/$$

Z równania $x = t V \cos \alpha$, wyznaczamy czas:

$$t = \frac{x}{V \cos \alpha} \quad /2.3.12/$$

i wstawiamy do równania opisującego współrzędną pionową y .
W ten sposób otrzymujemy równanie toru lotu piłki:

$$y = x \operatorname{tg} \alpha - \frac{gx^2}{2V^2 \cos^2 \alpha} \quad /2.3.13/$$

Sprawdzamy, czy współrzędne kosza spełniają równanie toru:

$$0,6 = 1,5 - \frac{10/1,5/2^2}{25/0,5/2} = 1,5 - \frac{22,5}{25} = 0,6 \quad /2.3.14/$$

$$[m] = [m] + \left[\frac{mm^2 s^2}{s^2 m^2} \right] = [m]$$

Odpowiedź: piłka może wpaść do kosza.

2.4. Dynamika

Dynamika jest działem mechaniki poświęconym badaniom zależności między ruchem ciał materialnych a siłami na te ciała działającymi.

Fundamentalnymi prawami są zasady dynamiki Newtona:

I zasada. Istnieje taki układ współrzędnych, zwany układem inercyjnym, w którym układ odosobniony pozostaje w stanie spoczynku lub porusza się ruchem jednostajnym prostoliniowym.

II zasada. Przyspieszenie punktu materialnego jest proporcjonalne do siły działającej na ten punkt i ma zwrot i kierunek siły.
Z drugiego prawa Newtona wynika następujące równanie, zwane równaniem dynamicznym ruchu punktu materialnego:

$$\vec{a}_m = \vec{F} \quad /2.4.1/$$

równanie to jest słuszne dla układów o stałej masie.

III zasada. Jeżeli punkt A działa na punkt B siłą \vec{F}_{AB} , to jednocześnie punkt B działa na punkt A siłą \vec{F}_{BA} , równą co do bezwzględnej wartości, lecz o zwrocie przeciwnym, to znaczy:

$$\vec{F}_{AB} = -\vec{F}_{BA} \quad /2.4.2/$$

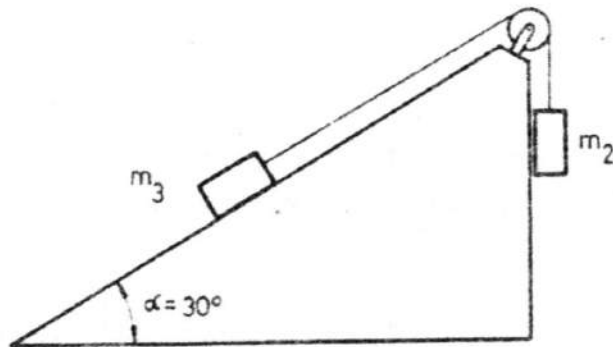
Równanie dynamiczne punktu materialnego wyprowadza się także z zasady D'Alemberta: w czasie ruchu dowolnego układu punktów materialnych siły rzeczywiste działające na punkty tego układu równoważą się w każdej chwili z odpowiednimi siłami bezwładności. Rozpatrując ruch wzdłuż osi x po lewej stronie równania piszemy $-m\ddot{x}$, czyli siłę bezwładności ze znakiem minus, a po drugiej stronie sumę sił działających na ten punkt w tym kierunku:

$$m\ddot{x} = \sum_{i=1}^n F_i \quad /2.4.3/$$

Jest to równanie ruchu punktu materialnego wzdłuż osi x pod działaniem n sił F_i .

Przykład. 2 jakim przyspieszeniem poruszają się ciężarki o masach $m_1 = 6$ kg i $m_2 = 4$ kg, przedstawione na rycinie 2.4.1, po pchnięciu masy m_2 w dół?

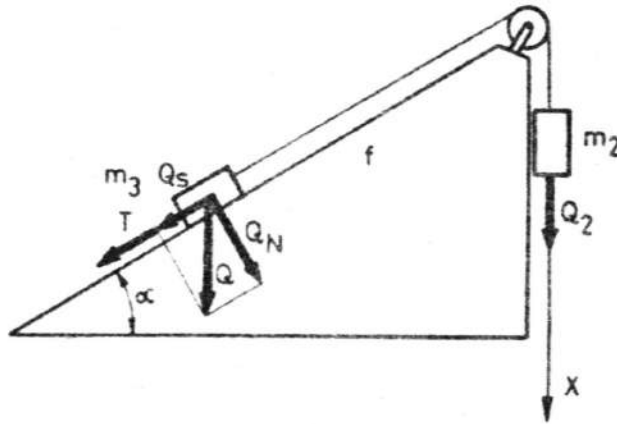
Tarcie w bloku pominać, natomiast współczynnik tarcia między ciężarkiem m_1 a równią jest $f = \frac{\sqrt{3}}{3}$.



Ryc.2.4.1. Położenie ciężarków na równi

Rozwiązanie:

Na rysunku 2.4.2 zaznaczamy siły działające na ciężarki:



Ryc. 2.4.2. Rozkład sił działających na ciężarki

Układamy równanie ruchu po lewej stronie pisząc $m\ddot{x}$, a po prawej sumę sił działających na układ ciężarków w kierunku x .

$$m\ddot{x} = Q_2 - Q_s - T \quad /2.4.4/$$

$$Q_2 = m_2g \quad /2.4.5/$$

jest to siła ciężkości działająca na ciężarek o masie m_2 ,

$$Q_s = Q\sin\alpha = m_1g\sin\alpha \quad /2.4.6/$$

jest to siła zsuwająca ciężarek o masie m_1 wzdłuż równi /składowa siły ciężkości/,

$$T = f Q\cos\alpha \quad /2.4.7/$$

jest to siła tarcia otrzymana przez pomnożenie siły nacisku klocka na równię przez współczynnik tarcia

$$T = Q_N f. \quad /2.4.8/$$

Wpisujemy do równania zależności opisujące siły oraz zależność

$$m = m_1 + m_2 \quad /2.4.9/$$

/masa układu/ i otrzymujemy:

$$/m_1 + m_2/ \ddot{x} = m_2 g - m_1 g \sin \alpha - m_1 g f \cos \alpha \quad /2.4.10/$$

Po podzieleniu obu stron równania przez $m_1 + m_2$ otrzymujemy wzór na przyspieszenie ciężarków:

$$\ddot{x} = \frac{1}{m_1 + m_2} \left[m_2 g - m_1 g / \sin \alpha + f \cos \alpha / \right] \quad /2.4.11/$$

Następnie obliczamy wartość przyspieszenia:

$$\ddot{x} = \frac{1}{10} \left[40 - 60 / \frac{1}{2} + \frac{1}{2} / \right] = -2. \quad /2.4.12/$$

Należy jeszcze sprawdzić zgodność jednostek:

$$\left[\frac{\ddot{x}}{x} \right] = \left[\frac{\text{kgm}}{\text{kgs}^2} \right] = \left[\frac{\text{m}}{\text{s}^2} \right]$$

Odpowiedź: Ciężarki poruszają się z przyspieszeniem $-2 \left[\frac{\text{m}}{\text{s}^2} \right]$.

3. MODELOWANIE

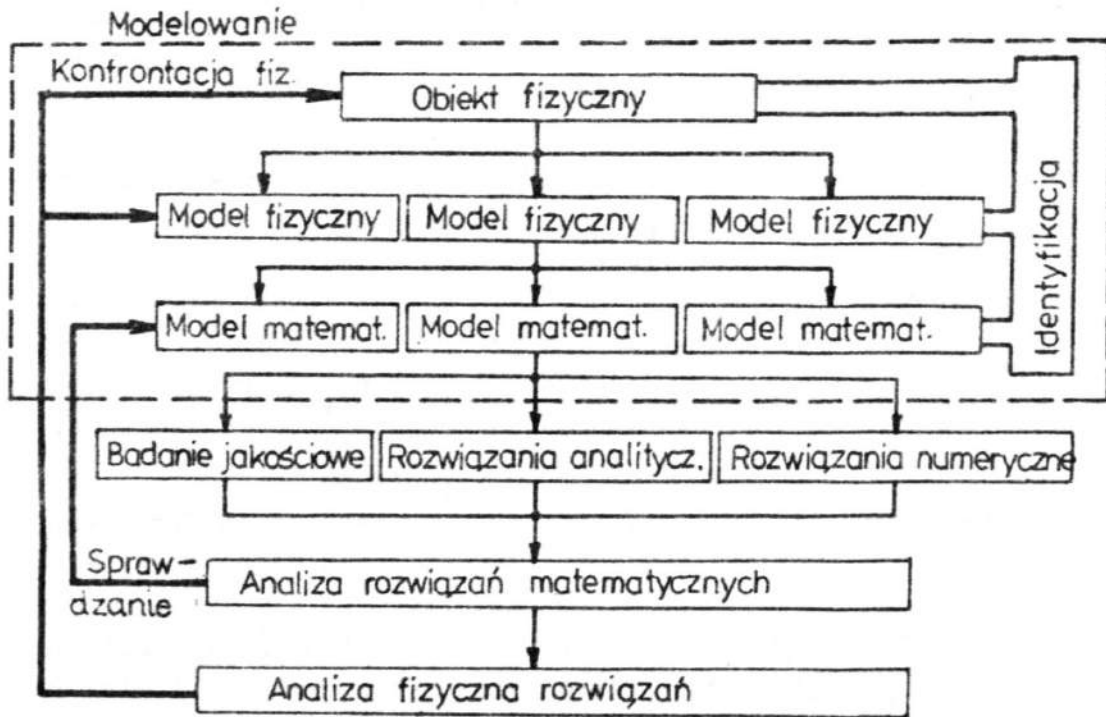
3.1. Studium dynamiki układu

Celem studium dynamiki układu jest zrozumienie i przewidzenie /a nieraz i poprawienie/ zachowania się danego układu. Niezmierna złożoność układu, jakim jest układ człowiek i sprzęt sportowy, powoduje jednak, że obecnie stosowane metody treningowe i badawcze w dużym jeszcze stopniu opierają się na intuicji trenera lub naukowca. Świadomość złożoności procesów, zachodzących w żywych organizmach, prowadzi jeszcze bardzo często do wycinkowych badań i analiz lub stwierdzenia, że człowiek jest obiektem zbyt skomplikowanym, aby poznawać prawa rządzące jego funkcjonowaniem. Wynikiem takiego sposobu myślenia jest powszechne stosowanie w nauce o wychowaniu fizycznym metody prób i błędów /na przykład do sterowania obciążeniem treningowym/ i bezwzględna dominacja metod statystycznych w badaniach. Obie te metody nie dostarczają podstawowych informacji o związkach przyczynowo-skutkowych niezbędnych do zrozumienia badanego zjawiska.

Metoda badawcza nazywana: "Studium dynamiki układów" stała się kluczem nowoczesnej techniki i obecnie jest powszechnie stosowana w biomechanice. Szczegółowe ustalenie kolejnych zadań w programie studium dynamiki układu zależy od tego, jakie środowiska fizyczne występują w układzie, jakie są rozmiary i złożoność systemu, z jaką dokładnością musi on działać itp. Jednak niezależnie od tego, jaki układ w danym przypadku podlega badaniu, procedura studium zwykle zawiera każdy z czterech niżej podanych etapów:

- I. Dokładne określenie układu, który ma być przestudiowany, i przyjęcie prostego modelu fizycznego, którego własności dynamiczne będą w dostatecznym stopniu zgodne z właściwościami rzeczywistego układu.
- II. Znalezienie modelu matematycznego, który będzie opisywał model fizyczny, to znaczy ułożenie równań różniczkowych ruchu modelu fizycznego.

- III. Przystudiowanie własności dynamicznych modelu matematycznego na podstawie rozwiązania równań różniczkowych ruchu.
- IV. Podjęcie decyzji projektowych, to znaczy przyjęcie fizycznych parametrów układu, ze zmianą, jeśli zachodzi potrzeba, samego układu, tak aby jego własności dynamiczne były takie, jakich wymagamy.



Ryc.3.1.1. Schemat studium dynamiki układu

Schemat studium dynamiki układu przedstawia rycina 3.1.1. Procedurę badania dynamiki układu przedstawiono na przykładzie rzutu oszczepem. W pierwszym etapie utworzono /w myśli/ najprostszy model fizyczny rzutu oszczepem w postaci punktu materialnego o masie m , wyrzuconego z prędkością V_0 pod kątem Q do poziomu. W tym fizycznym modelu pominięte są: oddziaływanie sił i momentów aerodynamicznych, wpływ wysokości wyrzutu, bezwładność oszczepu, wpływ drgań oszczepu, cechy fizyczne zawodnika. W drugim etapie

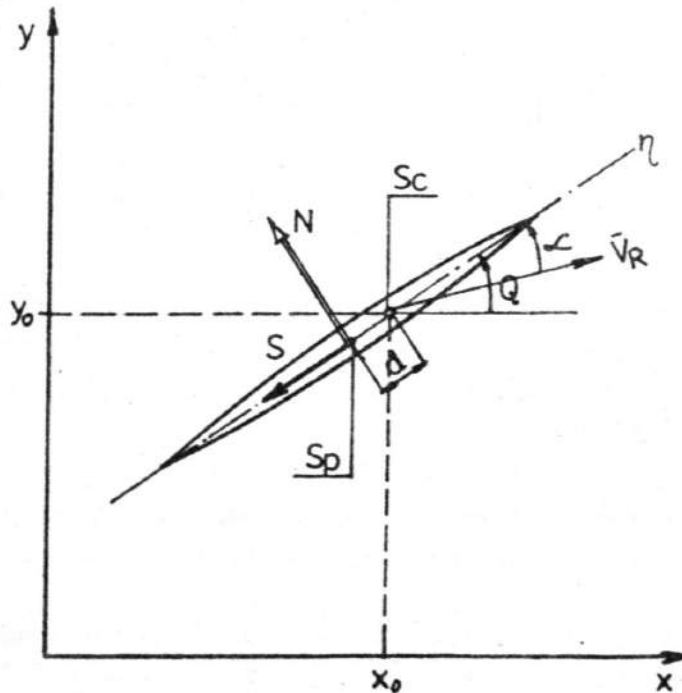
stosując prawa ruchu Newtona ułożono równania opisujące model fizyczny, czyli zbudowano model matematyczny w postaci:

$$\ddot{x} = 0, \quad \dot{x}_0 = V_0 \cos Q, \quad x_0 = 0 \quad /3.1.1/$$

$$\ddot{y} = -g, \quad \dot{y}_0 = V_0 \sin Q, \quad y_0 = 0 \quad /3.1.2/$$

W trzecim etapie rozwiązano układ równań i otrzymano zależności opisujące zmienność współrzędnych x i y w czasie. Elementarne obliczenia pozwalają na znalezienie kąta wyrzutu Q , dla którego zasięg rzutu jest maksymalny. W czwartym etapie przeprowadzono konfrontację wyników, otrzymanych podczas eksperymentu modelowego, z rzeczywistymi wynikami uzyskiwanymi podczas rzutu oszczepem. Okazało się, że wyniki rzeczywiste są lepsze od uzyskiwanych na modelu. Studium dynamiki oszczepu przeprowadzono więc ponownie:

I etap. Zbudowano model fizyczny przedstawiony na rycinie 3.1.2.



Ryc.3.1.2. Rzut oszczepem

Parametrami tego modelu są:

- η - oś symetrii oszczepu
- V_R - składowa prędkości oszczepu względem ośrodka
- V_w - prędkość wiatru
- S i N - składowe styczna i normalna siły aerodynamicznej
- Q - kąt wyrzutu oszczepu
- α - kąt natarcia oszczepu
- S_p - środek parcia
- S_c - środek ciężkości
- d - odległość między ww. środkami
- I - moment bezwładności oszczepu

II etap. Ułożono model matematyczny:

$$\begin{aligned} \ddot{m}x &= S \cos Q - N \sin Q & /3.1.3/ \\ \ddot{m}y &= S \cos Q - N \sin Q - mg & /3.1.4/ \\ \ddot{I}Q &= -Nd & /3.1.5/ \end{aligned}$$

III etap. Dla tak sformułowanych równań przeprowadzono badania symulacyjne dla różnych danych wejściowych i parametrów oszczepu. Szczególną uwagę zwrócono na wpływ parametru d , kąta i prędkości katowej wyrzutu Q i \dot{Q} , a także kąta natarcia α na trajektorię i zasięg lotu, w tym także na prawidłowość lądowania oszczepu.

IV etap. Wnioski z badań:

- optymalnym ze względu na zasięg rzutu oszczepem jest oszczep o $d = 0,5$ cm. Takim oszczepem można uzyskiwać rezultaty nawet ok. 105 m. Oszczep ten jest jednak bardzo czuły na niewielkie nawet zmiany kątów wyrzutu;
- stwierdzono, że wbrew pozorom nadawanie różnego od zera wstępnego kąta natarcia przy wyrzucie jest wyraźnie niekorzystne, najlepsze rzuty są wykonywane przy wyrzucie oszczepu dokładnie w jego osi;
- konieczne jest zapewnienie pewnego wstępnego momentu obrotowego oszczepu /nadanie ujemnej prędkości katowej \dot{Q} / w celu uzyskania poprawnego lądowania /pozostawienie śladu przez grot oszczepu/;

-- stwierdzono, że zmienność kąta wyrzutu Q w ograniczonym zakresie ma niewielki wpływ na zasięg rzutu.

Badanie dynamiki rzutu oszczepem nie zostało zakończone, gdyż nie wszystkie czynniki /np. sztywność przyboru/ zostały uwzględnione. Wymyślenie modelu fizycznego zjawiska jest zadaniem bardzo trudnym i zależnym od celu badań, założonej dokładności wyników, posiadanej aparatury, kosztów badań. Podczas tworzenia modelu fizycznego przydatna jest szczególnie gruntowna wiedza o zjawisku oraz intuicja. Proces badania własności dynamicznych obiektu rzeczywistego można przeprowadzić doświadczalnie lub teoretycznie. Badania doświadczalne przeprowadza się na istniejącym obiekcie lub na jego modelu przy spełnionych kryteriach podobieństwa dynamicznego i opływu ośrodkiem. Badanie teoretyczne wymaga zaś zbudowania odpowiedniego modelu matematycznego. Znaczenie modelowania trafnie wyraził matematyk amerykański, węgierskiego pochodzenia, John von Neumann: "Nauka nie próbuje wyjaśniać, prawie że nie próbuje interpretować. Nauka stwarza przede wszystkim modele".

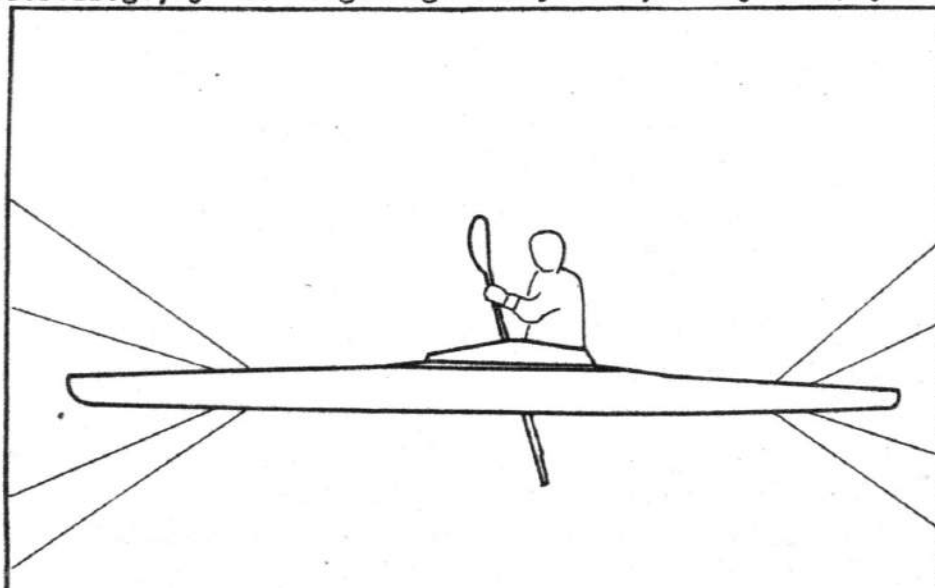
3.2. Pojęcie modelu

Istnieje wiele definicji modelu oraz wiele znaczeń tego słowa w języku potocznym. Wyraz model wywodzi się z łacińskiego słowa *modus*, co znaczy miara, obraz, sposób. Jego pierwotne znaczenie było związane ze sztuką budowlaną i niemal we wszystkich językach europejskich używano tego słowa na oznaczenie wzorca, pierwowzoru lub rzeczy podobnej pod jakimś względem do innej rzeczy. Wielka encyklopedia powszechna podaje dwie definicje modelu:

- 1/ model nominalny - układ założeń przyjmowanych w danej nauce przy rozpatrywaniu pewnego problemu w celu uproszczenia, ułatwienia lub wręcz umożliwienia jego rozwiązania,
- 2/ model realny - układ przedmiotów /zdarzeń, sytuacji/ U_1 rozpatrywany zamiast bogatszego lub trudniej dostępnego badaniom układu U_2 , a dostatecznie podobny /izomorficzny/ pod określonymi względami do U_2 .

W mechanice przyjmuje się za W. Sztoffem następującą wyjściową definicję modelu: "przez model rozumie się taki dający się pomysł lub materialnie zrealizować układ, który odzwierciedlając przedmiot badania, zdolny jest zastępować go tak, że jego badanie dostarcza nam nowej informacji o tym przedmiocie, a także pozwala na sprawdzenie informacji znanych".

Podana definicja łączy dwie różne interpretacje pojęcia model używanego w technice. W pierwszym znaczeniu model oznacza urządzenie, które służy otrzymywaniu informacji o zjawisku lub obiekcie rzeczywistym. Urządzenie to, na ogół zmniejszone geometrycznie przy zachowaniu pozostałych kryteriów podobieństwa /statycznych i dynamicznych/, modeluje rzeczywiste zjawisko fizyczne, którego badanie jest zbyt kosztowne. Do modelowania w omawianym sensie należy także modelowanie pewnych zjawisk /np. mechanicznych/ za pomocą innych zjawisk /np. elektrycznych/. Tego typu modelowanie jest codzienną praktyką w przemyśle lotniczym czy stoczniowym. W sporcie wykorzystuje się materialnie wykonane modele do pomiarów współczynników aerodynamicznych. Znane są wyniki badań uzyskane podczas pomiarów w tunelu aerodynamicznym na modelach: skoczka narciarskiego, jachtu żaglowego klasy Finn, kajakarza /ryc. 3.2.1/



Ryc. 3.2.1. Model kajakarza zastosowany do badania charakterystyk aerodynamicznych w tunelu aerodynamicznym

Podobnymi modelami są: model sylwetki ludzkiej do wyznaczenia położenia środka masy, modele do demonstracji kołowrotu olbrzymiego oraz rzutu młotem.

W drugim znaczeniu słowo model oznacza abstrakcyjny twór w postaci matematycznego opisu badanego zjawiska. W dalszych rozważaniach słowo model będzie używane w znaczeniu niematerialnym.

3.3. Model fizyczny

Modelem fizycznym nazwano układ zbudowany z pojęć fizycznych dobranych na podstawie znanej struktury badanego obiektu lub zjawiska, właściwości jego elementów, znajomości oddziaływania środowiska zewnętrznego oraz znajomości praw fizyki. Inaczej mówiąc model fizyczny jest to zbiór informacji o zjawisku, niesformalizowany pod względem matematycznym. Model fizyczny powinien uwzględniać przede wszystkim te cechy zjawiska, które mają decydujący wpływ na jego dynamikę. Należy pominąć cechy drugorzędne, które nie mają istotnego znaczenia, a komplikują analizę. Dla danego obiektu fizycznego, w zależności od postawionego problemu i wyznaczonego celu badań, można zbudować odpowiednie modele fizyczne.

Czynność, polegającą na wyodrębnieniu istotnych elementów z rozważanego zjawiska rzeczywistego, czyli ustalenie:

- celu modelowania, który wpływa na określenie zbioru sygnałów wyjściowych i ich cech jakościowych,
- praw fizycznych, rządzących zjawiskiem,
- cech jakościowych i charakterystyk ilościowych obiektu,
- cech jakościowych i charakterystyk ilościowych sygnałów wejściowych nazywamy modelowaniem fizycznym.

W definicji modelowania fizycznego, podano, że jest to czynność, polegająca na wyodrębnieniu istotnych elementów zjawiska rzeczywistego. Model fizyczny jest więc uproszczonym odbiciem rzeczywistości, jak każde prawo naukowe. Nie jest on jednak pełną wiedzą o zjawisku. Model powinien reprezentować tę część wiedzy o zjawisku, która jest istotna ze względu na przeznaczenie modelu.

Mając na względzie powyższe uwagi należy zdawać sobie sprawę, że decyzje podjęte na etapie modelowania fizycznego mają zasadniczy wpływ na postać modelu matematycznego.

3.4. Model matematyczny

Modelem matematycznym obiektu fizycznego nazwano zestaw formuł matematycznych opisujących proces dynamiczny, to znaczy zestaw równań określających własności dynamiczne modelu fizycznego. Etap procesu modelowania, który polega na stworzeniu sformalizowanego opisu zjawiska obiektu rzeczywistego, zredukowanego do modelu fizycznego, nazywamy modelowaniem matematycznym. Obecnie najczęściej stosowaną formą modelowania matematycznego z punktu widzenia praktycznej realizacji jest formułowanie układów równań algebraicznych lub różniczkowych opisujących dane zjawisko, ich badanie i rozwiązywanie przy użyciu maszyn matematycznych /komputerów analogowych i cyfrowych/. Praktycznie nieograniczone możliwości tego typu modelowania, niskie koszty badań, olbrzymie możliwości aplikacyjne stanowią o powszechności modelowania matematycznego.

Przyporządkowywanie pojęć fizycznych elementom struktury obiektu badanego i określanie parametrów występujących w równaniach matematycznych nazwano identyfikacją albo procesem identyfikacji. Przykładem procesu identyfikacji jest badanie wpływu określonego wysiłku na organizm /pochłanianie tlenu, dynamika źródeł energetycznych/. Pomiar charakterystyk aerodynamicznych /ryc.3.2.1/ lub hydrodynamicznych sprzętu sportowego jest także identyfikacją.

Stworzenie modelu matematycznego kończy drugi etap studium dynamiki układu. Kolejne zadanie to badanie modelu matematycznego. Metody badania modelu dzieli się na metody analizy matematycznej i metody symulacyjne. Najbardziej pożądanym rozwiązaniem modelu jest rozwiązanie polegające na scałkowaniu równań modelu. Z reguły dążymy do uzyskania rozwiązań analitycznych, gdyż uzyskane w ten sposób funkcje mają najwięcej informacji. W przypadku gdy uży-

skanie rozwiązań analitycznych jest niemożliwe lub trudne stosuje się inne metody analizy matematycznej:

- metody numeryczne,
- metody przybliżone,
- metody jakościowe /tj. badanie własności rozwiązań bez znajomości samych rozwiązań/.

Metody symulacyjne to takie, które wprzęgając urządzenia techniczne, naśladują zjawiska rzeczywiste i dają jakiś jego obraz. Stosując te metody wykorzystuje się maszyny cyfrowe, analogowe lub hybrydowe. Otrzymane rozwiązania modelu matematycznego należy porównać z rzeczywistym przebiegiem badanego zjawiska i stwierdzić, czy model jest dobry czy zły. W przypadku, gdy model okazał się zły, należy podjąć działania mające na celu polepszenie modelu; działania takie to modyfikacja modelu fizycznego lub modyfikacja modelu matematycznego. Dobry model można poddać badaniom optymalizacyjnym. Optymalizacja polega na poszukiwaniu optymalnego /najlepszego/ rozwiązania procesu. Do przeprowadzenia optymalizacji poza dobrym modelem należy określić:

- funkcjonalność jakości, czyli kryterium optymalności,
- warunki brzegowe, definiujące horyzont czasowy i przestrzenny danego zjawiska,
- funkcje ograniczeń, które określają obszar dopuszczalnych rozwiązań /spośród nich znajdowane jest rozwiązanie optymalne/.

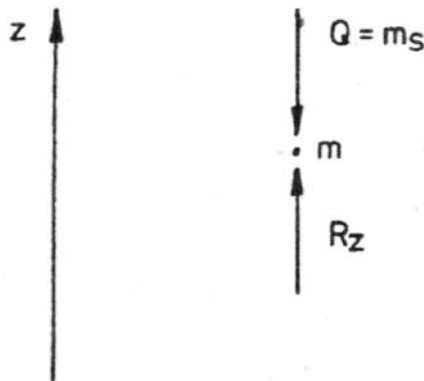
W przypadku badań optymalizacyjnych, określonych ruchów człowieka, należy zdawać sobie sprawę, że organizm człowieka jest sprawnym układem samooptymalizującym się. Jednak proces autonomicznego poszukiwania optymalnej techniki ruchu przez zawodnika jest procesem długotrwałym, szczególnie w przypadku ruchów nowych, nie będących ruchami naturalnymi. W tym przypadku optymalizacja może znacznie przyspieszyć znalezienie optymalnej techniki ruchu i dobór optymalnego sprzętu dla określonego zawodnika i warunków zewnętrznych.

3.5. Przykłady modelowania w biomechanice sportu

Przykłady modelowania w biomechanice sportu ograniczono do przedstawienia opisów modeli fizycznych zastosowanych do badania dynamiki w wybranych dyscyplinach sportowych.

1. Wyskok w górę /ryc.3.5.1/. Obiekt rzeczywisty /człowieka/ zastąpiono punktem materialnym o masie m . Punkt ten jest środkiem masy obiektu rzeczywistego i porusza się w kierunku pionowym. Na punkt działają dwie siły:

- stała co do kierunku i wartości siła ciężkości $Q = mg$,
- pionowa składowa siły reakcji podłoża R_z .

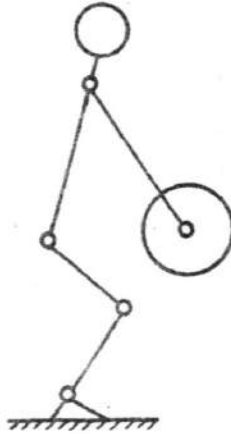


Ryc.3.5.1. Model wyskoku w górę

Model wykorzystuje się powszechnie do badania mechanicznych parametrów wyskoku: wysokości odbicia, przyspieszenia, prędkości, mocy.

2. Podnoszenie ciężarów /ryc. 3.5.2/. Przyjęto następujące uproszczenia:

- model jest układem mechanicznym o masach skupionych i elementach sztywnych, to znaczy kończyny i tułów traktowane są jako człony sztywne,

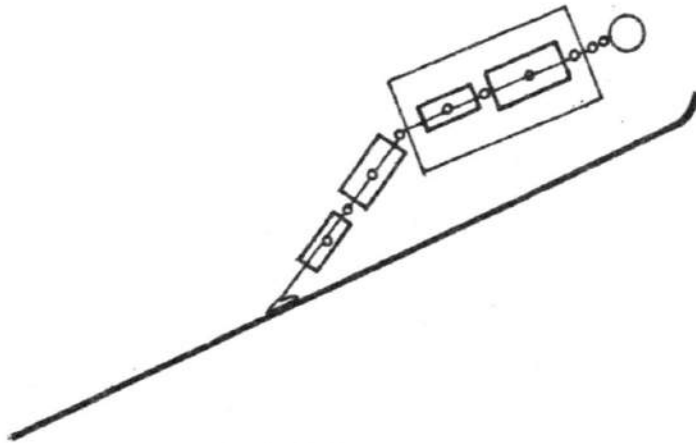


Ryc.3.5.2. Model podnoszenia ciężarów

- ruch zawodnika jest ruchem płaskim /rozpatrywana jest tylko płaszczyzna strzałkowa/,
- wszystkie stawy traktowane są jako połączenia umożliwiające wzajemny obrót członów w płaszczyźnie strzałkowej /jeden stopień swobody ruchu w każdym stawie/,
- dany jest stały punkt podparcia,
- geometrię układu oraz rozkład mas i momentów bezwładności wynikające z budowy somatycznej danego zawodnika, tzn. długości wszystkich członów, położenia środków mas tych członów oraz masy i momenty bezwładności poszczególnych części ciała, przyjęto jako znane /na podstawie badań antropometrycznych/,
- sztanga reprezentowana jest przez masę skupioną w osi sztangi,
- gryf sztangi jest nieskończenie sztywny,
- zmiennymi sterującymi są momenty sił mięśniowych rozwijane przez grupy mięśni w poszczególnych stawach,
- znane są ograniczenia kinematyczne wynikające z budowy układu kostno-stawowego /ruchomości w stawach/,
- znane są potencjalne siłowe możliwości zawodnika,
- podłoże przyjmuje się za nieodkształcalne.

Model zbudowano w celu optymalizacji techniki podnoszenia ciężarów z zastosowaniem kryterium maksymalnej efektywności wykorzystania sił mięśniowych przy podnoszeniu sztangi o danej masie.

3. Lot skoczka narciarskiego /3.5.3/. Skoczek narciarski stanowi obiekt złożony z człowieka i nart. Do budowy modelu przyjęto następujące założenia:

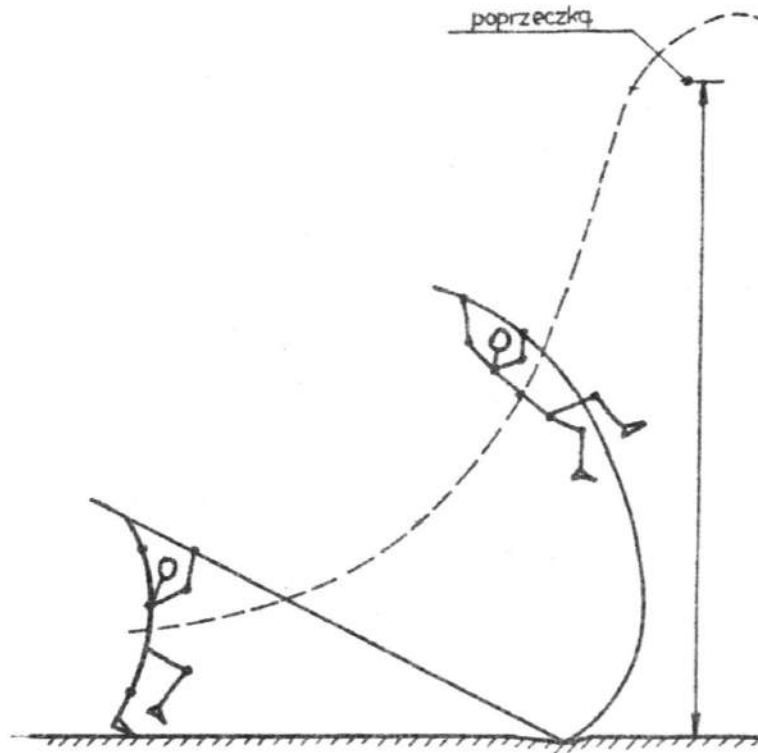


Ryc.3.5.3. Model narciarza

- człowiek jako sztywny układ dyskretny złożony z 12 mas /głowa, tułów, uda, podudzia, ramiona, przedramiona, stopy/,
- narty sztywne o stałym rozstawie,
- konfiguracja człowieka określona względem płaszczyzny nart dwoma kątami,
- powietrze stanowi ośrodek spokojny /bezwietrzny/,
- wysokość skoczni nad poziomem morza stała, tzn. stała gęstość powietrza w czasie całego skoku.

Na modelu rozpatrzone zagadnienia równowagi i stateczności podłużnej skoczka narciarskiego.

4. Skok o tyczce /ryc. 3.5.4/. Sformułowano prosty model ruchu zawodnika:



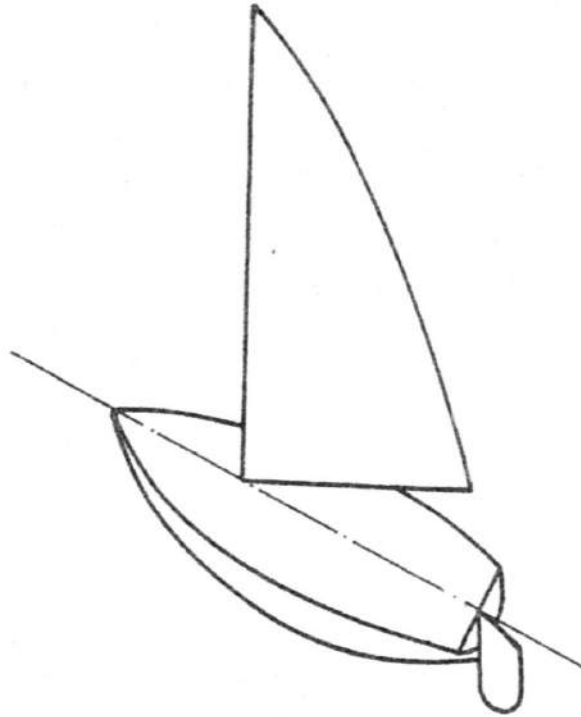
Ryc.3.5.4. Schemat skoku o tyczce

- ruch zawodnika jest traktowany jako płaski i odbywa się w płaszczyźnie pionowej, prostopadłej do osi poprzeczki,
- skoczek traktowany jest jako punkt materialny położony w środku masy ciała,
- masa tyczki pomijalna.

Dla tak zdefiniowanego modelu przeprowadzono badania symulacyjne na komputerze analogowym. Przebadano wpływ następujących wielkości na trajektorię środka ciężkości i wysokość skoku:

- składowych prędkości odbicia,
- masy skoczka,
- sztywności tyczki,
- wysokość chwytu.

5. Ruch jachtu żaglowego /ryc. 3.5.5/. Założono, że jacht jest ciałem sztywnym, złożonym z trzech mas: kadłuba, żagla i steru. Wzajemne położenia tych mas określają kąty:



Ryc.3.5.5. Model jachtu żaglowego

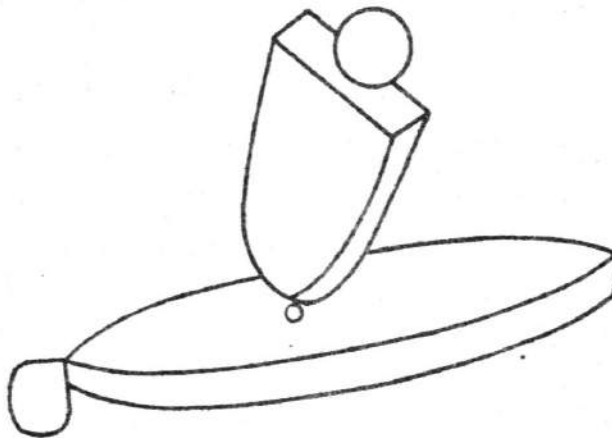
- kąt wychylenia żagla od diametralnej, czyli od osi podłużnej jachtu,
 - kąt wychylenia steru od diametralnej.
- Założono dalej, że w danej chwili dla określonych kątów wychylenia żagla i steru jacht jest sztywny i porusza się na granicy dwóch ośrodków.

Model może służyć do optymalizacji kursu jachtu ze względu na czas pokonania dystansu w określonych warunkach żeglugi.

6. Wiosłowanie na kajaku /ryc. 3.5.6/. Kajakarza z kajakiem uproszczone do dwóch brył o znanej geometrii połączonych za pomocą

przegubu kulistego. Bryła imitująca tułów kajakarza wykonuje określony ruch kulisty względem dadłuba. Na kajak oddziaływują:

- siły rozwijane na wiosła /zmierzone w warunkach naturalnych/,
- opory aerodynamiczne i hydrodynamiczne,
- siły generowane przez ster w zależności od jego wychylenia.



Ryc.3.5.6. Model kajakarza z kajakiem

Model zbudowano w celu badania wpływu ruchu tułowia na prędkość kajaka, wpływu wychyleń steru na czas pokonywania dystansu oraz wpływu kształtu impulsu siły na wiosła na efektywność wiosłowania. Dla uproszczonego modelu wiosłowania opracowano metodę doboru wiosła do określonych warunków zewnętrznych /wiatr, prąd wody/.

4. MATEMATYCZNE OPIACOWANIE WYNIKÓW POMIAROWYCH

4.1. Pomiar, klasyfikacja błędów

Pomiaru dowolnej wielkości fizycznej można dokonać bezpośrednio lub pośrednio. Pomiar bezpośredni polega na porównaniu wielkości mierzonej z wielkością przyjętą jako wzorzec. Np. pomiarem bezpośrednim jest odczytanie czasu na zegarze. Pomiar pośrednie są bardziej skomplikowane, ponieważ wymagają pomiaru kilku wielkości związanych z wielkością wyznaczoną prawami fizycznymi, wyrażonymi przez związki matematyczne. Przykładem pomiaru pośredniego może być obliczenie gęstości ciała na podstawie bezpośrednich pomiarów jego objętości i masy.

Niezależnie od zastosowanej metody wyniki pomiarów zawsze różnią się od wartości rzeczywistych wielkości mierzonych, inaczej mówiąc nie można nigdy bezwzględnie dokładnie wyznaczyć wartości danej wielkości fizycznej. Pomiar zawsze obarczony jest pewnym błędem doświadczalnym. Należy w tym miejscu zaznaczyć, że analiza pomiarów wielkości fizycznej nie zawierająca wraz z wynikiem oceny jego dokładności jest bezwartościowa.

Najogólniej przyczyny występowania błędów pomiarowych mogą być obiektywne, wynikające z niedoskonałości stosowanych przyrządów pomiarowych i metod, lub subiektywne, zależne od obserwatora, spowodowane niedoskonałością jego zmysłów.

Błędy, będące konsekwencją pierwszej z wymienionych przyczyn, nazywa się zwykle błędami systematycznymi. Są one na ogół trudne do wykrycia, a ich eliminacja polega na ulepszaniu przyrządów lub metod pomiaru. Można je też uwzględnić wprowadzając do wyniku poprawki, ale wymaga to wcześniejszej dokładnej analizy metody pomiarowej i samej aparatury. Znane błędy systematyczne po ich uwzględnieniu nie wpływają istotnie na wynik, bardzo niebezpieczne są natomiast błędy systematyczne niewykryte.

Grupa błędów spowodowanych przyczynami, których nie da się przewidzieć i wcześniej usunąć, nazywana jest błędami przypadko-

wymi. Są one popełniane podczas pomiarów zawsze i wpływają zasadniczo na dokładność wykonywanych pomiarów. Ponieważ mają one charakter losowy, opracowanie wyników obarczonych tymi błędami opiera się na statystyce matematycznej.

Często wymienia się oddzielnie, jako trzecią grupę błędów, tzw. błędy grube, albo inaczej omyłki. W swojej istocie są one błędami przypadkowymi powstającymi wskutek nieuwagi lub niestaraności obserwatora w odczytywaniu lub zapisywaniu wyników, podczas ustawiania stanowisk pomiarowych lub wynikają z nagłej nieprzewidzianej zmiany warunków zewnętrznych /np. podczas wstrząsów/. Wymienia się je oddzielnie, gdyż są stosunkowo łatwe do wykrycia /jeżeli dysponujemy serią pomiarów/ i usunięcia.

4.2. Błąd bezwzględny, błąd względny, wartość średnia wielkości mierzonej

Oznaczmy wyniki poszczególnych pomiarów pewnej wielkości fizycznej przez x_1, x_2, \dots, x_n , a wartość rzeczywistą /prawdziwą/ tej wielkości przez x_0 . Zakładamy przy tym, że zmierzone wartości obciążone są tylko błędami przypadkowymi, a błędy systematyczne są w stosunku do nich pomijalnie małe.

Błędem bezwzględnym wartości zmierzonej x_i / $i=1, \dots, n$ / nazywać będziemy różnicę Δx_i pomiędzy wartością zmierzoną x_i a wartością prawdziwą x_0 :

$$\Delta x_i = x_i - x_0 \quad /4.2.1/$$

Oczywiście wartości błędów Δx_i mogą być zarówno dodatnie jak i ujemne.

Wyrażenie:

$$\frac{x_i - x_0}{x_0} \quad /x_0 \neq 0/ \quad /4.2.2/$$

jest błędem względnym /lub po pomnożeniu przez 100 błędem procentowym/ wartości x_i .

W praktyce celem pomiaru jest wyznaczenie prawdziwej wartości x_0 , nie jest więc ona znana, co oznacza, że podane powyżej określenia błędów bezwzględnych i względnych nie mogą być stosowane. Ponieważ błędy pomiarowe mają charakter przypadkowy, dla wielkości mierzonej wprowadza się pojęcie wartości najbardziej prawdopodobnej. Powstaje więc pytanie: jaka wartość wielkości mierzonej odpowiada jej najbardziej prawdopodobnej wartości? Korzystając z twierdzeń rachunku prawdopodobieństwa można udowodnić, że dla dużej liczby pomiarów najbardziej prawdopodobną wartością wyniku jest średnia arytmetyczna wszystkich pomiarów \bar{x} :

$$\bar{x} = \frac{\sum_{i=1}^n x_i}{n} \quad /4.2.3/$$

Ponieważ wcześniej zdefiniowane błędy bezwzględne i względne zawierają niewyznaczalną wartość prawdziwą x_0 , za miarę błędów bezwzględnych przyjmuje się odchylenie od wartości średniej arytmetycznej:

$$\Delta \bar{x}_1 = x_1 - \bar{x} \quad /4.2.4/$$

Za miarę wartości błędu względnego /lub po pomnożeniu przez 100 błędu procentowego/ przyjmuje się wtedy wyrażenie:

$$\frac{x_1 - \bar{x}}{\bar{x}} \quad / \bar{x} \neq 0 / \quad /4.2.5/$$

4.3. Średni błąd kwadratowy pojedynczego pomiaru

Aby scharakteryzować rozrzut wartości pomiarowych x_1, x_2, \dots, x_n względem wartości prawdziwej x_0 , wprowadza się pojęcie średniego błędu kwadratowego pojedynczego pomiaru lub inaczej błędu standardowego /odchylenia standardowego/ S_x .

Określa się go jako:

$$S_x = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n /x_i - x_0/2}{n}} \quad /4.3.1/$$

Ponieważ jednak wartość x_0 pozostaje nieznana, a stwierdzono poprzednio, że najbardziej rozsądną z punktu widzenia fizycznego wartością średnią jest średnia arytmetyczna wszystkich pomiarów, to - pomijając szczegóły matematyczne wyprowadzenia - średni błąd kwadratowy pojedynczego pomiaru będzie teraz równy:

$$S_x = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n /x_i - \bar{x}/2}{n - 1}} \quad /4.3.2/$$

Wynik pojedynczego pomiaru podaje się wtedy w postaci:

$$x_i \pm S_x \quad /4.3.3/$$

4.4. Średni błąd kwadratowy wartości średniej

Bardziej istotną dla rozważań fizycznych jest znajomość dokładności samej wartości średniej \bar{x} , niż znajomość dokładności poszczególnych pomiarów x_i . Ważne staje się więc zdefiniowanie błędu wyniku, tj. wartości średniej.

Za miarę dokładności wartości średniej \bar{x} uważać będziemy średni błąd kwadratowy wartości średniej $S_{\bar{x}}$, który oblicza się z zależności:

$$S_{\bar{x}} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n /x_i - \bar{x}/2}{n / n - 1/}} \quad /4.4.1/$$

Ostateczny wynik pomiaru podaje się więc w postaci:

$$\bar{x} \pm S_{\bar{x}} \quad /4.4.2/$$

Jeżeli wielkość fizyczna z nie podlega bezpośrednim pomiarom, przy czym znana jest zależność:

$$z = f /x_1, x_2, \dots, x_l/ \quad /4.4.3/$$

i każdą wartość x_i / $i=1, \dots, l$ / można wyznaczyć za pomocą pomiaru bezpośredniego, to średni błąd kwadratowy wartości średniej $S_{\bar{z}}$ oblicza się ze wzoru:

$$S_{\bar{z}} = \sqrt{\sum_{i=1}^l S_{x_i}^2 \left(\frac{\partial f /x_1, x_2, \dots, x_l/}{\partial x_i} \right)^2} \quad /4.4.4/$$

gdzie \bar{x}_i oznacza średnią arytmetyczną zmierzonej bezpośrednio wielkości x_i .

Wartość średnią \bar{z} oblicza się ze wzoru /4.4.5/:

$$\bar{z} = f /x_1, x_2, \dots, x_l/ \quad /4.4.5/$$

Ostateczny wynik podaje się /tak jak poprzednio/ w postaci:

$$\bar{z} \pm S_{\bar{z}} \quad /4.4.6/$$

Należy jeszcze raz podkreślić, że rozważania z punktów 4.2, 4.3 i 4.4. dotyczyły wyznaczania dokładności pomiarów wtedy, gdy błędy systematyczne były pomijalnie małe w porównaniu z błędami przypadkowymi. Ponadto założono, że dysponujemy dużą liczbą pomiarów. W praktyce należy przyjąć, że warunek ten jest spełniony, gdy liczba pojedynczych pomiarów jest przynajmniej równa 6. Gdy założenia te nie są spełnione, do wyznaczania dokładności pomiarów wielkości fizycznych należy stosować reguły przedstawione w punkcie 4.5.

4.5. Wyznaczanie dokładności wyników w przypadku dowolnej liczby pomiarów

Jeżeli błędy systematyczne nie mogą być pominięte oraz jeżeli dysponujemy dowolną liczbą pomiarów szukanej wielkości fizycznej /w szczególnym wypadku może być to jeden pomiar/, błędów pomiarowych nie można dokładnie obliczyć, a co najwyżej można je oszacować.

W przypadku pomiaru bezpośredniego mierzonej wielkości x jej wartość średnią \bar{x} , nawet w przypadku niewielkiej liczby pomiarów, oblicza się za pomocą średniej arytmetycznej:

$$\bar{x} = \frac{\sum_{i=1}^n x_i}{n} \quad /4.5.1/$$

gdzie x_i / $i = 1, \dots, n$ / oznacza n wartości pomiarowych.

Maksymalny błąd bezwzględny $\Delta \bar{x}$ wartości średniej \bar{x} , szacuje się biorąc pod uwagę staranność przeprowadzenia pomiarów, czułość przyrządów oraz inne wpływy. Oszacowanie to obejmuje zarówno błędy systematyczne jak i przypadkowe. Ostateczny wynik pomiarów podaje się w postaci:

$$\bar{x} \pm \Delta \bar{x} \quad /4.5.2/$$

Jeżeli wielkość fizyczna z nie podlega bezpośredniemu pomiarowi, lecz oblicza się ją z zależności /4.4.3/ przy czym zakłada się, że wartość średnia \bar{x}_1 wielkości zmierzonej bezpośrednio x_1 oraz szacunkowy błąd $\Delta \bar{x}_1$ są znane, to wartość średnią \bar{z} wielkości fizycznej z oblicza się ze wzoru /4.4.5/.

Maksymalny błąd bezwzględny $\Delta \bar{z}$ wartości średniej \bar{z} oblicza się wtedy z zależności:

$$\Delta \bar{z} = \pm \left[\left| \frac{\partial f}{\partial \bar{x}_1} \Delta \bar{x}_1 \right| + \left| \frac{\partial f}{\partial \bar{x}_2} \Delta \bar{x}_2 \right| + \dots + \left| \frac{\partial f}{\partial \bar{x}_n} \Delta \bar{x}_n \right| \right] \quad /4.5.3/$$

Ostateczny wynik pomiaru podaje się w postaci:

$$\bar{x} \pm \Delta \bar{x} \quad /4.5.4/$$

4.6. Metoda sum najmniejszych kwadratów wyrównywania wartości pomiarowych

Metoda sum najmniejszych kwadratów wprowadzona została po raz pierwszy przez Legendre'a /1805/ i Gaussa /1809/. Opiera się ona na prostej recepcie, którą można streścić następująco: Przypuśćmy, że między dwiema wielkościami fizycznymi x i y zachodzi związek $y = f(x)$ i przy ustalonych wartościach x_1, x_2, \dots, x_n wielkości x , wykonano pomiary wielkości y otrzymując odpowiednio wyniki y_1, y_2, \dots, y_n . Parom liczb x_i, y_i / $i = 1, \dots, n$ / odpowiadają w prostokątnym układzie współrzędnych punkty $P_i(x_i, y_i)$. Zagadnienie wyrównywania wartości pomiarowych y_i polega na takim dobraniu funkcji $y = f(x)$, aby możliwie dobrze opisywała ona zbiór punktów $P_i(x_i, y_i)$. Obliczone na podstawie tej funkcji wartości y są wtedy równe:

$$\hat{y}_i = f(x_i) \quad /4.6.1/$$

Zgodnie z postulatem Gaussa parametry założonej funkcji $y = f(x)$ dobieramy tak, aby:

$$\sum_{i=1}^n (y_i - f(x_i))^2 = \sum_{i=1}^n (y_i - \hat{y}_i)^2 = \min. \quad /4.6.2/$$

Jeżeli założymy, że naszą funkcją $y = f(x)$ jest funkcja liniowa:

$$y = ax + b \quad /4.6.3/$$

zagadnienie sprowadza się do znalezienia takich a i b , dla których spełnione będzie równanie /4.6.2/, tzn.:

$$\sum_{i=1}^n /y_i - ax_i - b/{}^2 = \min. \quad /4.6.4/$$

Warunkiem istnienia ekstremum równania /4.6.4/ jest zerowanie się pochodnych cząstkowych względem a i b :

$$2 \sum_{i=1}^n /-x_i/ /y_i - ax_i - b/ = 0 \quad /4.6.5/$$

$$2 \sum_{i=1}^n /-1/ /y_i - ax_i - b/ = 0 \quad /4.6.6/$$

Po wykonaniu działań algebraicznych otrzymujemy:

$$\sum_{i=1}^n x_i y_i - a \sum_{i=1}^n x_i^2 - b \sum_{i=1}^n x_i = 0 \quad /4.6.7/$$

$$\sum_{i=1}^n y_i - a \sum_{i=1}^n x_i - nb = 0 \quad /4.6.8/$$

a następnie:

$$a = \frac{\sum_{i=1}^n x_i \sum_{i=1}^n y_i - n \sum_{i=1}^n x_i y_i}{\left(\sum_{i=1}^n x_i\right)^2 - n \sum_{i=1}^n x_i^2} \quad /4.6.9/$$

Ostateczny wynik pomiaru podaje się więc w postaci:

$$\bar{x} \pm S_{\bar{x}} \quad /4.4.2/$$

Jeżeli wielkość fizyczna z nie podlega bezpośrednim pomiarom, przy czym znana jest zależność:

$$z = f /x_1, x_2, \dots, x_l/ \quad /4.4.3/$$

i każdą wartość x_i / $i=1, \dots, l$ / można wyznaczyć za pomocą pomiaru bezpośredniego, to średni błąd kwadratowy wartości średniej $S_{\bar{z}}$ oblicza się ze wzoru:

$$S_{\bar{z}} = \sqrt{\sum_{i=1}^l S_{x_i}^2 \left(\frac{\partial f / \bar{x}_1, \bar{x}_2, \dots, \bar{x}_l /}{\partial \bar{x}_i} \right)^2} \quad /4.4.4/$$

gdzie \bar{x}_i oznacza średnią arytmetyczną zmierzonej bezpośrednio wielkości x_i .

Wartość średnią \bar{z} oblicza się ze wzoru /4.4.5/:

$$\bar{z} = f / \bar{x}_1, \bar{x}_2, \dots, \bar{x}_l / \quad /4.4.5/$$

Ostateczny wynik podaje się /tak jak poprzednio/ w postaci:

$$\bar{z} \pm S_{\bar{z}} \quad /4.4.6/$$

Należy jeszcze raz podkreślić, że rozważania z punktów 4.2, 4.3 i 4.4. dotyczyły wyznaczania dokładności pomiarów wtedy, gdy błędy systematyczne były pomijalnie małe w porównaniu z błędami przypadkowymi. Ponadto założono, że dysponujemy dużą liczbą pomiarów. W praktyce należy przyjąć, że warunek ten jest spełniony, gdy liczba pojedynczych pomiarów jest przynajmniej równa 6. Gdy założenia te nie są spełnione, do wyznaczania dokładności pomiarów wielkości fizycznych należy stosować reguły przedstawione w punkcie 4.5.

4.5. Wyznaczanie dokładności wyników w przypadku dowolnej liczby pomiarów

Jeżeli błędy systematyczne nie mogą być pominięte oraz jeżeli dysponujemy dowolną liczbą pomiarów szukanej wielkości fizycznej /w szczególnym wypadku może być to jeden pomiar/, błędów pomiarowych nie można dokładnie obliczyć, a co najwyżej można je oszacować.

W przypadku pomiaru bezpośredniego mierzonej wielkości x jej wartość średnią \bar{x} , nawet w przypadku niewielkiej liczby pomiarów, oblicza się za pomocą średniej arytmetycznej:

$$\bar{x} = \frac{\sum_{i=1}^n x_i}{n} \quad /4.5.1/$$

gdzie x_i / $i = 1, \dots, n$ / oznacza n wartości pomiarowych.

Maksymalny błąd bezwzględny $\Delta \bar{x}$ wartości średniej \bar{x} , szacuje się biorąc pod uwagę staranność przeprowadzenia pomiarów, czułość przyrządów oraz inne wpływy. Oszacowanie to obejmuje zarówno błędy systematyczne jak i przypadkowe. Ostateczny wynik pomiarów podaje się w postaci:

$$\bar{x} \pm \Delta \bar{x} \quad /4.5.2/$$

Jeżeli wielkość fizyczna z nie podlega bezpośredniemu pomiarowi, lecz oblicza się ją z zależności /4.4.3/ przy czym zakłada się, że wartość średnia \bar{x}_1 wielkości zmierzonej bezpośrednio x_1 oraz szacunkowy błąd $\Delta \bar{x}_1$ są znane, to wartość średnią \bar{z} wielkości fizycznej z oblicza się ze wzoru /4.4.5/.

Maksymalny błąd bezwzględny $\Delta \bar{z}$ wartości średniej \bar{z} oblicza się wtedy z zależności:

$$\Delta \bar{z} = \pm \left[\left| \frac{\partial f}{\partial \bar{x}_1} \Delta \bar{x}_1 \right| + \left| \frac{\partial f}{\partial \bar{x}_2} \Delta \bar{x}_2 \right| + \dots + \left| \frac{\partial f}{\partial \bar{x}_n} \Delta \bar{x}_n \right| \right] \quad /4.5.3/$$

Ostateczny wynik pomiaru podaje się w postaci:

$$\bar{x} \pm \Delta \bar{x} \quad /4.5.4/$$

4.6. Metoda sum najmniejszych kwadratów wyrównywania wartości pomiarowych

Metoda sum najmniejszych kwadratów wprowadzona została po raz pierwszy przez Legendre'a /1805/ i Gaussa /1809/. Opiera się ona na prostej recepcie, którą można streścić następująco: Przypuśćmy, że między dwiema wielkościami fizycznymi x i y zachodzi związek $y = f(x)$ i przy ustalonych wartościach x_1, x_2, \dots, x_n wielkości x , wykonano pomiary wielkości y otrzymując odpowiednio wyniki y_1, y_2, \dots, y_n . Parom liczb x_i, y_i / $i = 1, \dots, n$ / odpowiadają w prostokątnym układzie współrzędnych punkty $P_i(x_i, y_i)$. Zagadnienie wyrównywania wartości pomiarowych y_i polega na takim dobraniu funkcji $y = f(x)$, aby możliwie dobrze opisywała ona zbiór punktów $P_i(x_i, y_i)$. Obliczone na podstawie tej funkcji wartości y są wtedy równe:

$$\hat{y}_i = f(x_i) \quad /4.6.1/$$

Zgodnie z postulatem Gaussa parametry założonej funkcji $y = f(x)$ dobieramy tak, aby:

$$\sum_{i=1}^n (y_i - f(x_i))^2 = \sum_{i=1}^n (y_i - \hat{y}_i)^2 = \min. \quad /4.6.2/$$

Jeżeli założymy, że naszą funkcją $y = f(x)$ jest funkcja liniowa:

$$y = ax + b \quad /4.6.3/$$

zagadnienie sprowadza się do znalezienia takich a i b , dla których spełnione będzie równanie /4.6.2/, tzn.:

$$\sum_{i=1}^n /y_1 - ax_1 - b/^2 = \min. \quad /4.6.4/$$

Warunkiem istnienia ekstremum równania /4.6.4/ jest zerowanie się pochodnych cząstkowych względem a i b :

$$2 \sum_{i=1}^n /-x_1/ /y_1 - ax_1 - b/ = 0 \quad /4.6.5/$$

$$2 \sum_{i=1}^n /-1/ /y_1 - ax_1 - b/ = 0 \quad /4.6.6/$$

Po wykonaniu działań algebraicznych otrzymujemy:

$$\sum_{i=1}^n x_1 y_1 - a \sum_{i=1}^n x_1^2 - b \sum_{i=1}^n x_1 = 0 \quad /4.6.7/$$

$$\sum_{i=1}^n y_1 - a \sum_{i=1}^n x_1 - nb = 0 \quad /4.6.8/$$

a następnie:

$$a = \frac{\sum_{i=1}^n x_1 \sum_{i=1}^n y_1 - n \sum_{i=1}^n x_1 y_1}{\left(\sum_{i=1}^n x_1\right)^2 - n \sum_{i=1}^n x_1^2} \quad /4.6.9/$$

$$\left(\sum_{i=1}^n x_1\right)^2 - n \sum_{i=1}^n x_1^2$$

$$b = \frac{\sum_{i=1}^n x_1 \sum_{i=1}^n x_1 y_1 - \sum_{i=1}^n y_1 \sum_{i=1}^n x_1^2}{\left(\sum_{i=1}^n x_1 \right)^2 - n \sum_{i=1}^n x_1^2} \quad /4.6.10/$$

Po znalezieniu parametrów funkcji $y = f /x/$ wyrównane wartości pomiarowe \hat{y}_1 liczy się z tej zależności:

$$\hat{y}_1 = f /x_1/.$$

W przypadku funkcji liniowej: $\hat{y}_1 = ax_1 + b$ /4.6.11/

Wyrównywanie wartości pomiarowych inaczej nazywa się wygładzaniem lub aproksymacją. Aproksymuje się nie tylko funkcjami liniowymi, ale także wielomianami wysokich stopni i innymi funkcjami na przykład wykładniczymi. Aproksymując minimalizuje się najczęściej średni błąd kwadratowy aproksymacji albo maksymalny bezwzględny błąd aproksymacji.

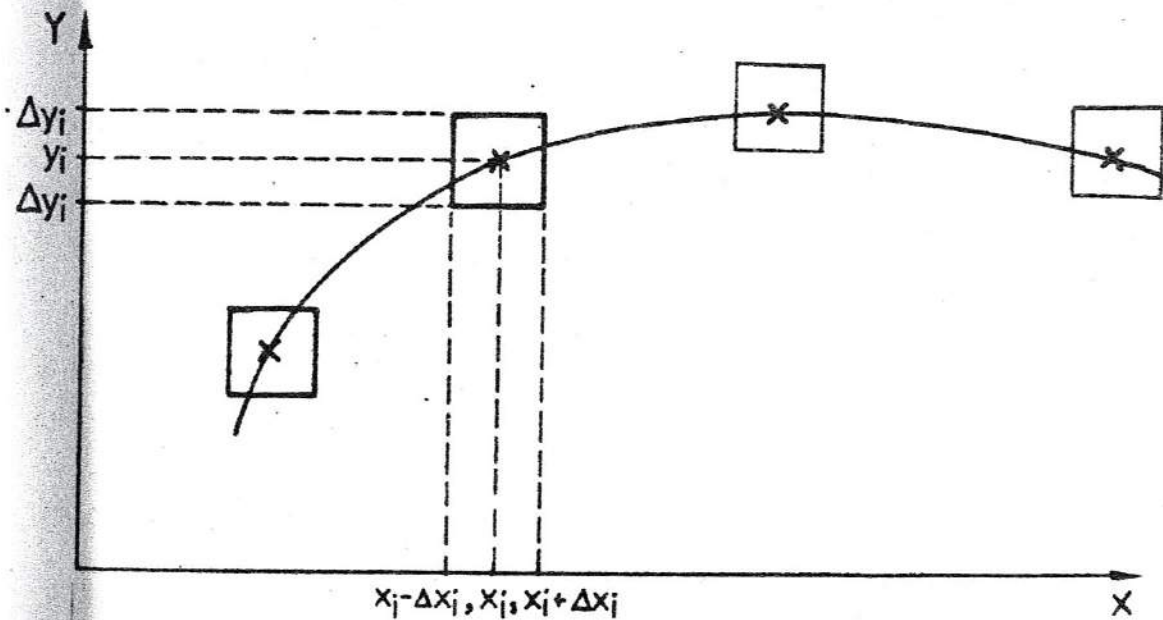
4.7. Graficzne przedstawienie wyników

Przedstawienie wyników pomiarowych za pomocą wykresów pozwala w poglądowy sposób prześledzić wiele charakterystycznych cech badanej zależności. Oznacza to łatwość znajdowania minimów, maksimów, punktów przegięcia itd.

Przy rysowaniu krzywej wyrażającej nieznaną zależność funkcyjną $y = f /x/$, należy ją przeprowadzić pomiędzy punktami pomiarowymi tak, aby jej nachylenie zmieniało się w możliwie płynny /gładki/ sposób. Postępując w ten sposób w znakomitej większości przypadków jesteśmy bliżsi prawdziwego przebiegu nieznannej zależności

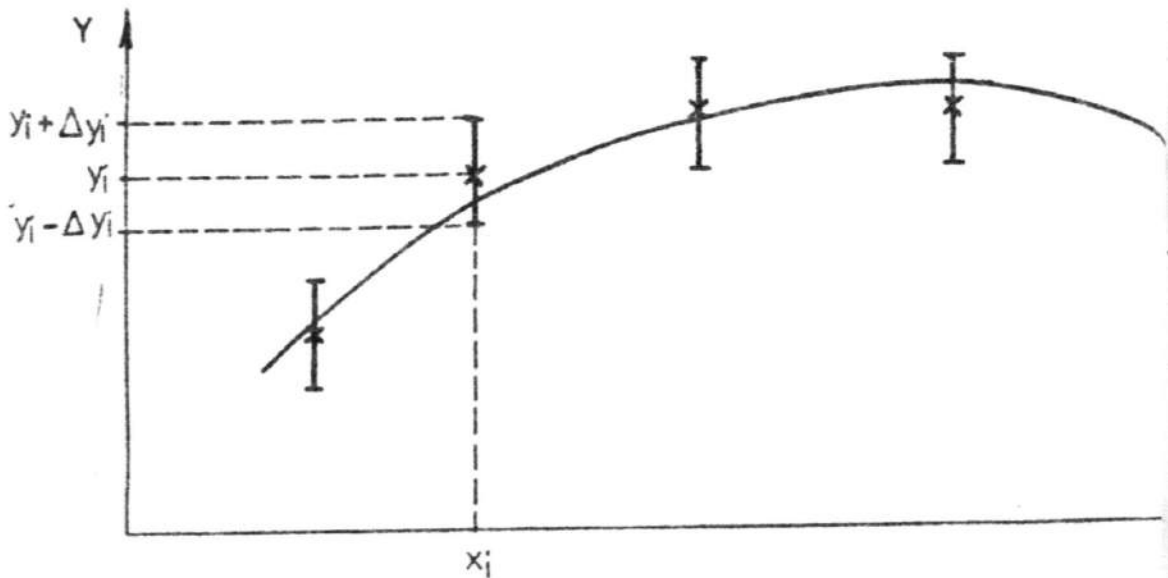
$y = f(x)$ niż wtedy, gdy połączymy punkty pomiarowe odcinkami, tworząc w ten sposób linię łamaną.

Ponadto przy każdym z punktów doświadczalnych $P_i / x_i, y_i /$ zaznacza się na wykresie prostokąt o wymiarach $2\Delta\bar{x}_i, 2\Delta\bar{y}_i$ określone przez miarę dokładności wykonania pomiarów wielkości x_i i y_i . Wykreślona krzywa powinna wtedy przechodzić przez obszar każdego z narysowanych prostokątów tak jak to pokazano na ryc. 4.7.1.



Ryc. 4.7.1. Sposób przeprowadzenia krzywej na wykresie

W przypadku gdy jedna z wielkości mierzonych jest znana bezbłądnie /np. x_i , można przyjąć, że dzieje się tak wtedy, gdy $\Delta\bar{x}_i \ll \Delta\bar{y}_i$ / zamiast prostokątów rysuje się odcinki o długości $2\Delta\bar{y}_i$ w ten sposób, aby wartość pomiarowa \bar{y}_i leżała w jego środku. Krzywą prowadzi się wtedy tak, aby przecięła każdy z tych odcinków /ryc.4.7.2/.



Ryc.4.7.2. Sposób wykreślenia krzywej w przypadku, gdy

$$\Delta \bar{x}_i \ll \Delta \bar{y}_i$$

4.8. Zaokrąglanie wyników i błędów

W większości przypadków liczby określające wynik pomiaru i wartość błędu bezwzględnego są liczbami niewymiernymi. Podając w postaci przybliżenia dziesiętnego można więc podać tylko ich wartości przybliżone. Powszechnie przyjęto, że wyniki pomiarów podawane są z dokładnością najwyższą do dwu cyfr znaczących /tzn. błąd pomiaru zawiera najwyższą dwie cyfry znaczące/.

Jeżeli na przykład z pewnej liczby pomiarów przyspieszenia ziemskiego wyznaczono wartość średnią $\bar{g} = 9,813964 \dots \left[\frac{\text{m}}{\text{s}^2} \right]$, a maksymalny błąd bezwzględny pomiaru wynosił:

$\Delta \bar{g} = 0,03451 \dots \left[\frac{\text{m}}{\text{s}^2} \right]$, to po zaokrągleniu wartości błędu do dwu cyfr znaczących wynik należy podać w postaci:

$$\bar{g} = 9,814 \pm 0,035 / \left[\frac{\text{m}}{\text{s}^2} \right] \quad /4.8.1$$

Przy zaokrąglaniu wartości średniej \bar{g} przyjmuje się następującą zasadę:

- jeżeli wartość błędu pomiarowego $\Delta \bar{g}$ została zaokrąglona do np. trzeciego miejsca po przecinku, to wartość średnią \bar{g} zaokrągla się również do trzeciego miejsca po przecinku,
- przy zaokrąglaniu wartości średniej \bar{g} do np. trzeciego miejsca po przecinku bierze się pod uwagę cyfrę następną. Gdy jest ona równa lub większa od 5 drugą cyfrę znaczącą powiększamy o 1 /np. $\bar{g} = 9,8136 \dots \left[\frac{m}{s^2} \right]$

po zaokrągleniu $\bar{g} = 9,814 \left[\frac{m}{s^2} \right] /$

Gdy jest ona mniejsza od 5 drugą cyfrę znaczącą pozostawiamy bez zmian /np. $\bar{g} = 9,8133 \dots \left[\frac{m}{s^2} \right]$ po zaokrągleniu $\bar{g} = 9,813 \left[\frac{m}{s^2} \right] /$

Wartości liczbowe dotyczące błędów należy zawsze zaokrąglać z nadmiarem. Jeśli np. obliczony błąd bezwzględny ma wartość:

$$\Delta \bar{g} = 0,0484 \dots \left[\frac{m}{s^2} \right] \quad /4.8.3/$$

to należy go zaokrąglić do wartości:

$$\Delta \bar{g} = 0,049 \left[\frac{m}{s^2} \right] \quad /4.8.4/$$

i dla $\bar{g} = 9,813 \left[\frac{m}{s^2} \right]$ wynik podaje się wtedy w postaci:

$$\bar{g} = /9,813 \pm 0,049/ \left[\frac{m}{s^2} \right] \quad /4.8.5/$$

Zaokrąglenie do wartości $\Delta \bar{g} = 0,048 \left[\frac{m}{s^2} \right]$ byłoby błędne, ponieważ może się zdarzyć, że wartość prawdziwa wynosi

$$g_0 = 9,8617 \left[\frac{m}{s^2} \right], \text{ a wtedy po } /4.8.6/$$

zaokrągleniu błędu z niedomiarem nie będzie ona objęta, gdyż:

$$/9,813 + 0,048/ \left[\frac{m}{s^2} \right] = 9,861 \left[\frac{m}{s^2} \right] < 9,8617 \left[\frac{m}{s^2} \right] \quad /4.8.7/$$

Przykład 1.

W wyniku dziesięciokrotnego pomiaru ciężaru kuli żelaznej otrzymane następujące wartości pomiarowe obarczone tylko błędami przypadkowymi:

Tabela 4.8.1. Wyniki pomiaru ciężaru kuli żelaznej

i	-	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Q_i	N	71,22	71,24	71,37	71,16	71,14	71,41	71,30	71,25	71,26	71,18

Wyznaczyć wartość średnią \bar{Q} , średni błąd kwadratowy pojedynczych pomiarów S_Q oraz średni błąd kwadratowy wartości średniej $S_{\bar{Q}}$.

Rozwiązanie:

Wartość średnią \bar{Q} obliczono na podstawie równania /4.2.3/

$$\bar{Q} = \frac{\sum_{i=1}^n Q_i}{n} = \frac{712,56}{10} \quad [N] = 71,256 \quad [N] \quad /4.8.8/$$

Wyznaczanie średnich błędów kwadratowych poszczególnych pomiarów oraz średniego błędu kwadratowego wartości średniej jest uzasadnione, ponieważ dysponujemy dużą liczbą pomiarów /n = 10/ oraz błędy systematyczne są porównywalne z błędami przypadkowymi. Wobec tego wartości S_Q oraz $S_{\bar{Q}}$ oblicza się na podstawie wzorów /4.3.2/ i /4.4.1/:

$$S_Q = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (Q_i - \bar{Q})^2}{n-1}} = \frac{0,08504}{9} \quad [N] = 0,0850 \quad [N] \quad /4.8.9/$$

$$S_{\bar{Q}} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (Q_i - \bar{Q})^2}{n/n - 1}} = \frac{S_Q}{\sqrt{n}} = \frac{0,0850}{\sqrt{10}} \quad [N] = 0,0269 \quad [N] \quad /4.8.10/$$

Ostatecznie po zaokrągleniu wartości błędów do jednej cyfry znaczącej otrzymujemy:

$$S_Q = 0,09 \quad [N] \quad /4.8.11/$$

$$S_{\bar{Q}} = 0,03 \quad [N] \quad /4.8.12/$$

Wynik pomiaru należy podać w postaci:

$$\bar{Q} = /71,26 \pm 0,03/ \quad [N] \quad /4.8.13/$$

Przykład 2

Wyznaczyć masę kuli z poprzedniego przykładu, jeżeli znana jest wartość średnia przyspieszenia ziemskiego, które wynosi:

$$\bar{g} = /9,81 \pm 0,20/ \quad \left[\frac{m}{s^2} \right] \quad /4.8.14/$$

Rozwiązanie:

Średnia wartość masy kuli \bar{m} na podstawie równania /4.4.5/ wynosi:

$$\bar{m} = \frac{\bar{Q}}{\bar{g}} = \frac{71,26}{9,81} \left[\frac{N}{\frac{m}{s^2}} \right] = 7,264 \quad [kg] \quad /4.8.15/$$

Ponieważ znane są, średni błąd kwadratowy wartości średniej przyspieszenia ziemskiego $S_{\bar{g}}$ oraz średni błąd kwadratowy wartości średniej ciężaru kuli $S_{\bar{Q}}$, które wynoszą odpowiednio:

$$S_{\bar{g}} = 0,20 \quad \left[\frac{m}{s^2} \right] \quad /4.8.16/$$

$$S_{\bar{Q}} = 0,03 \quad [N] \quad /4.8.17/$$

średni błąd kwadratowy $S_{\bar{m}}$ wartości średniej \bar{m} jest na podstawie równania /4.4.4/ równy:

$$S_{\bar{m}} = \sqrt{\frac{S^2}{g} \left(-\frac{\bar{Q}}{g^2} \right)^2 + S_{\bar{Q}}^2 \left(\frac{1}{g} \right)^2} \quad /4.8.18/$$

czyli:

$$S_{\bar{m}} = \sqrt{/0,20/^2 \left(-\frac{71,26}{/9,81/2} \right)^2 + /0,03/^2 \left(\frac{1}{9,81} \right)^2} \quad /4.8.19/$$

$$\left[\sqrt{\left(\frac{m}{s^2} \right)^2 \left(\frac{N}{\left(\frac{m}{s^2} \right)^2} \right)^2 + /N/2 \left(\frac{1}{s^2} \right)^2} \right] = 0,148 \quad [kg] \quad /4.8.20/$$

Po zaokrągleniu błędu $S_{\bar{m}}$ z dokładnością do jednej cyfry znaczącej otrzymujemy ostateczny wynik:

$$\bar{m} = /7,3 \pm 0,2/ \quad [kg] \quad /4.8.21/$$

Przykład 3

Podczas biegu na 100 m zawodnik uzyskał czas 10,4 s, przy czym pomiaru dokonywano stoperem ręcznym, na skali którego jednej działce odpowiadała 0,1 s. Jaka średnia prędkość rozwinął zawodnik podczas biegu oraz jaki jest błąd pomiaru prędkości, jeżeli długość bieżni została zmierzona jednokrotnie z dokładnością 0,5 m?

Rozwiązanie:

Czas biegu t oraz długość bieżni l zostały zmierzone bezpośrednio. Ponieważ t i l zostały zmierzone jednokrotnie za ich wartości średnie należy przyjąć wartości bezpośrednich pomiarów:

$$t = 10,4 \quad [s] \quad /4.8.22/$$

$$l = 100 \quad [m] \quad /4.8.23/$$

Ze względu na małą liczbę pomiarów $/n = 1/$ możliwe jest tylko oszacowanie dokładności wyznaczenia tych wielkości.

Przyjmijmy, że maksymalny błąd bezwzględny czasu biegu

$\Delta \bar{t} = 0,2 \text{ [s]}$, a maksymalny błąd bezwzględny długości bieżni $\Delta \bar{l} = 0,5 \text{ [m]}$. Na podstawie równania /4.4.5/ średnia wartość prędkości biegu \bar{v} jest równa:

$$\bar{v} = \frac{\bar{l}}{\bar{t}} = \frac{100}{10,4} \left[\frac{\text{m}}{\text{s}} \right] = 9,615 \left[\frac{\text{m}}{\text{s}} \right] \quad /4.8.24/$$

Maksymalny błąd bezwzględny $\Delta \bar{v}$ wartości średniej \bar{v} obliczamy z zależności /4.5.3/:

$$\Delta \bar{v} = \pm \left[\left| \frac{1}{\bar{t}} \cdot \Delta \bar{l} \right| + \left| -\frac{\bar{l}}{\bar{t}^2} \cdot \Delta \bar{t} \right| \right] \quad /4.8.25/$$

czyli:

$$\Delta \bar{v} = \pm \left[\left| \frac{1}{10,4} \cdot 0,5 \right| + \left| -\frac{100}{10,4^2} \cdot 0,2 \right| \right] \quad /4.8.26/$$

$$\left[\frac{1}{\text{s}} \cdot \text{m} + \frac{\text{m}}{\text{s}^2} \cdot \text{s} \right] = \pm 0,233 \left[\frac{\text{m}}{\text{s}} \right] \quad /4.8.27/$$

Po zaokrągleniu błędu pomiarowego ostateczny wynik podaje się w postaci:

$$\bar{v} = /9,6 \pm 0,3/ \left[\frac{\text{m}}{\text{s}} \right] \quad /4.8.28/$$

4.9. Piśmiennictwo do rozdziałów 1, 2, 3 i 4

1. Arczewski K., Goraj Z., Pietrucha J.: Elementy modelowania w mechanice. Warszawa 1983. Wydawnictwa Politechniki Warszawskiej.
2. Białkowski G.: Mechanika klasyczna. Warszawa 1975. PWN.
3. Bobrowski Cz.: Fizyka dla inżynierów. Warszawa 1981. WNT.
4. Brandt S.: Metody statystyczne i obliczeniowe analizy danych. Warszawa 1976. PWN.
5. Cannon R.: Dynamika układów fizycznych. Warszawa 1973. WNT.
- * 6. Cedrik M.S.: Ćwiczenia z fizyki dla kandydatów na wyższe uczelnie. Warszawa 1974. PWN.
7. Duda I., Dzionek F.: Zbiór zadań z mechaniki technicznej. Warszawa 1978. Wydawnictwa Szkolne i Pedagogiczne.
8. Góral W., Stanisław T.: Tematy egzaminów wstępnych z fizyki z rozwiązaniami. Warszawa 1981. PWN.
9. Guter R.S., Owczyński B.W.: Opracowywanie wyników doświadczeń. Warszawa 1967. PWN.
10. Gutowski R.: Mechanika analityczna. Warszawa 1971. PWN.
11. Hänsel H.: Podstawy rachunku błędów. Warszawa 1968. WNT.
- * 12. Herman M., Kalestyński A., Widomski L.: Podstawy fizyki. Warszawa 1980. PWN.
13. Ingarden R., Jamiołkowski A.: Mechanika klasyczna. Poznań 1980. PWN.
14. Jeżewski M.: Fizyka. Warszawa 1970. PWN.
15. Kalin I., Massalska M., Massalski J.: Zbiór zadań z fizyki z rozwiązaniami. Warszawa 1977. PWN.
16. Kędzia B., Narożny K.: Powtórka z fizyki dla kandydatów na studia w Akademiiach Medycznych. Warszawa 1978. PZWL.
17. Kittel Ch., Knight W.D., Ruderman M.A.: Mechanika. Warszawa 1975. PWN.

18. Komor A.: Zastosowanie metod modelowania w sporcie. Poradnik dla trenera, zeszyt 3. Warszawa 1982. Instytut Sportu.
19. Kamiński Z.: Fizyka dla kandydatów na wyższe uczelnie techniczne. Warszawa 1965. WNT.
20. Kuźniecowa W.: Modelowanie ruchu układów biomechanicznych. Poradnik dla trenera, zeszyt 8. Warszawa 1985. Instytut Sportu.
21. Leyko J.: Mechanika ogólna. Warszawa 1971. PWN.
22. Maryniak J.: Dynamiczna teoria obiektów ruchomych. Warszawa 1976. Wydawnictwa Politechniki Warszawskiej.
23. Massalski J., Massalska K.: Fizyka dla inżynierów. Warszawa 1973. WNT.
24. Mieszczerski I.: Zbiór zadań z mechaniki. Warszawa 1971. PWN.
25. Osiński Z.: Teoria maszyn i podstawy automatyki. Warszawa 1981. Wydawnictwa Politechniki Warszawskiej.
- * 26. Piekara A.: Mechanika ogólna. Warszawa 1977. PWN.
27. Pilawski A.: Podstawy biofizyki. Warszawa 1981. PZWL.
28. Rapf F.: Repetytorium z fizyki. Łódź 1972. PWN.
29. Resnick K., Halliday D.: Fizyka dla studentów nauk przyrodniczych i technicznych. Warszawa 1974. PWN.
30. Rubinowicz W., Królikowski W.: Mechanika teoretyczna. Warszawa 1978. PWN.
31. Skowroński I., Wnuk B.: Fizyka materiały pomocnicze. Warszawa 1978. Stołeczny Uniwersytet Robotniczy ZSMP.
32. Ukiński R.: Model ruchu jachtu żaglowego. Praca magisterska. Wydział MEiL, Politechnika Warszawska. 1983.
33. Zorski H.: Mechanika techniczna. Warszawa 1985. PWN.
34. Zillinger W.: Zbiór zadań z fizyki. Warszawa 1967. PZWS.
35. Tematy pomocnicze z fizyki dla kandydatów na studia. Warszawa 1974. Wydawnictwa Politechniki Warszawskiej.

W/ Większość pozycji wymienionych w spisie literatury do rozdziału 3 znacznie przekracza zakres materiału wymagany na zajęciach z biomechaniki. Gwiazdkami zaznaczono pozycje zalecane ze względu na przystępną formę prezentowanego materiału jak i powszechną dostępność na rynku księgarskim.

Książka M. Hermana, A. Kalestyńskiego i L. Widomskiego: "Podstawy fizyki" jest kursem fizyki na poziomie liceum ogólnokształcącego. "Ćwiczenia z fizyki dla kandydatów na wyższe uczelnie" M.S. Cedrika zawierają zbiór zadań z fizyki wraz z rozwiązaniami. Książka "Mechanika ogólna" A. Piekary jest podręcznikiem napisanym w sposób umożliwiający studiowanie mechaniki oparte na wiedzy nieznacznie przekraczającej zakres szkoły średniej.

5. INSTRUKCJE DO ĆWICZEŃ Z BIOMECHANIKI

5.1. Wzorcowanie urządzeń pomiarowych

I. Wstęp

Rozwój współczesnej techniki oraz nauki w dużym stopniu uzależniony jest od rozwoju urządzeń pomiarowych. Obecnie prowadzone badania jak również procesy technologiczne stawiają bardzo wysokie wymagania w odniesieniu do urządzeń pomiarowych. W sporcie większość wyników mierzona jest z bardzo dużą dokładnością, a rozwój badań nad skutecznością treningu i pomiarem cech fizycznych zmusza do stosowania coraz nowocześniejszych metod i urządzeń pomiarowych. Powstała już nawet dziedzina wiedzy dotycząca pomiarów w sporcie - metrologia sportowa. Przedmiot ten jest wykładany w wielu uczelniach wychowania fizycznego na świecie w dość dużym wymiarze godzin. Nowoczesne systemy pomiarowe wyposażone są w mikrokomputery jako jednostki sterujące. Trenerzy różnych dyscyplin sportu uczestniczą lub wykorzystują wyniki pomiarów wykonanych przez techników i bardzo często wykonują sami pomiary na własne potrzeby. Problem pomiarów jest szczególnie ważny w rehabilitacji, gdyż tylko pomiar pozwala obiektywnie ocenić postęp w usprawnianiu.

Przeprowadzenie jakichkolwiek pomiarów możliwe jest tylko wtedy, gdy system pomiarowy /tor pomiarowy/ przekształca w znany sposób wielkość mierzoną na wielkość, którą odczytujemy. Urządzenie pomiarowe musi być wywzorcowane. Większość urządzeń pomiarowych wzorcowana jest fabrycznie np. mierniki uniwersalne. Specjalistyczne urządzenia pomiarowe stosowane w biomechanice, te najnowocześniejsze jak i te stosunkowo proste używane podczas ćwiczeń wymagają wzorcowań /a przynajmniej sprawdzenia/ całego toru pomiarowego przed każdym pomiarem. Takimi urządzeniami są: dynamometry sprężynowe, dynamometry tensometryczne, platformy tensometryczne, wiosła z naklejonymi tensometrami, obciążniki itd.

II. Cel ćwiczenia

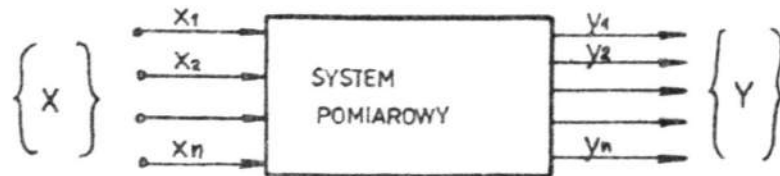
Celem ćwiczenia jest przeprowadzenie wzercowania toru pomiarowego siły.

III. Wiadomości teoretyczne

Dotychczas nie ma ściśle ustalonej, jednoznacznej definicji systemu pomiarowego. Jedną z nich, najbardziej ogólną określa system jako zbiór jednostek tworzących całość organizacyjną, służącą jednemu celowi. Zgodnie z podaną definicją, system pomiarowy można traktować jako zestaw sprzętu pomiarowego /urządzenie pomiarowe i dodatkowe/ służące do otrzymywania, przetwarzania; przesyłania i zapamiętywania informacji pomiarowej. Ogólnie, system pomiarowy można przedstawić jako urządzenie o n wejściach i m wyjściach /ryc. 5.1.1/. Symbol "SP" oznacza zespół środków realizujących z dopuszczalnymi błędami σ zależności:

$$\{Y\} = F \left[\{X\}, \{\sigma\} \right] \quad /5.1.1./$$

przy czym F jest funkcją opisującą zależność pomiędzy wielkościami wejściowymi i wyjściowymi z systemu przy uwzględnieniu operatorów zbierania informacji, ich przekształcenia, pomiaru i przetwarzania oraz zachowania danych w odniesieniu do charakterystyki przyjętego modelu matematycznego i danych "a priori" o obiekcie.



Ryc.5.1.1. Ogólny symbol systemu pomiarowego: X - wielkości wejściowe; Y - wielkości wyjściowe.

Realizacja tej funkcji jest dokonywana przez:

- zespoły urządzeń wejściowych i wyjściowych,
- część centralną,
- zespoły pomocnicze.

Do zespołów wejściowych dopasowujących system do badanego obiektu zalicza się:

- czujniki wielkości mierzonych,
- przetworniki przetwarzające w sygnały pomiarowe, wielkości zmierzone bezpośrednio przez czujniki,
- wzmacniacze dopasowujące i standaryzujące sygnały itd.

Zespołami wyjściowymi są:

- maszyny piszące,
- dziurkarki,
- rejestratory XYT,
- monitory itp.

W skład części centralnej należy zaliczyć zespoły:

- pomiarowe,
- liczące,
- sterownicze,
- programowe,
- interface'y,
- procesory itp.

Zespoły pomocnicze stanowią:

- linearyzatory,
- normalizatory,
- przetworniki kodu i inne.

Oczywiście, użycie poszczególnych zespołów i podzespołów będzie uzależnione od założeń oraz wymagań stawianych danemu zespołowi pomiarowemu. Reasumując należy stwierdzić, że w skład systemu pomiarowego wchodzi zespół środków urządzeń /hardware/ i programowych /software/ współdziałający w realizacji zadania pomiarowego, zgodnie z opracowanym przez użytkownika algorytmem działania. Wszystkie urządzenia do pomiaru sił, kątów, prędkości stosowane w praktyce sportowej i rehabilitacyjnej są liniowe, tzn. istnieje dostatecznie dokładna liniowa zależność między wielkością wejściową i wyjściową.

Wszystkie dynamometry, które można wyzerować przed pomiarem, te sprężyny opisane równaniem:

$$F = kx \quad /5.1.2/$$

gdzie: F - siła,
 k - stała sprężyny,
 x - wydłużenie,

Jeżeli wejściem systemu pomiarowego złożonego np. z:

- czujników tensometrycznych,
- wzmacniacza tensometrycznego,
- rejestratora /oscylografu pętlicowego/,

jest siła, to na wyjściu obserwujemy odchylenie plamki świetlnej mierzone w mm. Wzorcowanie w tym przypadku polega na znalezieniu współczynników k_F /tangensa nachylenia prostej do dodatniego kierunku osi wartości wychylenia plamki/; i b_F , które pozwalają znaleźć dowolną szukaną wartość siły z zależności:

$$F \text{ [N]} = k_F \left[\frac{\text{N}}{\text{mm}} \right] \cdot L_F \text{ [mm]} + b_F \text{ [N]} \quad /5.1.3/$$

W przypadku, gdy wartość wyjściowa odczytywana jest na woltomierzu cyfrowym, wzorcowanie polega na znalezieniu współczynnika $k_F \left[\frac{\text{N}}{\text{V}} \right]$. Znalezienie k_F nie jest jeszcze jednoznaczne z wywzorcowaniem toru pomiarowego, trzeba jeszcze znaleźć wartość błędu pomiarowego $\tilde{\sigma}$. Błąd pomiarowy wynika z:

- niedokładności obciążników wzorcowych,
- niedokładności toru pomiarowego:
- czujników - pętla histerezy, czyli inne wartości wskazań podczas obciążania i odciążania, pływania tensometrów, niedokładność przyklejania itd.
- wzmacniacza - przekroczenie zakresu, nieliniowość,
- rejestratora,
- odczytu danych,
- niedokładności obliczeń.

Wywzorcowanie polega więc na podaniu współczynnika proporcjonalności k między wielkością wejściową i wyjściową, określeniu błędu pomiarowego całego toru, stwierdzenia zakresu liniowości, czyli zakresu wielkości wejściowej, dla której współczynnik k funkcjonuje z błędem nie większym niż δ . Ważną w sensie pomiarowym cechą systemu pomiarowego jest jego czułość, tzn. minimalna wartość wielkości wejściowej, którą można zmierzyć. Należy pamiętać, że omówione powyżej zagadnienia dotyczą tylko wzorcowania statycznego. Wzorcowanie dynamiczne następuje wielu dodatkowych trudności.

Przykład: Wzorcowanie wartości siły rozwijanej przez gumy na stanowisku ω/M_R . /Opis urządzenia w instrukcji w rozdziale 5.7. pt. "Pomiar prędkości prostowania stawu kolanowego w zależności od wartości momentu obciążającego"/.

Na stanowisku do badania prędkości prostowania kończyny dolnej w stawie kolanowym zachodzi konieczność określenia wartości siły, która jest przyczyną powstawania zewnętrznego momentu oporującego. Siła ta jest wytwarzana przede wszystkim przez zaczepione do bloku obrotowego rozciągnięte gumy. Wzorcowanie gum polega na określeniu wartości siły w zależności od liczby gum. Otrzymuje się w ten sposób urządzenie pomiarowe, w którym liczba gum determinuje w granicach błędu pomiarowego wartość rozwijanej siły. Pomiaru siły naciągu gum dokonano bezpośrednio za pomocą wcześniej wyskalowanego dynamometru pierścieniowego, przy czym odczytywanie wartości siły odbywało się dla takiego wydłużenia gum, dla którego kończyna dolna znajdowała się w środkowej części zakresu ruchu. Pomiaru siły dla każdej liczby gum $/i = 1, \dots, 18/$ dokonano trzykrotnie $/j = 1, 2, 3, /$. W tabeli 5.1.1 zanotowano wyniki dokonanych pomiarów $/P_{ij}/$.

Tabela 5.1.1. Wyniki pomiarów

1	F_{11}	F_{12}	F_{13}	\bar{F}_1	$\Delta \bar{F}_1$	\hat{F}_1
-	N	N	N	N	N	N
1	65	65	75	68	5	67
2	125	130	125	127	5	126
3	180	180	200	186	20	186
4	240	250	235	242	10	245
5	285	290	290	289	5	304
6	355	355	370	360	10	364
7	420	420	420	420	5	423
8	485	490	485	487	5	482
9	540	550	545	545	5	541
10	605	605	600	603	5	601
11	660	665	660	662	5	660
12	720	720	730	724	10	719
13	785	780	785	783	5	779
14	840	845	840	841	5	838
15	890	900	895	895	5	897
16	960	960	940	954	15	957
17	1010	1010	1015	1012	5	1016
18	1080	1080	1095	1072	20	1075

Korzystając z zależności:

$$\bar{F}_1 = \frac{\sum_{i=1}^3 F_{1j}}{3}$$

/5.1.4/

obliczono średnią wartość siły naciągu gum \bar{F}_1 dla każdej ich liczby, a następnie oszacowano maksymalny błąd bezwzględny $\Delta \bar{F}_1$ wartości średniej. Korzystając z metody sum najmniejszych kwadratów opisaną w rozdziale 4 pt. "Matematyczne opracowanie wyników pomiarowych" dokonano wyrównania obliczonych na podstawie pomiarów bezpośrednich średnich sił naciągu gum \bar{F}_1 otrzymując ciąg wartości wyrównanych \hat{F}_1 .

Ostatecznym wynikiem wzorcowania jest zbiór par liczb $/i, \hat{F}_1/$, gdzie i oznacza liczbę gum, a \hat{F}_1 odpowiadającą jej wartość siły naciągu.

IV. Przebieg ćwiczenia

1. Przygotować ciąg pomiarowy wg wskazówek prowadzącego.
2. Obciążać czujnik dynamometryczny odważnikami, których ciężar jest dokładnie znany.
3. Wartość wielkości wyjściowych dla odpowiednich wartości obciążenia zapisać w tabeli 5.1.2.

V. Opracowanie wyników pomiarowych

1. Oszacować maksymalny błąd bezwzględny wartości średniej wielkości wyjściowej. Wyniki oszacowania wpisać do tabeli 5.1.2.
2. Metodą najmniejszych kwadratów dopasować funkcję liniową do obliczonych wartości, przyjmując za wartości wejściowe wskazania [mm, V, działki], a za wartości wyjściowe siłę [N] :

$$\hat{l}_{WY} = k_F l_{WE} + b_F \quad /5.1.5/$$

3. Na podstawie wyznaczonej zależności obliczyć wartości dopasowane \hat{l}_{WY} dla odpowiednich wartości wielkości wejściowych l_{WE} . Wyniki obliczeń wpisać do tabeli 5.1.2.
4. Wykonać wykres zależności $\hat{l}_{WY} = f/l_{WE}$ i zaznaczyć na nim obliczone wartości l_{WY} .
5. Podać największy maksymalny błąd względny wzorcowania :

$$\delta = \left| \frac{l_{WY} - l_{WE}}{l_{WY}} \right| \quad /5.1.6/$$

i zaznaczyć na wykresie wartość argumentu, dla której on występuje.

SPRAWOZDANIE Z ĆWICZENIA: 5.1
WZORCOWANIE URZĄDZEŃ POMIAROWYCH

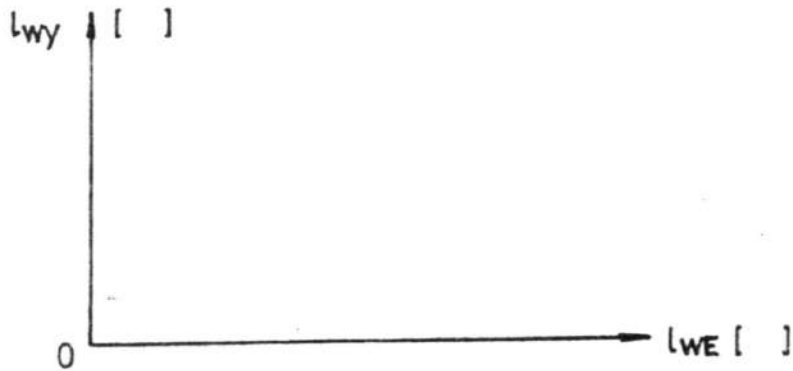
	Imię i nazwisko	Rok studiów	Grupa	Data
Wykonał				

Nazwa urządzenia wzorcowanego	
Numer fabryczny urządzenia wzorcowanego	
Urządzenie wzorcowe	
Numer fabryczny urządzenia wzorcowego	

Ocena	Podpis

Tabela 5.1.2. Wyniki pomiarów

Wartość wielkości wejściowej l_{WE}	Wartość wielkości wyjściowej l_{WY}			Wartość średnia wielkości wyjściowej \bar{l}_{WY}	Maksymalny błąd bezwzględny wartości średniej $\Delta \bar{l}_{WY}$	Wartość dopasowana wielkości wyjściowej \hat{l}_{WY}
	1	2	3			
[]	[]	[]	[]	[]	[]	[]



Ryc.5.1.2. Zależność wartości wielkości wyjściowej l_{WY} od wartości wielkości wejściowej l_{WE} .

5.2. Wyznaczanie środka masy ciężarowca na zdjęciu

I. Wstęp

Środek masy jest pojęciem fizycznym sprowadzającym układy mechaniczne do punktu materialnego o masie równej masie układu. Wykorzystując definicję środka masy zastępuje się złożone układy najprostszym modelem, jakim jest punkt materialny. Posługiwanie się tym pojęciem umożliwia analizę dynamiki skomplikowanych obiektów takich jak człowiek i obliczenie na przykład: wzniesienia środka masy zawodnika na podstawie zarejestrowanej reakcji podłoża, zasięgu skoku w dal z prędkości odbicia itd. Fundamentalnym twierdzeniem służącym do układania równań ruchu środka masy jest twierdzenie o środku masy:

Środek masy dowolnego układu punktów materialnych porusza się w ten sposób, jak gdyby w punkcie tym skoncentrowana była cała masa układu i jak gdyby do punktu tego przyłożone zostały wszystkie siły działające na ciała układu.

Równanie ruchu środka masy ma więc postać:

$$\left(\sum_{i=1}^n m_i \right) \frac{d\vec{v}}{dt} = \sum_{i=1}^n \vec{F}_i \quad /5.2.1/$$

gdzie: n - liczba punktów materialnych układu

$$\sum_{i=1}^n m_i = M - \text{masa układu}$$

$$\sum_{i=1}^n \vec{F}_i - \text{suma działających sił zewnętrznych}$$

\vec{v} - prędkość środka masy

co oznacza, że środek masy porusza się zgodnie z drugą zasadą dynamiki Newtona.

Do wyznaczania energii układów mechanicznych w ruchu bardzo przydatne jest twierdzenie Keeniga:

Energia kinetyczna układu punktów materialnych równa jest sumie energii kinetycznej, jaką miałby punkt materialny o masie całego układu, poruszający się z prędkością środka masy, oraz energii kinetycznej tegoż układu w ruchu względem środka masy.

Twierdzenie to dla bryły sztywnej można podać w następującej formie:

$$T = \frac{1}{2} M v_0^2 + \frac{1}{2} I_L \omega^2 \quad /5.2.2/$$

gdzie: T - całkowita energia kinetyczna układu
 M - masa układu
 v_0 - prędkość środka masy
 L - chwilowa oś obrotu
 ω - prędkość kątowna bryły względem osi L
 I_L - moment bezwładności ciała względem osi L

II. Cel ćwiczenia

Celem ćwiczenia jest zapoznanie studentów z pojęciem środka masy oraz metodą graficzną i analityczną wyznaczania środka masy człowieka na zdjęciu.

III. Wiedomości teoretyczne

Wektor położenia środka masy definiuje się za pomocą następującej zależności:

$$\vec{R}_{SM} = \frac{\sum_{i=1}^n m_i \vec{r}_i}{\sum_{i=1}^n m_i} \quad /5.2.3/$$

gdzie: \vec{R}_{SM} - wektor położenia środka masy układu punktów materialnych

m_i - i-ta masa układu punktów materialnych

\vec{r}_i - wektor położenia i-tego punktu materialnego

n - liczba punktów materialnych

W 3-wymiarowym prostokątnym układzie współrzędnych zależność wektorową /5.2.3/ można zastąpić trzema zależnościami skalarnymi określającymi wartości odpowiednich współrzędnych:

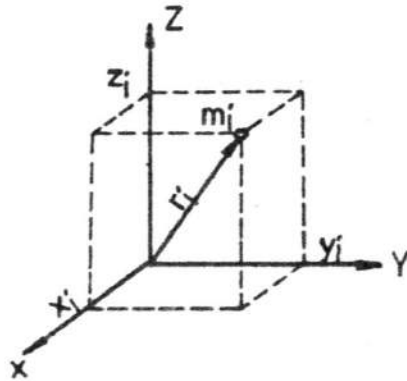
$$X = \frac{\sum_{i=1}^n m_i x_i}{\sum_{i=1}^n m_i},$$

$$Y = \frac{\sum_{i=1}^n m_i y_i}{\sum_{i=1}^n m_i}, \quad /5.2.4/$$

$$Z = \frac{\sum_{i=1}^n m_i z_i}{\sum_{i=1}^n m_i},$$

gdzie: X, Y, Z - wartości współrzędnych środka masy układu punktów materialnych

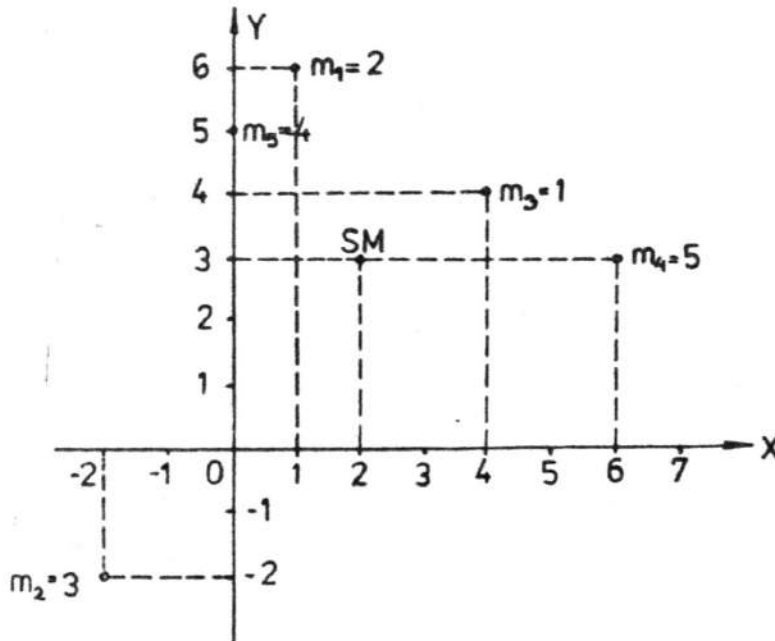
x_i, y_i, z_i - wartości współrzędnych i-tego punktu materialnego.



Ryc.5.2.1. Wartości współrzędnych i-tego punktu materialnego

Metoda analityczna wyznaczania środka masy polega na bezpośrednim wykorzystaniu wzorów /5.2.4/.

Przykład: Wyznaczyć środek masy układu przedstawionego na ryc.4.2.2. Wszystkie współrzędne punktów podane w centymetrach, a masy w kilogramach.



Ryc.5.2.2. Środek masy płaskiego układu punktów materialnych

Współrzędne punktów i odpowiednie masy podstawia się do wzorów /5.2.4/:

$$X = \frac{\sum_{i=1}^n m_i x_i}{\sum_{i=1}^n m_i} = \frac{m_1 x_1 + m_2 x_2 + m_3 x_3 + m_4 x_4 + m_5 x_5}{m_1 + m_2 + m_3 + m_4 + m_5} =$$
$$= \frac{2 \cdot 1 + 3 \cdot (-2) + 1 \cdot 4 + 5 \cdot 6 + 4 \cdot 0}{2 + 3 + 1 + 5 + 4} \text{ /cm/} = 2 \text{ /cm/} \quad \text{/5.2.5/}$$

$$Y = \frac{\sum_{i=1}^n m_i y_i}{\sum_{i=1}^n m_i} = \frac{m_1 y_1 + m_2 y_2 + m_3 y_3 + m_4 y_4 + m_5 y_5}{m_1 + m_2 + m_3 + m_4 + m_5} =$$
$$= \frac{2 \cdot 6 + 3 \cdot (-2) + 1 \cdot 4 + 5 \cdot 3 + 4 \cdot 5}{2 + 3 + 1 + 5 + 4} \text{ /cm/} = 3 \text{ /cm/}$$

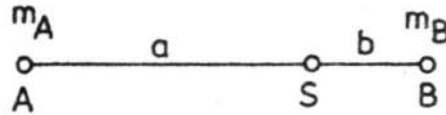
Metoda graficzna wyznaczania środka masy polega na wykreślnym wyznaczaniu środka masy kolejno dowolnych dwóch punktów. W tym celu należy podzielić odcinek łączący dwa punkty materialne w odpowiednim stosunku korzystając z twierdzenia Talesa.

Jeżeli na odcinku linii prostej łączącej dwa punkty materialne A i B określimy położenie środka masy S /ryc.5.2.3/ to na mocy definicji środka masy musi być spełniona zależność:

$$a m_A = b m_B \quad \text{/5.2.6/}$$

czyli:

$$\frac{m_A}{m_B} = \frac{b}{a} \quad \text{/5.2.7/}$$

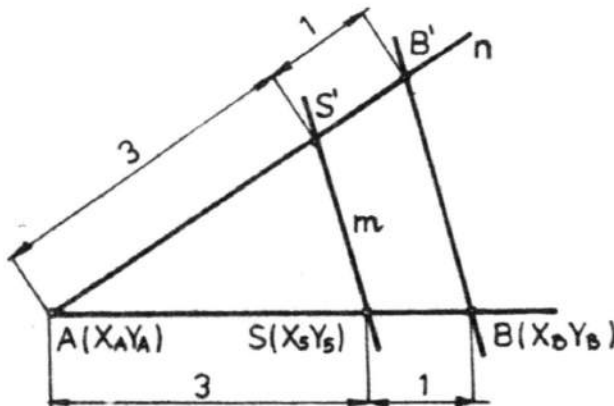


Ryc.5.2.3. Położenie środka masy dwóch punktów materialnych

Z powyższej zależności wynika, że - aby znaleźć położenie środka masy dwóch punktów materialnych A i B o masach odpowiednio m_A i m_B odcinek AB - należy podzielić w stosunku $\frac{m_A}{m_B}$. Dla $m_A = 1$ i $m_B = 3$ odcinek AB należy podzielić w stosunku $\frac{3}{1}$.

Do wykreślenia podziału odcinka w tym stosunku można wykorzystać twierdzenie Talesa:

Jeżeli ramiona kąta przetniemy dwoma prostymi równoległymi, to odcinki wyznaczone przez te proste na jednym ramieniu są proporcjonalne do odpowiednich odcinków wyznaczonych przez te same proste na drugim ramieniu /ryc.5.2.4/



Ryc.5.2.4. Podział odcinka AB w żądanym stosunku za pomocą twierdzenia Talesa.

Z punktu A poprowadzono prostą w dowolnym kierunku. Od punktu A odłożono na tej prostej dwa odcinki tak, aby spełniały one warunek $\frac{AS'}{SB} = k = 3$, gdzie $k = 3$ jest założonym stosunkiem podziału odcinka AB. Następnie połączono punkty B' i B i poprowadzono prostą m z punktu S' równoległą do prostej B'B. W punkcie przecięcia prostej m z odcinkiem AB otrzymano punkt S, który dzieli odcinek AB w zadanym stosunku k.

Odcinek można podzielić także analitycznie w stosunku k, stosując podane niżej wzory:

$$X_S = \frac{x_A + kx_B}{1+k} \quad /5.2.8/$$

$$Y_S = \frac{y_A + ky_B}{1+k} \quad /5.2.9/$$

gdzie: x i y są odpowiednimi współrzędnymi punktów.

Jeżeli k jest stosunkiem krótszej części odcinka do jego całkowitej długości stosuje się wzory:

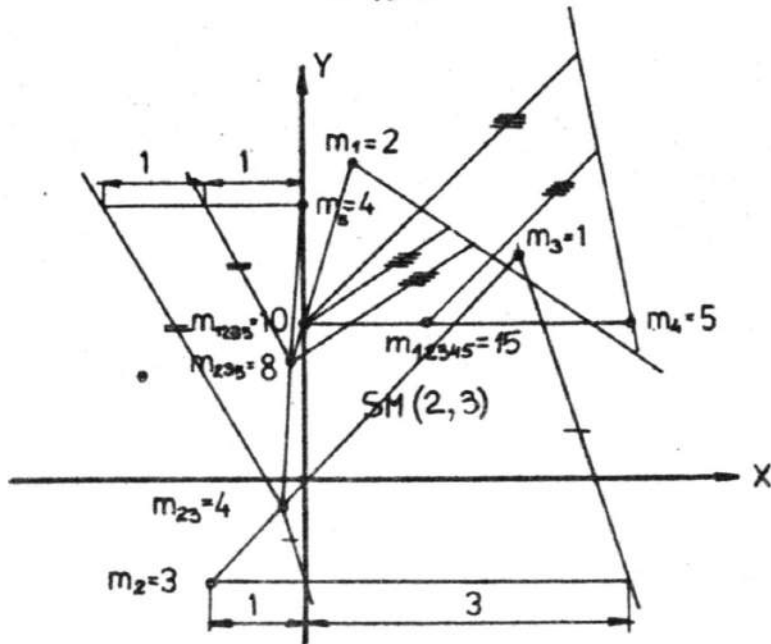
$$X_S = X_A + k /X_B - X_A/ \quad /5.2.10/$$

$$Y_S = Y_B + k /Y_B - Y_B/ \quad /5.2.11/$$

Wyznaczenie środka masy układu punktów materialnych z ryc. 5.2.2. metodą graficzną przedstawia ryc.5.2.5.

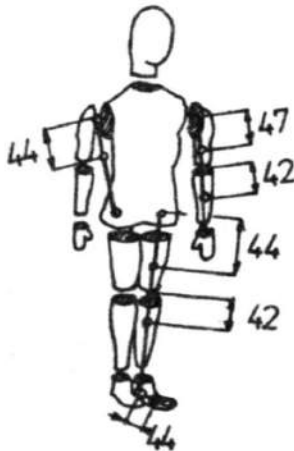
Najpierw znaleziono SM mas $m_2 = 3$ i $m_3 = 1$, następnie z otrzymanego punktu m_{23} o masie 4 i punktu m_5 o tej samej masie otrzymano punkt m_{235} o masie 8. Kolejno znaleziono SM punktów $m_{235} = 8$ i $m_1 = 2$, na końcu punktów $m_{1235} = 10$ i $m_4 = 5$, czyli SM układu.

W celu zwiększenia dokładności układ z ryc.5.2.2. przerysowano w dwukrotnym powiększeniu.



Ryc.5.2.5. Wyznaczenie SM układu płaskiego metodą graficzną

Do badań biomechanicznych przyjmuje się najczęściej 14-to segmentowy model ciała ludzkiego z ryc. 5.2.6.



Ryc.5.2.6. 14-segmentowy model ciała ludzkiego

Zakłada się, że człony kinematyczne modelu są sztywne, znane są ich masy i położenia środka masy. Położenie środka masy dla każdego członu jest stałe. Środek masy głowy znajduje się w okolicy siodełka tureckiego kości klinowej. Jego rzut z przodu znajduje się u nasady nosa, natomiast w widoku z boku w okolicy przedniego górnego zrostu małżowiny usznej ze skórą. Środek masy ręki przy wyprostowanych palcach znajduje się 1 cm proksymalnie i dopromieniowo od głowy trzeciej kości śródreżca. Przy zaciśniętej pięści rzut środka masy leży w środku obrysu. Środki mas pozostałych części ciała leżą na ich osiach symetrii, przy czym rozpatruje się lewą i prawą część tułowia. Położenie środków mas w stosunku do osi obrotów w stawach przedstawi ryc.5.2.6 oraz tabela 5.2

Tabela 5.2.1. Położenie środka masy w stosunku do całkowitej długości członu mierzone od części bardziej masywnej. Zaokrąglone dane wg Brauna i Fischera

Nazwa członu	k	% całkowitej długości
Stopa	$k_1 = 0,44$	44
Podudzie	$k_2 = 0,42$	42
Udo	$k_3 = 0,44$	44
Ramię	$k_4 = 0,47$	47
Przedramię	$k_5 = 0,42$	42
Tułów	$k_6 = 0,44$	44

Badania w celu określenia względnych mas poszczególnych członów ciała ludzkiego prowadzone były przez wielu badaczy od końca XIX wieku do chwili obecnej. W obliczeniach dokładnych korzysta się z rozbudowanych równań regresji, które zostały opracowane na dużej populacji i podają względną masę w zależności od takich czynników jak wzrost, masa, grubość tkanki tłuszczowej, obwody maksymalne części ciała itd. W ćwiczeniu należy korzystać z wartości przybliżonych podanych w tabeli 5.2.2.

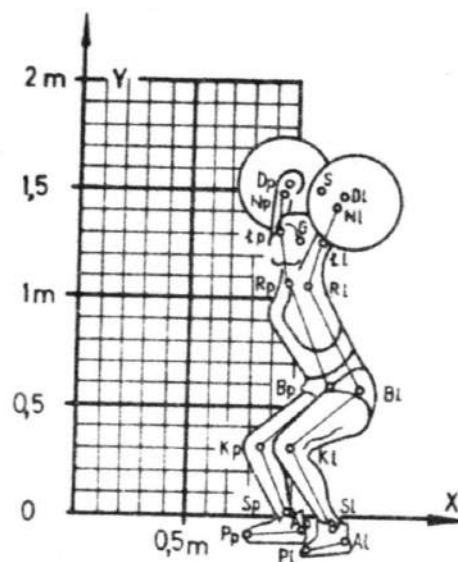
Tabela 5.2.2. Względne masy poszczególnych części ciała w %.
Zaokrąglone dane wg Brauna i Fischera

Części ciała	% masy całkowitej	Masa względna
Stopa	2	$m_1 = 2$
Podudzie	5	$m_2 = 5$
Udo	12	$m_3 = 12$
Ramię	3	$m_4 = 3$
Przedramię	2	$m_5 = 2$
Ręka	1	$m_6 = 1$
Tułów	43	$m_7 = 43$
Głowa	7	$m_8 = 7$

Środek ciężkości jest to punkt, do którego jest przyłożona wypadkowa sił ciężkości działających na elementarne masy ciała. Dla ciał o niedużych wymiarach, znajdujących się blisko ziemi środek ciężkości pokrywa się ze środkiem masy. Na ogół nie wolno jednak identyfikować środka masy ze środkiem ciężkości, ponieważ gdy bryła znajduje się w niejednorodnym polu grawitacyjnym, różne elementy tej bryły znajdują się w obszarach pola o różnym natężeniu g i środek ciężkości wypadnie w innym miejscu aniżeli środek masy, którego położenie absolutnie nie zależy od jakichkolwiek właściwości pola sił. Podobnie w przestrzeni bez pola grawitacyjnego środek masy jest dokładnie określony, podczas gdy pojęcie środka ciężkości jest wtedy pozbawione sensu.

IV. Przebieg ćwiczenia i opracowanie wyników pomiarowych

1. Przyjąć układ współrzędnych na zdjęciu jak na ryc.5.2.7.



Ryc.5.2.7. Układ współrzędnych i rzeczywiste wymiary siatki

2. Wpisać do tabeli 5.2.3. odczytane ze zdjęcia współrzędne środka masy głowy i rąk oraz osi w stawach.
3. Wyznaczyć położenie środka masy układu na zdjęciu metodą graficzną i analityczną.
 - a. Wyznaczenie środka masy ciężarowca metodą graficzną
 - Przerysować na papier punkty o współrzędnych z tabeli 5.2.3. w co najmniej 2-krotnym powiększeniu.
 - Wyznaczyć graficznie położenie środków mas członów kinematycznych.
 - Wyznaczyć graficznie środek masy ciężarowca.
 - Odczytane współrzędne środka masy zawodnika wpisać do tabeli 5.2.5.

- Wyznaczyć środek masy sztangi jako środek gryfu.
- Wyznaczyć środek masy układu zawodnik-sztanga dla podanej masy sztangi.
- Odczytane wartości współrzędnych sztangi oraz układu zawodnik-sztanga wpisać do tabeli 5.2.5.

b. Wyznaczenie środka masy metodą analityczną

- Obliczyć współrzędne członów kinematycznych wg wzorów podanych w tabeli 5.2.4.
- Obliczyć współrzędne środka masy zawodnika wg zależności /5.2.12/ i /5.2.13/

$$X = \frac{\sum_{i=1}^6 /x_{i1} + x_{ip} /m_i + x_7 m_7 + x_8 m_8}{2 \sum_{i=1}^6 m_i + m_7 + m_8} \quad /5.2.12/$$

$$Y = \frac{\sum_{i=1}^6 /y_{i1} + y_{ip} /m_i + y_7 m_7 + y_8 m_8}{2 \sum_{i=1}^6 m_i + m_7 + m_8} \quad /5.2.13/$$

Obliczone współrzędne wpisać do tabeli 5.2.5.

- Współrzędne środka masy sztangi odczytać ze zdjęcia jako współrzędne środka gryfu i wpisać do tabeli 5.2.5.
- Znaleźć współrzędne środka masy układu zawodnik-sztanga wg zależności /5.2.14/ i /5.2.15/.

$$X_u = \frac{m_s X_s + mX}{m_s + m} \quad /5.2.14/$$

$$Y_u = \frac{m_s y_s + mY}{m_s + m} \quad /5.2.15/$$

gdzie: m_s - masa sztangi
 m - masa ciężarowca

Obliczone współrzędne wpisać do tabeli 5.2.5.

- c. Wyznaczyć rzeczywiste współrzędne środków mas w odpowiednich rubrykach tabeli 5.2.5.

Pomniejszenie zdjęcia:

$$L = \frac{l_{rz}}{l_z} \quad /5.2.16/$$

gdzie:

l_{rz} - wymiar rzeczywisty

l_z - wymiar na zdjęciu

Za l_z przyjąć wymiar siatki fotogrametrycznej.

- d. Wymienić błędy popełnione podczas fotografowania ćwiczącego zawodnika.
- e. Wypisać i wyjaśnić przyczyny niedokładności w wyznaczeniu środka masy poszczególnych członów biokinematycznych jak i całego układu.
- f. Zaproponować sposoby zmniejszenia wpływu ww. błędów na wynik wyznaczenia środka masy.

SPRAWOZDANIE Z ĆWICZENIA: 5.2.

WYZNACZANIE ŚRODKA MASY CIĘŻAROWCA NA ZDJĘCIU

	Imię i Nazwisko	Rok studiów	Grupa	Data
Wykonał				

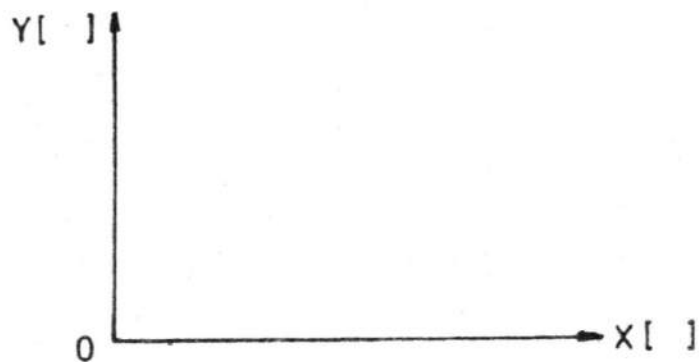
Ocena	Podpis

Masa badanego zawodnika	
Masa sztangi	
Numer zdjęcia	

Tabela 5.2.3. Współrzędne środka masy głowy i rąk oraz osi w stawach

Nazwa	Indeks	Współrzędne			
		prawa		lewa	
		x	y	x	y
		mm			
Koniec drugiego palca stopy	P	$x_{Pp}^=$	$y_{Pp}^=$	$x_{Pl}^=$	$y_{Pl}^=$
Guz piętowy	A	$x_{Ap}^=$	$y_{Ap}^=$	$x_{Al}^=$	$y_{Al}^=$
Staw skokowo-goleniowy	S	$x_{Sp}^=$	$y_{Sp}^=$	$x_{Sl}^=$	$y_{Sl}^=$
Staw kolanowy	K	$x_{Kp}^=$	$y_{Kp}^=$	$x_{Kl}^=$	$y_{Kl}^=$
Staw biodrowy	B	$x_{Bp}^=$	$y_{Bp}^=$	$x_{Bl}^=$	$y_{Bl}^=$
Staw ramienny	R	$x_{Rp}^=$	$y_{Rp}^=$	$x_{Rl}^=$	$y_{Rl}^=$
Staw łokciowy	L	$x_{Lp}^=$	$y_{Lp}^=$	$x_{Ll}^=$	$y_{Ll}^=$
Staw promieniowo-nadgarstkowy	N	$x_{Np}^=$	$y_{Np}^=$	$x_{Nl}^=$	$y_{Nl}^=$
Ręka	D	$x_{Dp}^=$	$y_{Dp}^=$	$x_{Dl}^=$	$y_{Dl}^=$
Głowa	G	$x_G^=$		$y_G^=$	

a. Wyznaczenie środka masy ciężarowca metodą graficzną.



Ryc.5.2.8. Układ współrzędnych do wyznaczenia środka masy ciężarowca metodą graficzną.

b. Wyznaczenie środka masy ciężarowca metodą analityczną

Tabela 5.2.4. Współrzędne środków mas członów kinematycznych

Nazwa	In- deks	prawa		lewa	
		x	y	x	y
mm					
Stopa	1	$x_{1p} = x_{Ap} - k_1 / x_{Ap} - x_{Pp} / =$	$y_{1p} = y_{Ap} - k_1 / y_{Ap} - y_{Pp} / =$	$x_{1l} = x_{Al} - k_1 / x_{Al} - x_{Pl} / =$	$y_{1l} = y_{Al} - k_1 / y_{Al} - y_{Pl} / =$
Podudzie	2	$x_{2p} = x_{Kp} - k_2 / x_{Kp} - x_{Sp} / =$	$y_{2p} = y_{Kp} - k_2 / y_{Kp} - y_{Sp} / =$	$x_{2l} = x_{Kl} - k_2 / x_{Kl} - x_{Sl} / =$	$y_{2l} = y_{Kl} - k_2 / y_{Kl} - y_{Sl} / =$
Udo	3	$x_{3p} = x_{Bp} - k_3 / x_{Bp} - x_{Kp} / =$	$y_{3p} = y_{Bp} - k_3 / y_{Bp} - y_{Kp} / =$	$x_{3l} = x_{Bl} - k_3 / x_{Bl} - x_{Kl} / =$	$y_{3l} = y_{Bl} - k_3 / y_{Bl} - y_{Kl} / =$
Ramię	4	$x_{4p} = x_{Rp} - k_4 / x_{Rp} - x_{Lp} / =$	$y_{4p} = y_{Rp} - k_4 / y_{Rp} - y_{Lp} / =$	$x_{4l} = x_{Rl} - k_4 / x_{Rl} - x_{Ll} / =$	$y_{4l} = y_{Rl} - k_4 / y_{Rl} - y_{Ll} / =$
Przed- ramię	5	$x_{5p} = x_{Lp} - k_5 / x_{Lp} - x_{Np} / =$	$y_{5p} = y_{Lp} - k_5 / y_{Lp} - y_{Np} / =$	$x_{5l} = x_{Ll} - k_5 / x_{Ll} - x_{Nl} / =$	$y_{5l} = y_{Ll} - k_5 / y_{Ll} - y_{Nl} / =$
Ręka	6	$x_{6p} = x_{Dp} =$	$y_{6p} = y_{Dp} =$	$x_{6l} = x_{Dl} =$	$y_{6l} = y_{Dl} =$
Tułów	7	$x_7 = \frac{1}{2} [(1-k_6)(x_{Rp} + x_{Rl}) + k_6(x_{Bp} + x_{Bl})] =$		$y_7 = \frac{1}{2} [(1-k_6)(y_{Rp} + y_{Rl}) + k_6(y_{Bp} + y_{Bl})] =$	
Głowa	8	$x_8 = x_G =$		$y_8 = y_G =$	

Tabela 5.2.5. Współrzędne środka masy zawodnika, sztangi oraz układu zawodnik - sztanga

	Współrzędne SM na zdjęciu		Współrzędne SM rzeczywiste	
	X	Y	X	Y
	mm			
zawodnik	$X =$	$Y =$	$X_R = X_{\mathcal{O}} =$	$Y_R = Y_{\mathcal{O}} =$
sztanga	$X_S =$	$Y_S =$	$X_{RS} = X_{S\mathcal{O}} =$	$Y_{RS} = Y_{S\mathcal{O}} =$
zawodnik i sztanga	$X_U =$	$Y_U =$	$X_{Ru} = X_{u\mathcal{O}} =$	$Y_{Ru} = Y_{u\mathcal{O}} =$
zawodnik	$X =$	$Y =$	$X_R = X_{\mathcal{O}} =$	$Y_R = Y_{\mathcal{O}} =$
sztanga	$X_S =$	$Y_S =$	$X_{RS} = X_{S\mathcal{O}} =$	$Y_{RS} = Y_{S\mathcal{O}} =$
zawodnik i sztanga	$X_U =$	$Y_U =$	$X_{Ru} = X_{u\mathcal{O}} =$	$Y_{Ru} = Y_{u\mathcal{O}} =$

Metoda anali -
tyona
Kotoda r.p.
tyona

5.3. Pomiar parametrów kinematycznych ruchu człowieka metodą fotogrametryczną

I. Wstęp

Ruch jest cechą charakterystyczną wszystkiego, co istnieje. Elektrony poruszają się wokół jądra atomowego. W nim samym trwa nieustanny ruch cząstek. Od najmniejszych elementów naszej rzeczywistości aż po metagalaktyki wszystko się porusza. O tym, jak się porusza, informują nas trzy parametry kinematyczne: wektor położenia, prędkości i przyspieszenia. Jest rzeczą znamioną, że do niedawna wszyscy, a obecnie duża część fizyków uważa, że znając położenie, prędkość i przyspieszenie wszystkich cząstek wszechświata w pewnej chwili czasu, moglibyśmy określić stan wszechświata w każdej chwili w przeszłości i w przyszłości. Widzimy więc, jak ogromną ilość informacji można uzyskać znając te trzy wektory.

II. Cel ćwiczenia

Celem ćwiczenia jest nauczanie studentów definicji podstawowych parametrów kinematycznych ruchu, wyliczenie tych parametrów z filmu i przedstawienie ich na wykresie jako zmienne w czasie.

III. Wiadomości teoretyczne

1. Fotogrametria

Wynalezienie i praktyczne wykorzystanie technik tworzenia trwałych obrazów /fotogramów/ za pomocą aparatu fotograficznego, przy wykorzystaniu materiałów światłoczułych i procesów fotochemicznych stworzyło nowe możliwości badawcze. Zdjęcie fotograficzne daje rejestrację przestrzennych parametrów fotografowanego obrazu, a seria zdjęć /film/ pozwala na określenie parametrów przestrzeni i czasu. W 1901 roku E.J.Marey /1830-1904/ jako pierwszy opracował metodę fotograficznej rejestracji ruchu - chronofotografię.

W biomechanice posiadanie informacji co do zmian położenia w czasie pozwala na określenie parametrów ruchu, a więc prędkości i przyspieszenia. Znajomość ich ułatwia analizę i optymalizację techniki ruchu. Praktyka wykazuje, że oprócz przygotowania kondycyjnego i odporności psychicznej liczy się w sporcie technika wykonywania ruchów. Właściwa technika to właśnie optymalny ruch. Aby go znaleźć, wcześniej trzeba dysponować parametrami kinematycznymi, a jeszcze wcześniej filmem.

W czasie filmowania najważniejszym elementem decydującym o jakości zdjęć jest właściwe natężenie światła padającego na światłoczułą taśmę filmową. Parametrami umożliwiającymi sterowanie tą wielkością są:

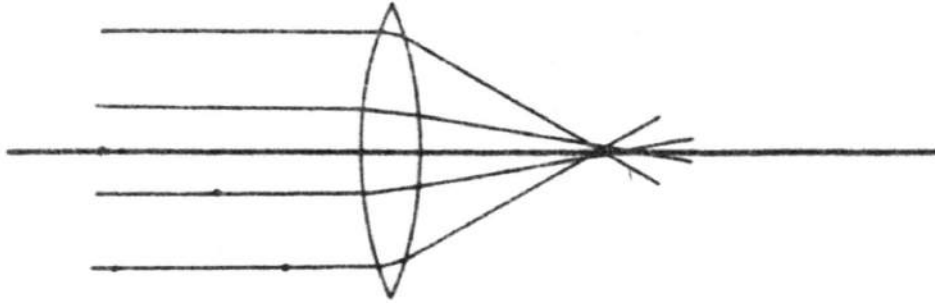
- przysłona /określa się tzw. liczbę przysłony $n = f/d$, gdzie:
d - otwór czynny przysłony; f - ogniskowa obiektywu/
- czas naświetlania,
- światłoczułość taśmy.

Te trzy elementy wpływają na jakość zdjęcia i to w sposób złożony. Np. zastosowanie taśmy o wysokim stopniu czułości 27 DIN powoduje, że czas ekspozycji możemy skrócić /wpadnie dostatecznie dużo światła dla tak czułej błony/, co nam daje uniknięcie nieostrości spowodowanych poruszaniem się obiektu. Z drugiej strony dla czułej taśmy zwiększa się ziarnistość, co zmniejsza zdolność rozdzielczą. Przy dużych powiększeniach ziarno staje się widoczne i pogarsza się ostrość konturów.

Gdy film ma być zastosowany jako metoda pomiaru drogi i czasu należy dokładnie przeanalizować niedoskonałości układu mechanicznego i optycznego kamery. Te niedoskonałości są powodem błędów w odwzorowaniu obrazów oraz niestałej podstawy czasu.

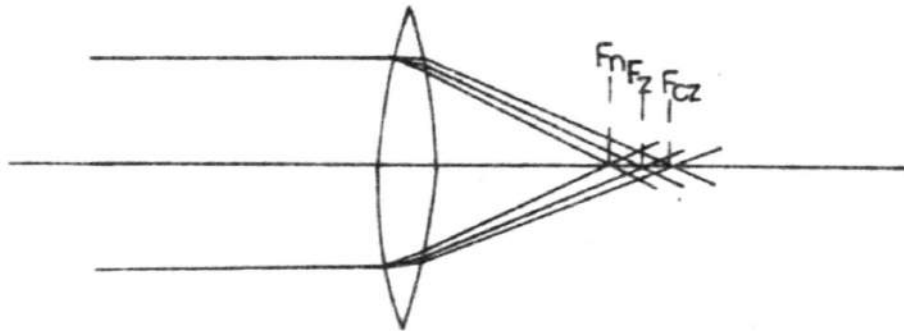
a. Błędy odwzorowania

- aberracja sferyczna - promienie światła biegnące przez soczewkę w różnych sferach współśrodkowych względem osi, przetną się z nią w różnych punktach. Obraz rozciąga się w głąb wzdłuż osi, a jego kontury są nieostre.



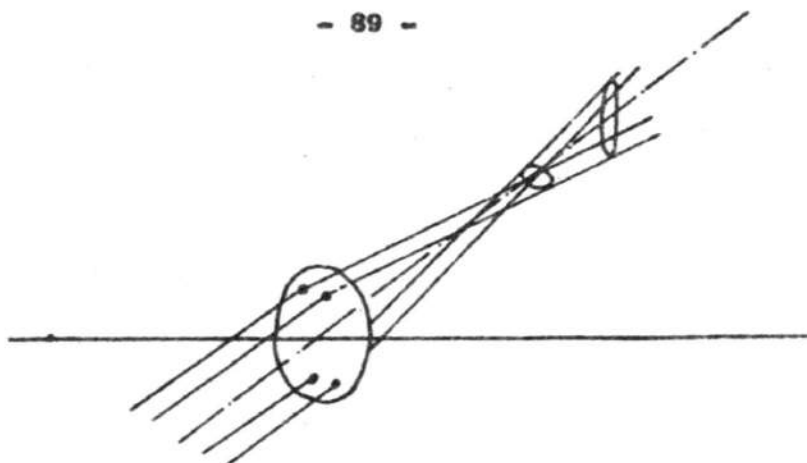
Ryc.5.3.1. Aberracja sferyczna.

- aberracja chromatyczna - ta sama wada może wynikać z większego współczynnika załamania światła o małej długości fali niż o dużej.



Ryc.5.3.2. Aberracja chromatyczna.

- astygmatyzm - gdy na soczewkę pada ukośnie wiązka promieni tworząc duży kąt z osią soczewki, wówczas zbieżność poszczególnych przekrojów będzie niejednakowa. Zamiast jednego ogniska ukośna wiązka tworzy dwie, leżące w różnych płaszczyznach i kierunkach, linie obrazowe.



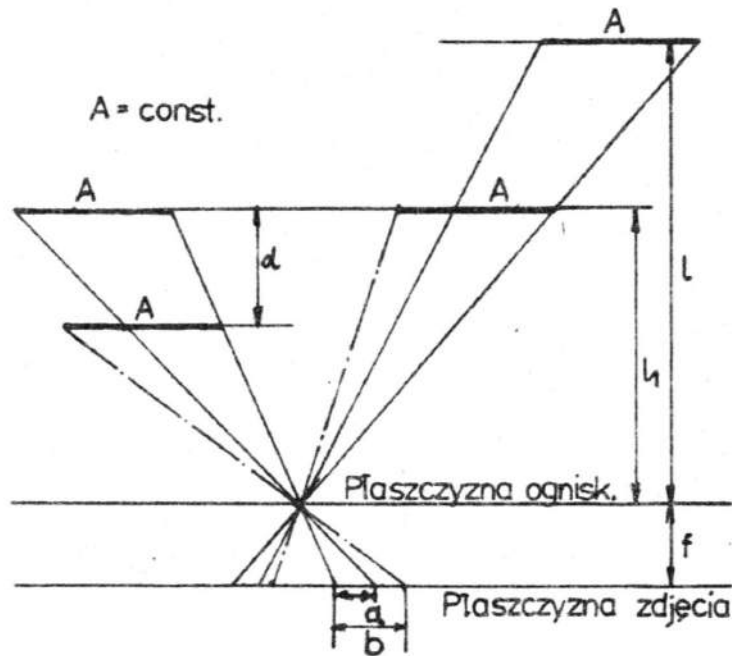
Ryc.5.3.3. Astygmatyzm.

- dystorsja - obraz linii prostej przechodzącej przez obrzeże soczewki nie jest linią prostą a zakrzywioną do wewnątrz lub na zewnątrz.

Chcąc wyeliminować te wady, soczewki zestawia się w bardzo skomplikowane układy.

Inny rodzaj błędu odwzorowania to skrót perspektywiczny i błędne odwzorowanie kątów. Są to wady wynikające z samej metody analizy ruchu, jaką jest fotografia, czyli przedstawienie przestrzeni trójwymiarowej na dwuwymiarowym zdjęciu. Błędy te są zwykle większe od poprzednich.

- skrót perspektywiczny - wymiar prostopadły do płaszczyzny filmowanej jest odwzorowany jako skrót perspektywiczny. Stąd wniosek, że im punkty obiektu są bardziej oddalone od filmowanej płaszczyzny, tym odwzorowanie jego wymiarów liniowych w kierunku tych punktów będzie obarczone większym błędem. Ten sam niepożądany efekt wywoła zmiana odległości obiektu od kamery w czasie filmowania. Aby wyeliminować tę wadę, filmuje się z dużej odległości teleobiektywem, którego oś optyczna jest idealnie prostopadła do płaszczyzny filmowania.



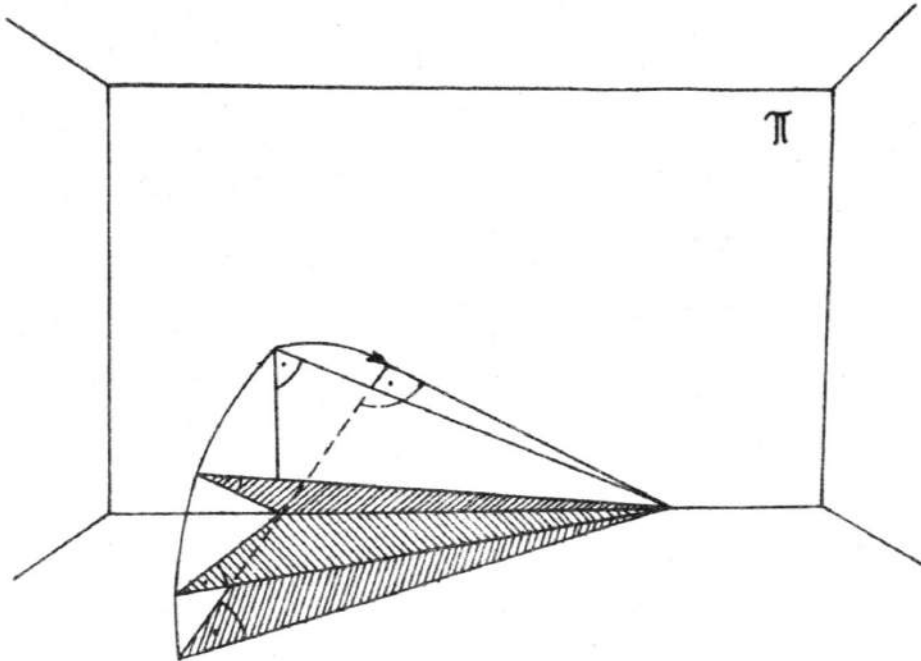
A - wymiar rzeczywisty
a - wymiar na zdjęciu
b - wymiar na zdjęciu

l, l_1 - odległość obiektu od
płaszczyzny ogniskowej
f - odległość ogniskowa

Ryc.5.3.4. Skrót perspektywiczny.

- błędne odwzorowanie kątów - nie powoduje jej zmiana odległości filmowanego obiektu od kamery, gdy pozostaje on doń prostopadły, ale odchylenie fotografowanej płaszczyzny obiektu w stosunku do płaszczyzny taśmy filmu. Kiedy te płaszczyzny przestają być równoległe, wówczas kąty odtwarzane na filmie przestają być kątami rzeczywistymi. Tutaj odległość filmowania nie ma żadnego wpływu na wielkość błędu /ryc.5.3.5/.

Trzeba pamiętać, że jeśli ruch filmowanego obiektu przebiega w różnych i stale zmiennych płaszczyznach, to z punktu widzenia metodologii filmowanie go jedną kamerą nie ma sensu. Konieczne jest wtedy użycie trzech kamer.



Ryc.5.3.5. Błędne odwzorowanie kątów. Rzut równoległy jednakowych kątów na płaszczyznę π nie zachowuje ich stałej wartości.

Filmowanie z dużej odległości zmniejsza wielkość filmowanego obiektu. Mimo to obraz ten można powiększyć stosując obiektyw o długiej ogniskowej - teleobiektyw. Teleobiektyw powiększa obraz obiektu przybliżając pozornie jego plan. Poza tym nie wprowadza praktycznie błędów odwzorowania. Błędy takie wprowadzają obiektywy szerokokątne, tj. o krótkiej ogniskowej. Przyjęto, że obiektyw o długości ogniskowej równej przekątnej klatki filmowej jest standardowy.

b. Błędy w pomiarze podstawy czasu

Podstawą czasu w metodzie filmowej jest częstotliwość przesuwu klatek filmowych. Częstotliwość ta nie jest na ogół równa wielkości wynikającej z nastawy i jest zmienna w czasie. Wymaga ona stałej i precyzyjnej kontroli. Najprostszym sposobem kontroli

jest filmowanie stopera przed i po filmowaniu właściwym lub ustawienie go na stałe w płaszczyźnie filmowania. Rozwiązaniem często spotykanym jest znacznik czasu umieszczony w kasecie filmowej. Jest nim punktowe źródło światła o bardzo małej bezwładności zapalania się i gaśnięcia, naświetlające punktowo ze stałą, określoną częstotliwością brzeg taśmy filmowej. Obecnie stosowane kamery mają tak dobrze zsynchronizowany przesuw taśmy, że ewentualne błędy stąd wynikające są małe i do pominięcia.

Stosując metodę filmową do analizy ruchu używamy sztucznego układu odniesienia, którym mogą być kontrastowo pomalowane znaczniki lub prostokątne siatki. Układy odniesienia ustawia się, o ile to możliwe, w płaszczyźnie filmowania, na ogół zaś możliwie blisko niej. Układ taki spełnia dwa zadania. Po pierwsze określony jego punkt, stale ten sam, jest początkiem układu współrzędnych; po drugie układ odniesienia o stałych wymiarach pozwala określić skalę zdjęcia.

c. Metody fotograficzne

Omówimy tu jeszcze jedną obok standardowego filmu metodę fotograficzną użyteczną jako metoda pomiarowa, tzw. chronofotografię. Jest to metoda wielokrotnego naświetlania tego samego materiału fotograficznego. Ze względu na sposób przerywania promieni świetlnych rozróżniamy trzy jej odmiany:

- naświetlenie błony filmowej przez promienie emitowane z miniaturowych źródeł światła umieszczonych jako punkty pomiarowe na poruszającym się obiekcie. Sygnały świetlne o bardzo krótkim czasie trwania generowane są w takt podawany przez elektroniczny generator;
- bieg promieni świetlnych przerywa na określony czas wirująca przed obiektywem tarcza z wyciętymi w niej otworami. Otrzymujemy obraz całej sylwetki w stałych odstępach czasu. Stosując różnokolorowe przysłony w otworach wirującej taśmy możemy szybciej analizować położenie różnych punktów w tym samym okresie czasu /wtedy różne punkty kontrolne mają ten sam kolor/;

- obiekt fotografowany oświetlany jest błyskami emitowanymi przez lampę błyskową umieszczoną za aparatem fotograficznym. Błonę fotograficzną naświetlają promienie odbite od materiałów odblaskowych. Materiałem tym znakuje się punkty pomiarowe fotografowanego obiektu /stroboskopia/.

W gruncie rzeczy są to metody kodowania czasu na taśmie filmowej.

d. Zalety i wady chronofotografii w odniesieniu do metody filmowej

Chronofotografię cechuje większa dokładność i szybkość otrzymywania danych. Większa dokładność chronofotografii wynika ze stałej podstawy czasu, co jest praktycznie bardzo trudne do uzyskania w metodzie filmowej. Duża szybkość otrzymywania informacji jest ewidentna, ponieważ chronofotograficzne przedstawienie ruchu już w swej pierwotnej postaci przybiera postać funkcji drogi od czasu.

Chronofotografia nie pozwala na uzyskanie dostatecznie małych przedziałów czasowych między punktami pomiarowymi ze względu na możliwość nakładania się ich przy małych prędkościach ruchu. Z kolei ta wada nie dotyczy metody filmowej, gdy stosuje się szybkoobrotowe kamery.

Chronofotografia stwarza mało naturalne /dla człowieka/ warunki badania jego ruchu. Zazwyczaj wymaga wykonywania czynności ruchowych przy nienaturalnie skąym oświetleniu i z umieszczonymi na badanym punktami świetlnymi zasilanymi przewodowo. Są to warunki laboratoryjne, a więc sztuczne. Metoda filmowa jest wolna od tej wady.

Zbierając informacje o zasadach filmowania musimy powiedzieć, że:

- film musi być wykonany kamerą, której oś obiektywu jest prostopadle umieszczona względem głównej płaszczyzny ruchu,
- odległość filmowania powinna być stała,
- w celu zmniejszenia zmian perspektywicznych filmowanego obrazu obiektyw kamery musi mieć mały kąt widzenia, czyli dużą ogniskową - teleobiektyw,

- równocześnie musi być filmowany układ odniesienia, za pomocą którego określamy skalę i współrzędne poziome oraz pionowe.

Ponadto wskazane jest, aby:

- częstotliwość wykonywania zdjęć wynosiła od 100 do 500 klatek na sekundę, w niektórych przypadkach stosuje się niższe częstotliwości;
- zdolność rozdzielcza w kierunku ruchu badanego powinna być większa niż 50 linii/mm /wyznacza ją zespół rejestrujący składający się z optyki zdjęciowej, warstewek filmu oraz optyki projekcyjnej/;
- w celu osiągnięcia ostrości ruchów $\Delta s \leq 10 \text{ mm}$ /gdzie Δs - element fotografowany/ przy prędkości rzędu 10-30 m/s oraz czasie naświetlania od 0,3 do 1 ms, odstęp czasu między jednym a drugim obrazem nie powinien zmieniać się bardziej niż 1% na 1 m filmu.

2. Definicje parametrów ruchu

Ogólnie można powiedzieć, że ruch układu jest zmianą jego położenia względem pewnego układu odniesienia opisaną za pomocą jednoznacznego i pełnego zespołu parametrów.

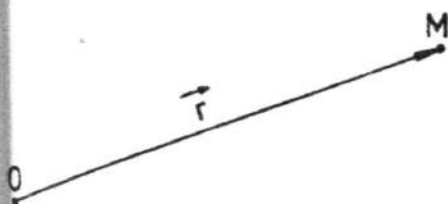
Trzeba tu zaakcentować, że opis ruchu jest ściśle związany z określonym układem odniesienia. Innymi słowy ten sam ruch tego samego układu może wyglądać inaczej z różnych układów odniesienia. Z punktu widzenia obserwatora na promieniu świetlnym Ziemia porusza się z prędkością światła. Dla człowieka żyjącego na Ziemi jest ona nieruchoma. Jeżeli chcemy powiedzieć, że coś się porusza w określony sposób, to zawsze musimy dodać słowo: względem. Względem Ziemi, Słońca, ławki itd.

a. Położenie - \vec{r} [m]

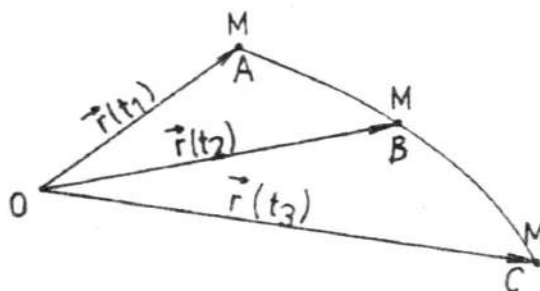
Zajmiemy się punktem materialnym jako układem obserwowanym, a to dlatego, że jest on najłatwiejszy do opisanego.

Sposobów określenia położenia punktów w przestrzeni jest właściwie nieskończenie wiele. Staramy się posługiwać zawsze tym, który w określonej sytuacji jest najprostszy i najbardziej przejrzysty. Takim w większości wypadków jest wektorowy zapis położenia.

Obieramy punkt O będący punktem odniesienia. Położenie punktu obserwowanego w tym układzie odniesienia określamy za pomocą wektora $\vec{r} = \vec{OM}$, zwanego wektorem promieniem wodzącym /ryc.5.3.6/. Opis ruchu wymaga określenia położenia punktu obserwowanego w każdej chwili czasu. Zatem $\vec{r} = \vec{r}(t)$. Przyporządkowując każdej chwili t z badanego przedziału wektor \vec{r} tworzymy funkcję wektorową będącą matematycznym opisem ruchu punktu /ryc.5.3.7/.



Ryc.5.3.6. Wektor \vec{r} .

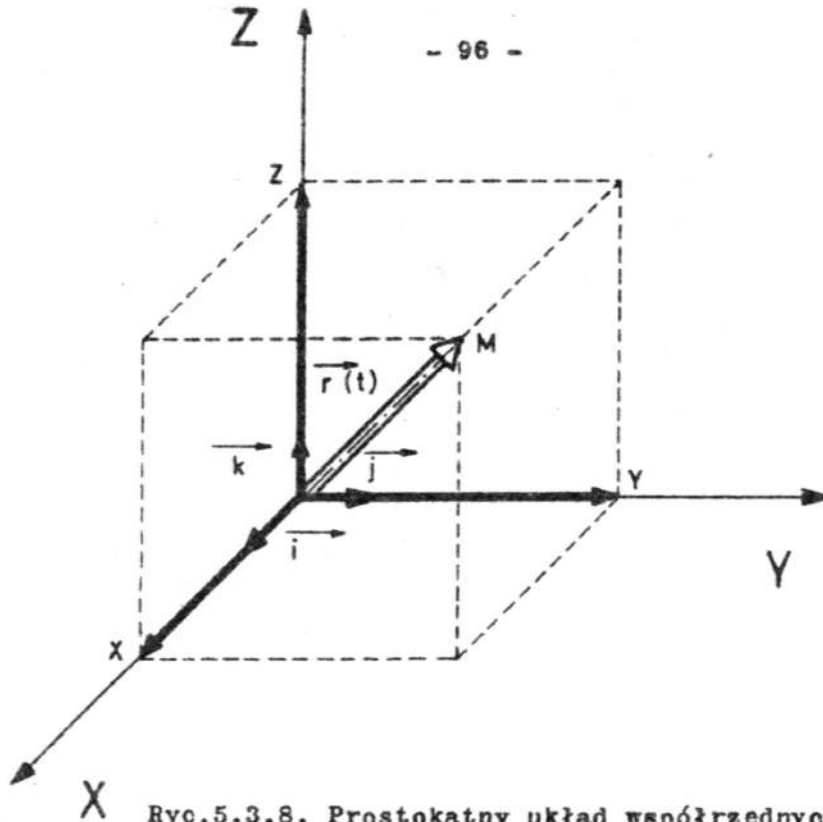


A,B,C - położenie punktu M w chwilach t_1, t_2, t_3

Ryc.5.3.7. Wektor $\vec{r}(t)$.

W każdym układzie ruch jest w pełni i jednoznacznie określony przez funkcję $\vec{r}(t)$, to też wybór punktu odniesienia jest dowolny.

Przy szczegółowym badaniu ruchu zastępujemy zapis wektorowy zapisem analitycznym. W tym celu wprowadzamy układ współrzędnych i określamy położenie punktu obserwowanego za pomocą współrzędnych w danym układzie. Najczęściej używany jako najprostszy jest układ prostokątny /ryc.5.3.8/.



Ryc.5.3.8. Prostokątny układ współrzędnych.

$$x=x/t/ \quad , \quad y=y/t/ \quad , \quad z=z/t/ \quad /5.3.1/$$

Wzór 5.3.1 jest analitycznym zapisem wektora wodzącego. Możemy go również zapisać w postaci:

$$\vec{r} = \vec{i} \cdot x + \vec{j} \cdot y + \vec{k} \cdot z \quad /5.3.2/$$

gdzie: $\vec{i}, \vec{j}, \vec{k}$ są wersorami odpowiednio osi x, y, z .

Analityczne równania ruchu są również parametrycznymi równaniami toru punktu. Rugując parametr t z tych równań otrzymujemy równania toru w postaci dwóch równań wiążących współrzędne punktów linii stanowiącej tor punktu. Dla zapisu we współrzędnych prostokątnych operację tę przedstawiamy w postaci:

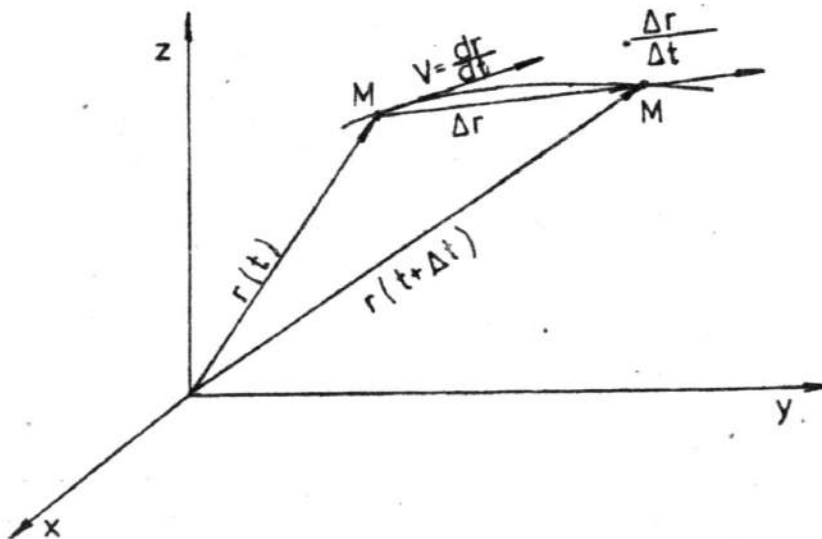
$$h/x, y/=0 \quad , \quad g/x, z/=0 \quad /5.3.3/$$

b. Prędkość - \vec{v} . $[ms^{-1}]$

Prędkość punktu jest pochodną wektora promienia wodzącego względem czasu.

$$\vec{v} = \frac{d\vec{r}}{dt} = \dot{\vec{r}} \quad /5.3.4/$$

Zgodnie z tą definicją, prędkością v punktu M nazywamy wektor, którego wartość bezwzględna jest równa wartości bezwzględnej pochodnej drogi punktu M względem czasu. Wektor \vec{v} jest skierowany wzdłuż stycznej do toru rozpatrywanego punktu, w tę stronę, w którą w danej chwili punkt ten porusza się. Prędkość jako pochodna promienia-wektora została przedstawiona na ryc.5.3.9.

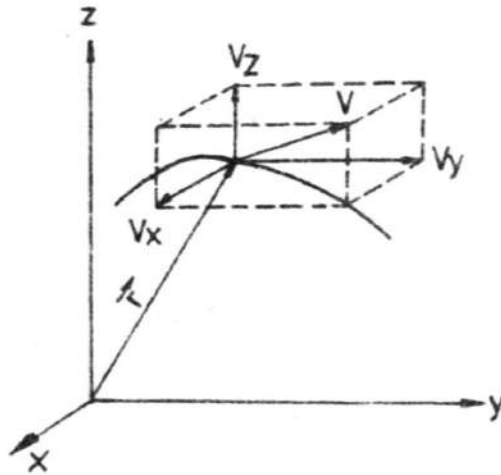


Ryc.5.3.9. Graficzne przedstawienie wektora prędkości.

Biorąc pod uwagę sposób zapisu wektora promienia wodzącego we współrzędnych prostokątnych podobnie można zapisać wektor prędkości:

$$\vec{v} = \vec{i} \cdot \dot{x} + \vec{j} \cdot \dot{y} + \vec{k} \cdot \dot{z} \quad /5.3.5/$$

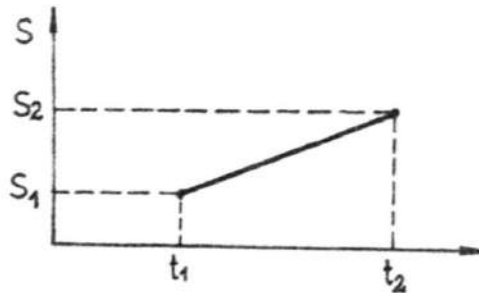
$$v_x = \dot{x}, v_y = \dot{y}, v_z = \dot{z}, |\vec{v}| = \sqrt{\dot{x}^2 + \dot{y}^2 + \dot{z}^2} \quad /5.3.6/$$



Ryc.5.3.10. Przedstawienie \vec{v} w przestrzeni trójwymiarowej.

Zdefiniujemy pojęcie skalaru prędkości średniej jako:

$$v_{\text{sr}} = \frac{\Delta s}{\Delta t} = \frac{s_2 - s_1}{t_2 - t_1} \quad /5.3.1$$



Ryc.5.3.11. Przedstawienie prędkości średniej.

c. Przyspieszenie - \vec{a} . $[ms^{-2}]$

Przyspieszenie jest pochodną wektora prędkości a tym samym drugą pochodną wektora wodzącego, względem czasu.

$$\vec{a} = \frac{d\vec{v}}{dt} = \dot{\vec{v}} = \frac{d^2\vec{r}}{dt^2} = \ddot{\vec{r}} \quad /5.3.8/$$

$$\vec{a} = \vec{i} \cdot \dot{v}_x + \vec{j} \cdot \dot{v}_y + \vec{k} \cdot \dot{v}_z = \vec{i} \cdot \ddot{x} + \vec{j} \cdot \ddot{y} + \vec{k} \cdot \ddot{z} \quad /5.3.9/$$

$$a_x = \dot{v}_x = \ddot{x} \quad , \quad a_y = \dot{v}_y = \ddot{y} \quad , \quad a_z = \dot{v}_z = \ddot{z} \quad /5.3.10/$$

$$|\vec{a}| = \sqrt{a_x^2 + a_y^2 + a_z^2} \quad /5.3.11/$$

Analogicznie jak poprzednio zdefiniujemy pojęcie skalarą przyspieszenia średniego jako:

$$a_{sr} = \frac{\Delta v}{\Delta t} = \frac{v_2 - v_1}{t_2 - t_1} \quad /5.3.12/$$

3. Obliczanie parametrów ruchu z filmu

Analizę zmian położenia wybranych punktów najlepiej jest przeprowadzić poprzez określenie ich współrzędnych x i y lub z. Dogodność ta występuje zwłaszcza przy działaniu na wielkościach wektorowych prędkości, przyspieszenia, siły itd. Wielkości te mają wówczas jednakowe kierunki wzdłuż osi x i y. Można więc bezpośrednio dodawać i odejmować ich moduły.

Aby przeprowadzić analizę zdjęć, musimy znać czas, jaki upływa między kolejnymi klatkami filmu. Dokładność odczytu czasu z filmu zależy od częstotliwości zmian obrazu oraz stosunku czasu naświetlania do czasu zmiany obrazu. Im większa częstotliwość zdjęć oraz im krótszy czas naświetlania, tym większa dokładność odczytu czasu.

Określmy czas między naświetlaniem kolejnych klatek filmu jako:

$$t_z = 1/f \quad [s] \quad /5.3.13/$$

gdzie: f - częstotliwość przesuwu klatek.

Przyjmujemy, że t_z jest stała dla całego filmu. Zdefiniujemy wielkość analizowanego kroku czasowego Δt jako:

$$\Delta t = \beta / f = \beta \cdot t_z \quad [s] \quad /5.3.14/$$

gdzie: β - liczba odstępów czasowych.

β - informuje nas, co którą klatkę filmu analizujemy np. każdą wówczas $\beta = 1$, co drugą $\beta = 2$ itd.

Niech \mathcal{L} będzie skalą pomniejszenia zdjęcia w stosunku do wymiarów rzeczywistych obiektu. Wówczas:

$$\mathcal{L} = \frac{\text{wymiar rzeczywisty obiektu}}{\text{wymiar na zdjęciu}} \quad \left[\frac{m}{m} \right] \quad /5.3.15/$$

Określimy przyrost drogi jako d . W kierunku x jako - d^x , a w kierunku y jako - d^y /górny znacznik oznacza indeks, nie potęgę/

$$d_{n+1/2}^x = x_{n+1} - x_n \quad [m] \quad \text{gdzie: } n = 1, 2, \dots$$
$$d_{n+1/2}^y = y_{n+1} - y_n \quad [m] \quad n = 1, 2, \dots$$

/5.3.16/

Prędkości będą się wówczas wyrażały wzorami:

$$v_{n+1/2}^x = \frac{\mathcal{L}}{\Delta t} \cdot d_{n+1/2}^x \quad [ms^{-1}]$$
$$v_{n+1/2}^y = \frac{\mathcal{L}}{\Delta t} \cdot d_{n+1/2}^y \quad [ms^{-1}]$$

/5.3.17/

Dla ułatwienia przyjmujemy, że:

$$k = \frac{\mathcal{L}}{\Delta t} = \text{const.} \quad [s^{-1}] \quad /5.3.18/$$

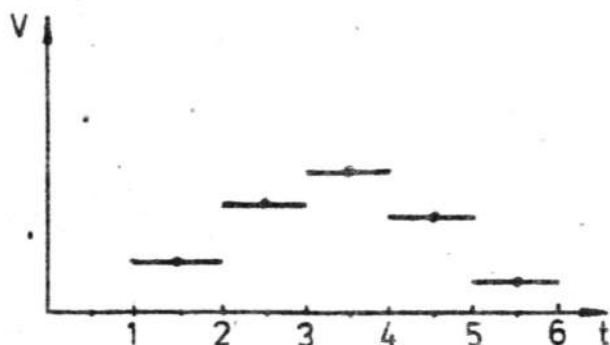
Wówczas mamy:

$$v_{n+1/2}^x = k \cdot d_{n+1/2}^x \quad [ms^{-1}] \quad /5.3.19/$$

$$v_{n+1/2}^y = k \cdot d_{n+1/2}^y \quad [ms^{-1}] \quad /5.3.20/$$

$$\left| \vec{v}_{n+1/2} \right| = \sqrt{v_{n+1/2}^x{}^2 + v_{n+1/2}^y{}^2} \quad /5.3.21/$$

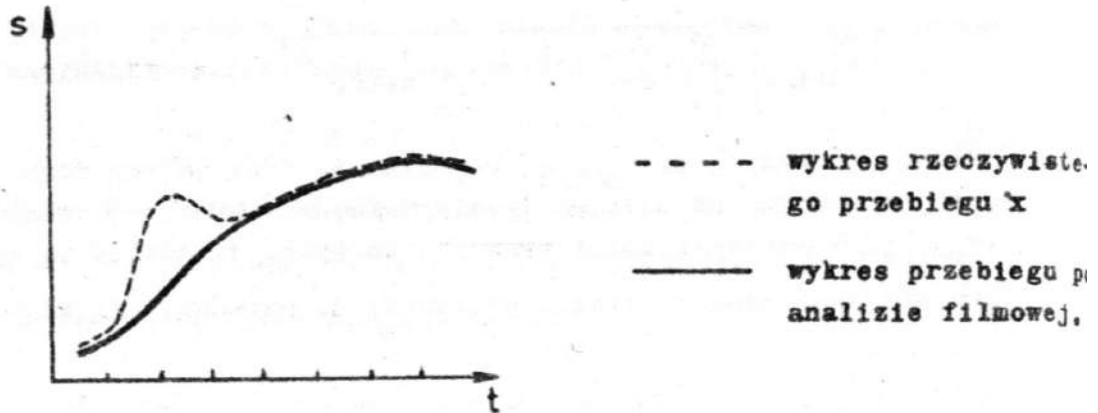
Należy zauważyć, że $v_{n+1/2}$ oznacza, że przyjmujemy ruch jednostajny obiektu na odcinku czasowym $/n, n+1/$ ze stałą prędkością $v_{n+1/2}$. W rzeczywistości wiemy tylko tyle, że gdzieś na tym odcinku prędkość realna obiektu przyjmuje co najmniej raz wartość $v_{n+1/2}$.



Ryc.5.3.12. Graficzne przedstawienie rozkładu prędkości wg wzorów /5.3.16/ - /5.3.21/.

Dla ustalenia uwagi przyjmujemy, że obiekt osiąga prędkość średnią $v_{n+1/2}$ w punkcie $n+1$. Jest to o tyle słuszne, o ile krok czasowy jest odpowiednio dobrany do charakteru przebiegu.

Nie będziemy tu rozszerzali tego zagażenia, ale warto wiedzieć, że bardzo istotną rolę w tej analizie, jaką przeprowadzamy, ma odpowiedni dobór stałej czasowej Δt więc rodzaju kamery z jej częstotliwością klatek, właściwego β /. Przed przystąpieniem do filmowania i późniejszej analizy powinniśmy znać charakter zmian drogi, prędkości i przyspieszenia, aby nie obciąć kawałka wykresu rzeczywistego /ryc.5.3.13/.



Ryc.5.3.13. Wykres przebiegów drogi od czasu.

Generalnie jeśli przebiegi są bardziej "burzliwe", wtedy krok czasowy musi być mały.

Określmy teraz przyrost prędkości - d^v analogicznie do przyrostu drogi:

$$d_{n+1}^{vx} = v_{n+3/2}^x - v_{n+1/2}^x \quad [ms^{-1}] \quad /5.3.22/$$

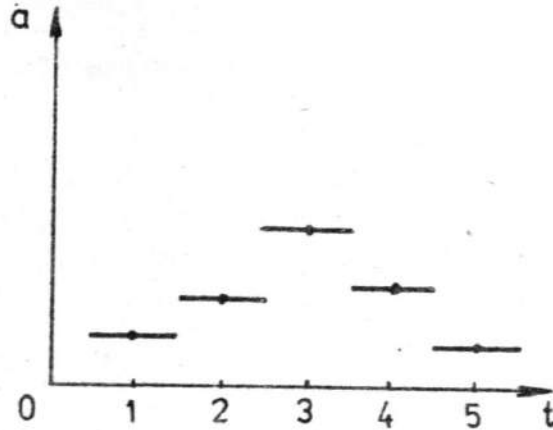
$$d_{n+1}^{vy} = v_{n+3/2}^y - v_{n+1/2}^y \quad [ms^{-1}] \quad /5.3.23/$$

Wtedy przyspieszenia a_{n+1}^x , a_{n+1}^y , $|\vec{a}_{n+1}|$ wyrażą się wzorami:

$$a_{n+1}^x = \frac{d_{n+1}^{vx}}{\Delta t} \quad [ms^{-2}] \quad /5.3.24/$$

$$a_{n+1}^y = \frac{d_{n+1}^{vy}}{\Delta t} \quad [ms^{-2}] \quad /5.3.25/$$

$$|\vec{a}_{n+1}| = \sqrt{{a_{n+1}^x}^2 + {a_{n+1}^y}^2} \quad /5.3.26/$$



Ryc.5.3.14. Graficzne przedstawienie rozkładu przyspieszenia wg wzorów /5.3.22/ - /5.3.26/.

Wszystkie operacje wykonujemy na wymiarach rzeczywistych. A zatem mając zmierzone wartości położenia mnożymy je przez współczynnik \mathcal{C} .

$$x_{\text{rzeczywiste}} = \mathcal{C} \cdot x_{\text{zmierzone}} \quad [m] \quad /5.3.27/$$

4. Wygładzanie

Wszystkie pomiary obarczone są błędami związanymi z niedokładnością przyrządów pomiarowych /np. linijką mierzymy z dokładnością 1 mm/. Nie mierzymy zatem dokładnych wartości, a tylko przybliżone. Te niedokładności sprawiają, że otrzymane wykresy są bardzo "postrzępione". Charakter większości przebiegów jest gładki. Aby otrzymać taki wykres, stosujemy zaawansowane metody obróbki danych pomiarowych. Jedną z takich metod zastosujemy w tym ćwiczeniu. Opiera się ona na powtórным wyznaczaniu wartości położenia x w każdym punkcie czasowym.

Stosujemy do tego wzór:

$$x'/nT = a_0 x/nT + a_1 x/nT - T + a_2 x/nT - 2T + b_1 x'/nT - T + b_2 x'/nT - 2T ; \quad /5.3.28/$$

gdzie:

$X' / nT /$ - nowa wartość parametru X w punkcie /na klatce/ nT ,

$X / nT /$ - stara wartość parametru X w punkcie nT ,

$nT-T$ - punkt poprzedzający punkt nT ,

$nT-2T$ - punkt poprzedzający punkt $nT-T$.

Stara wartość parametru X oznacza wartość położenia zmierzoną na zdjęciu i pomnożoną przez α . A więc X to jest $x_{\text{rzeczywiste}}$. Nowa wartość X' oznacza $x_{\text{rzeczywiste}}$ wygładzone.

Zestaw współczynników a_0, a_1, a_2, b_1, b_2 jest zależny od tego, jak bardzo chcemy wygładzić wykres. Ich wartości są funkcją:

- częstości próbkowania $1/\Delta t = f_s$ $/\Delta t$ ze wzoru 5.3.14/,

- częstości obciążenia f_c ,

f_c określa górną granicę częstości, jakie mogą występować na wykresie wygładzonym. Tabela 5.3.1. przedstawia wartości współczynników w funkcji stosunku f_s/f_c .

Tabela 5.3.1. Wartości współczynników a_0, a_1, a_2, b_1 i b_2 ze wzoru 5.3.28 w funkcji stosunku f_s/f_c

f_s/f_c	a_0	a_1	a_2	b_1	b_2
4,0	0,2929	0,5858	0,2929	0	-0,1716
5,0	0,2066	0,4132	0,2066	0,3695	-0,1959
6,0	0,15505	0,3101	0,15505	0,6202	-0,2404
7,0	0,1212	0,2424	0,1212	0,8030	-0,2878
8,5	0,0884	0,1768	0,0884	1,0011	-0,3547
10,0	0,06745	0,1349	0,06745	1,1430	-0,4128
12,0	0,0495	0,0990	0,0495	1,2796	-0,4776
14,0	0,0379	0,0758	0,0379	1,3789	-0,5305
16,0	0,02995	0,0599	0,02995	1,4542	-0,5740
18,0	0,0243	0,0483	0,0243	1,5134	-0,6106
20,0	0,0201	0,0402	0,0201	1,5610	-0,6414

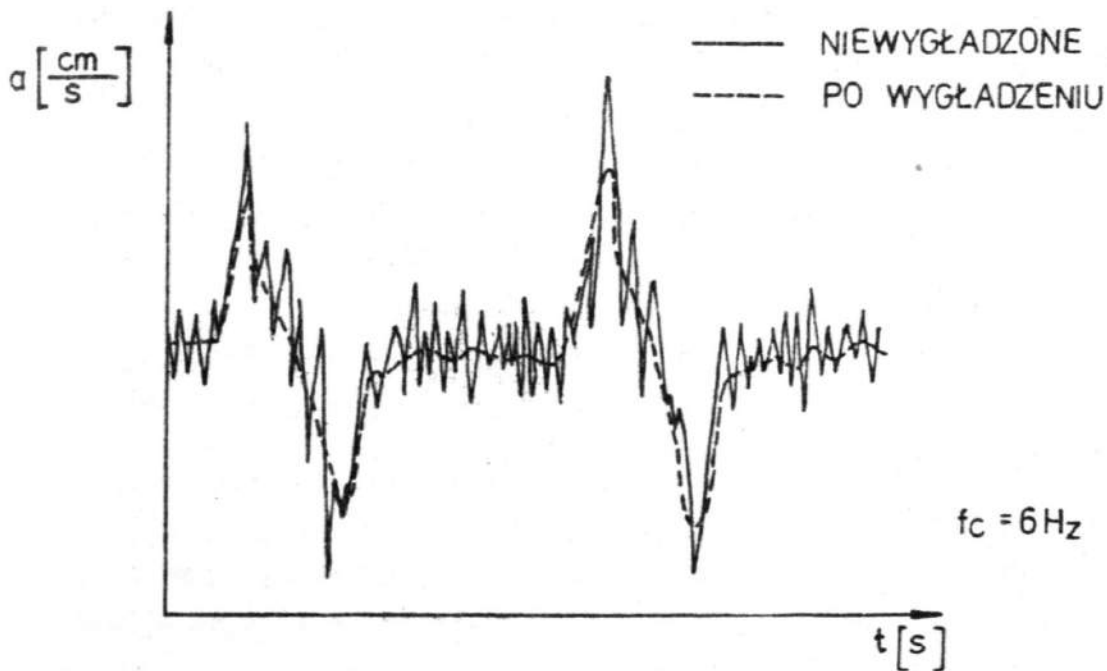
Mając wartości x rzeczywiste wygładzone obliczamy wartości prędkości i przyspieszenia ze wzorów:

$$v_n^x = \frac{x_{n+1} - x_{n-1}}{2\Delta t} \quad \left[\frac{\text{ms}^{-1}}{\right] \quad /5.3.29/$$

$$a_n^x = \frac{v_{n+1}^x - v_{n-1}^x}{2\Delta t} \quad \left[\frac{\text{ms}^{-2}}{\right] \quad /5.3.30/$$

gdzie: Δt jest określone wzorem /5.3.14/, n oznacza numer rozpatrywanej klatki filmowej /kolejny punkt na osi czasu/.

Wzór /5.3.28/ przedstawia dolnoprzepustowy filtr cyfrowy /Butterworth-type low-pass filter/, a skutek zastosowania tego filtra do wygładzenia danych wejściowych /wartości współrzędnych/ pokazano na ryc.5.3.15.



Ryc.5.3.15. Przykład zastosowania dolnoprzepustowego filtra cyfrowego do wygładzania współrzędnych rejestrowanych za pomocą telewizji. Obliczono przyspieszenie poziome czubka buta podczas chodu.

5. Przykłady wykorzystania parametrów kinematycznych ruchu do obliczenia siły, pracy, mocy

a. Obliczenie siły

Znając masę poruszającego się obiektu oraz jego przyspieszenie można wyliczyć wartość siły działającej na obiekt o masie m ze wzoru:

$$F = m \cdot a \quad /N = \text{kg} \cdot \text{m} \cdot \text{s}^{-2} / \quad /5.3.31/$$

Przykład:

Podczas odbicia do skoku wwyż środek masy zawodnika posiadał w pewnej chwili następujące wartości przyrostów prędkości: $d^{v_x} = 1 \text{ ms}^{-1}$, $d^{v_y} = 4 \text{ ms}^{-1}$. Masa zawodnika wynosiła $m = 75 \text{ kg}$. Film wykonano kamerą o $f = 25 \text{ Hz}$, $\alpha = 10$. β była równa 2.

Jakie były składowe pionowa i pozioma siły reakcji podłoża podczas odbicia?

Rozwiązanie:

$$\text{Krok czasowy } \Delta t = \beta / f = 2 / 25 \text{ Hz} = 1 / 12,5 \quad [s] \quad /5.3.32/$$

$$\text{Stąd: } 1 / \Delta t = 12,5 \quad /s^{-1}/ \quad /5.3.33/$$

$$a^x = d^{v_x} / \Delta t = 1 \text{ ms}^{-1} \cdot 12,5 \text{ s}^{-1} = 12,5 \text{ ms}^{-2} \quad /5.3.34/$$

$$a^y = d^{v_y} / \Delta t = 4 \text{ ms}^{-1} \cdot 12,5 \text{ s}^{-1} = 50,0 \text{ ms}^{-2} \quad /5.3.35/$$

Reakcja pozioma i pionowa mogą być wyznaczone z zasady d'Alemberta.

Reakcja pionowa:

$$R_y = Q + m \cdot a^y = 735 \text{ N} + 75 \text{ kg} \cdot 50 \text{ ms}^{-2} = 4485 \text{ N} \quad /5.3.36/$$

$$\text{gdzie: } Q - \text{ciężar ciała} \quad /Q = \Delta \cdot g = 75 \cdot 9,81 = 735/ \quad /5.3.37/$$

Reakcja pozioma:

$$R_x = m \cdot a^x = 75 \text{ kg} \cdot 12,5 \text{ ms}^{-2} = 938 \text{ N} \quad /5.3.38/$$

b. Obliczenie pracy

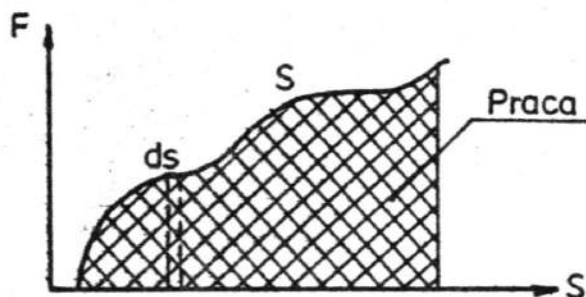
Pracę obliczamy z ogólnego wzoru:

$$W = \int_s \vec{F} \cdot d\vec{s} \quad /5.3.39/$$

gdzie F - wypadkowa siła działająca na ciało przyłożona w jego środku masy.

ds - element drogi

Jednostką pracy w układzie SI jest dżul /J/



Ryc.5.3.16. Graficzna interpretacja pracy.

Przykład:

Obliczyć pracę, jaką wykonał zawodnik podczas skoku wzwyż, jeśli położenie jego środka ciężkości /śc/ było:

$h_0 = 1,05$ m - wysokość śc w momencie utraty kontaktu z podłożem,

$h_{max} = 1,90$ m - wysokość śc w najwyższym punkcie lotu.

Opory powietrza pomijamy.

Rozwiązanie:

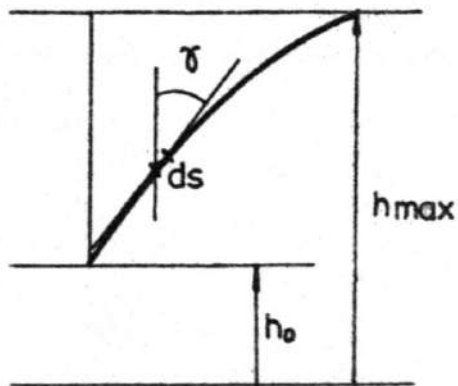
Jedyną siłą zewnętrzną działającą na zawodnika w trakcie lotu jest siła ciężkości Q stała jako wektor.

Wobec tego:

$$\text{Praca } W = \int_{\mathcal{S}} \vec{F} \cdot d\vec{s} = \int_{\mathcal{S}} Q \cdot ds \cdot \cos \gamma = Q \int_{\mathcal{S}} ds \cdot \cos \gamma \quad /5.3.40/$$

$$W = Q \cdot \int_h dh = Q \cdot /h_{max} - h_0/ \quad /5.3.41/$$

$$W = 735 /1,90 - 1,05/ \text{ [Nm]} = 735 \text{ N} \cdot 0,85 \text{ m} = 624 \text{ Nm} = 624 \text{ J} \quad /5.3.42/$$



Ryc.5.3.17. Tor lotu środka ciężkości podczas skoku wzwyż.

c. Obliczenie mocy

Moc jest zdefiniowana wzorem:

$$P = \frac{dW}{dt} \quad /5.3.43/$$

Jednostką mocy w układzie SI jest wat $[W = J \cdot s^{-1}]$

Z definicji mamy:

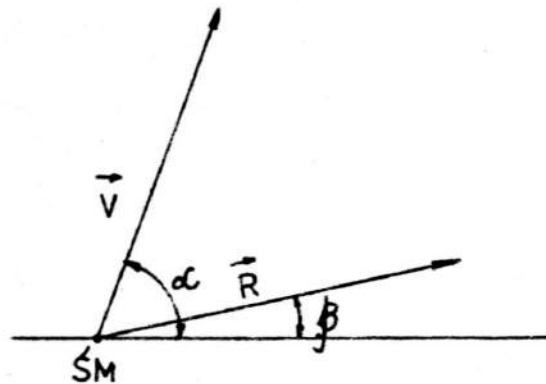
$$P \cdot dt = dW \quad /5.3.44/$$

$$\text{Stąd } P \cdot dt = \int_s \vec{F} \cdot d\vec{s} = \int_t \vec{F} \cdot \vec{v} \cdot dt. \quad /5.3.45/$$

$$\text{Zatem } P = \vec{F} \cdot \vec{v} \quad /5.3.46/$$

Przykład:

Oblicz moc, jaką rozwinął zawodnik podczas odbicia do skoku wzwyż w chwili, gdy prędkość jego środka masy wynosiła $v = 4 \text{ m/s}$ i była skierowana pod kątem $\alpha = 70^\circ$ do poziomu, a całkowita siła reakcji podłoża miała wartość $R = 600 \text{ N}$ i była skierowana pod kątem $\beta = 10^\circ$ do poziomu. Wektory \vec{v} i \vec{R} przyłożone do środka masy skaczącego przedstawiono na ryc.5.3.18.



Ryc.5.3.18. Wektory \vec{v} i \vec{R} w pewnej chwili odbicia do skoku wzwyż.

Rozwiązanie:

Moc jest iloczynem skalarnym siły i prędkości:

$$P = \vec{R} \cdot \vec{v} \quad /5.3.47/$$

$$\text{czyli: } P = Fv \cos \gamma \quad /5.3.48/$$

$$\text{gdzie: } \gamma = \alpha - \beta \quad /5.3.49/$$

Wartość interesującej nas mocy wynosi więc:

$$P = 600 \text{ N} \cdot 4 \text{ m/s} \cos /70^\circ - 10^\circ/ = 1200 \text{ W} \quad /5.3.50/$$

Odpowiedź: Zawodnik rozwinął w określonej w treści zadania chwili moc 1200 watów.

IV. Przebieg ćwiczenia i opracowanie wyników pomiarowych

1. Wpisać do tabeli 5.3.2: częstotliwość filmowania f , liczbę β , mówiącą co która klatka będzie analizowana, częstotliwość obcinania f_c .
2. Wpisać do tabeli 5.3.4 współrzędne zmierzone na zdjęciu x^i .
3. Obliczyć pomniejszenie zdjęć /podziałkę/ d . Podziałka jest to stosunek długości rzeczywistej do długości na zdjęciu wzór /5.3.15/. Zmierzyć na zdjęciu l_z , wpisać do tabeli 5.3.2

$$l_z, l_r \text{ oraz obliczone } d \begin{matrix} [\text{m}] \\ [\text{m}] \end{matrix}$$
$$d = \frac{l_r}{l_z} \quad \begin{matrix} [\text{m}] \\ [\text{m}] \end{matrix}$$

/5.3.51/

4. Obliczyć według wzoru /5.3.52/ wartości rzeczywiste współrzędnych i wpisać je do tabeli 5.3.4:

$$X = \mathcal{L} x' \quad /5.3.52/$$

5. Obliczyć częstotliwość próbkowania f_s i wpisać do tabeli 5.3.2:

$$f_s = \frac{f}{B} \quad /5.3.53/$$

6. Obliczyć stosunek częstotliwości próbkowania do częstotliwości obcinania i wpisać do tabeli 5.3.2:

$$\frac{f_s}{f_0} = \quad /5.3.54/$$

7. Wpisać do tabeli 5.3.3 z tabeli 5.3.1 odpowiednie do obliczonego w punkcie 6 stosunku $\frac{f_s}{f_0}$ współczynniki wzoru wygładzającego /filtru cyfrowego/ /5.3.28/ a_0, a_1, a_2, b_1, b_2 .

8. Obliczyć na podstawie wzoru /5.3.28/ wartości wygładzone $x_n = X/nT$ /5.3.55/ i wpisać je do tabeli 5.3.4. w rubryce x_n :

$$x_n = X/nT = a_0 X/nT + a_1 X/nT - T + a_2 X/nT - 2T + b_1 X/nT - T + b_2 X/nT - 2T /5.3.56/$$

9. Obliczyć według wzoru /5.3.14/ krok czasowy Δt :

$$\Delta t = \frac{B}{f} \quad [s] \quad /5.3.57/$$

10. Obliczyć wartości prędkości v_n^x i a_n^x za pomocą wzorów /5.3.29/ i /5.3.30/:

$$v_n^x = \frac{x_{n+1} - x_{n-1}}{2\Delta t} \quad /5.3.58/$$

$$a_n^x = \frac{v_{n+1}^x - v_{n-1}^x}{2\Delta t} \quad /5.3.59/$$

11. Nanieść obliczone wartości x_n, v_n^x, a_n^x na wykres i poprowadzić przez nie gładkie linie.

SPRAWOZDANIE Z ĆWICZENIA: 5.3.

POMIAR PARAMETRÓW KINEMATYCZNYCH RUCHU CZŁOWIEKA

METODĄ FOTOGRAMETRYCZNĄ

	Imię i nazwisko	Rok studiów	Grupa	Data
Wykonał				

Ocena	Podpis

Czynność ruchowa	
Analizowany punkt	
Kierunek analizy	

Tabela 5.3.2. Parametry przyjęte do obróbki fotogrametrycznej

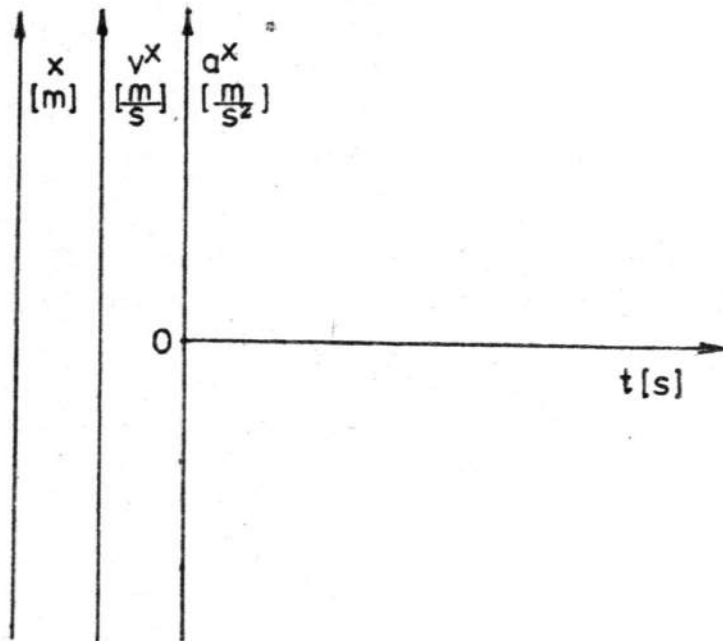
f	β	f_c	l_r	l_z	α	f_s	$\frac{f_s}{f_c}$	Δt
$\frac{\text{klatek}}{s}$	—	Hz	m	m	—	Hz	—	s

Tabela 5.3.3. Wartości współczynników z równania /5.3.28/

a_0	a_1	a_2	b_1	b_2

Tabela 5.3.4. Zamierzone wartości parametrów ruchu

n	x'	X	x_n	v_n^x	a_n^x
	m	m	m	ms^{-1}	ms^{-2}
1					
2					
3					
35					



Ryc. 5.3.19. Zależność położenia x , prędkości v^x i przyspieszenia a^x od czasu t .

5.4. Ocena symetrii chodu człowieka

I. Wstęp

Chód jest najczęściej wykonywaną przez człowieka czynnością ruchową. Naukowcy od wielu już lat badają różne problemy związane z ludzką lokomocją, ostatnio z zastosowaniem najnowszych osiągnięć techniki. Podstawą analizy chodu jest rejestracja jego parametrów metodami optycznymi /zdjęcia, film, magnetowid/, goniometrycznymi /potencjometry w osiach obrotu stawów/ lub dynamometrycznymi /dynamometry, platformy dynamometryczne, chodniki tensometryczne i piezoelektryczne/. Otrzymany zapis można poddać obróbce komputerowej w celu obliczenia parametrów chodu i jego oceny.

Jednoznaczna ocena chodu możliwa jest tylko na podstawie sprecyzowanego kryterium oceny. Ocena chodu jest zagadnieniem o ogromnym znaczeniu w przypadku chodu patologicznego, a szczególnie podczas kontroli postępów usprawniania.

II. Cel ćwiczenia

Celem ćwiczenia jest praktyczne zapoznanie studentów z wybraną metodą pomiaru czasu trwania poszczególnych faz chodu i jego ocena według kryterium symetrii.

III. Wiadomości teoretyczne

1. Charakterystyczne cechy chodu prawidłowego

Chód zaliczany do czynności lokomocyjnych jest najbardziej naturalnym sposobem poruszania się człowieka. Z tego względu od ponad stu lat budzi on zrozumiałe zainteresowanie badaczy. Pełny opis i analiza chodu są bardzo trudne ze względu na dużą złożoność układu ruchowego człowieka.

Chód człowieka jest czynnością cykliczną, tzn. składa się z kolejno następujących po sobie takich samych faz. Podczas jednego cyklu każda kończyna dolna znajduje się raz w fazie podporu, raz w fazie przenoszenia. Faza podporu rozpoczyna się w momencie zetknięcia pięty z podłożem, a kończyny w chwili oderwania tej samej kończyny od podłoża.

W czasie podporu wyróżnia się następujące trzy fazy:

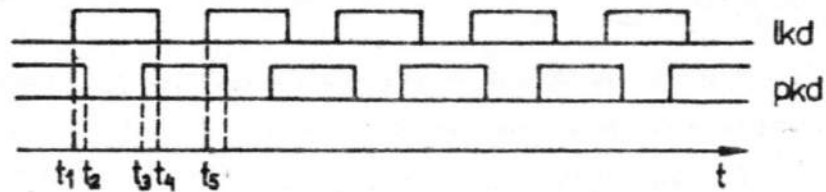
- 1/ postawienie kończyny dolnej;
- 2/ pionowe położenie kończyny dolnej;
jest to chwila, w której rzut środka masy ciała przecina oś obrotu w stawie skokowo-goleniowym;
- 3/ odbicie; kończyna dolna podporowa znajduje się z tyłu za płaszczyzną czołową przechodzącą przez oś obrotu w stawie biodrowym.

W czasie przenoszenia kończyny dolnej wyróżnia się zwykle następujące fazy:

- 1/ faza przyspieszenia kończyny dolnej wymachowej z tylnego położenia do pionowego; kończyna dolna wykonuje ruch przyspieszony, podczas zginania w stawie biodrowym;
- 2/ położenie pionowe kończyny dolnej przenoszonej; jej środek masy znajduje się dokładnie pod stawem biodrowym;
- 3/ faza hamowania kończyny dolnej z położenia pionowego do przodu, w fazie tej kończyna dolna porusza się ruchem opóźnionym.

Podczas chodu prawidłowego w jednym cyklu około 60% czasu przypada na fazę podparcia, a około 40% na fazę przenoszenia. Wynika stąd wniosek, że zawsze przynajmniej jedna kończyna dolna ma kontakt z podłożem. Nie ma więc bezpodporowych faz chodu, są natomiast fazy, w których istnieje kontakt obu stóp z podłożem. Można wyróżnić przedział czasu, w którym tylko jedna kończyna dolna opiera się o podłoże /faza pojedynczego podporu/, jak również przedział czasu, w którym obydwie kończyny dolne są z nim w kontakcie /faza podwójnego podporu/.

W fazie podwójnego podporu jedna kończyna dolna /wykroczna/ opiera się na pięcie, a druga /zakroczna/ na przodostopiu. W każdym cyklu około 20% czasu przypada na fazę podwójnego podporu.



Ryc. 5.4.1. Czas trwania poszczególnych faz chodu.

$t_2 - t_1$ - czas trwania fazy podwójnego podporu,

$t_3 - t_2$ - czas trwania fazy pojedynczego podporu
/kończyna dolna lewa/, faza przenoszenia
/kończyna dolna prawa/,

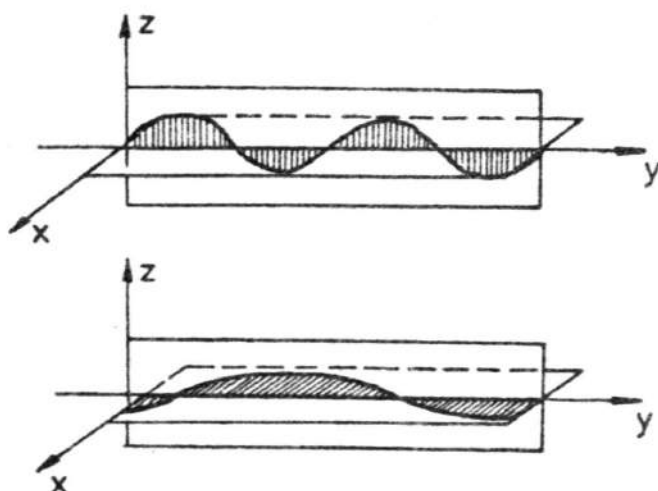
$t_4 - t_3$ - czas trwania fazy podwójnego podporu,

$t_5 - t_4$ - czas trwania fazy pojedynczego podporu
/kończyna dolna prawa/, faza przenoszenia
/kończyna dolna lewa/,

$t_5 - t_1$ - czas trwania jednego cyklu

Chód prawidłowy charakteryzuje się identycznym czasem trwania odpowiadających sobie faz.

Środek masy ciała podczas chodu przemieszcza się wzdłuż sinusoidy przestrzennej. Na ryc. 5.4.2 przedstawiono zmianę położenia środka masy ciała w płaszczyźnie pionowej oraz w płaszczyźnie poziomej.



Ryc. 5.4.2. Zmiana położenia środka masy ciała w płaszczyźnie pionowej i w płaszczyźnie poziomej podczas chodu.

Najwyższe położenie środka masy obserwowane jest w położeniu pionowym kończyny dolnej w czasie pojedynczego podparcia, a najniższe w czasie podwójnego podparcia. Wchylenia pionowe środka masy są tym większe, im większa jest długość kroku. Przemieszczenie środka masy w płaszczyźnie poprzecznej związane jest ze skręceniem miednicy oraz z przeniesieniem ciężaru ciała z jednej kończyny dolnej na drugą. Amplituda tych wychyleń będzie tym większa, im większa jest szerokość podstawy chodu.

Podczas chodu prawidłowego amplitudy ruchu środka masy w obu wyżej wymienionych płaszczyznach są symetryczne i zwykle nie przekraczają 5 cm.

Zmianie ulega wielkość siły nacisku na podłoże. W chodzie prawidłowym wartości sił nacisku na podłoże prawej i lewej kończyny dolnej zmieniają się tak samo.

Na skutek dużej bezwładności ciała nie obserwuje się gwałtownych zmian prędkości środka masy. Zmieniają się natomiast w sposób istotny prędkości poszczególnych części ciała.

2. Ocena chodu

Chód człowieka opisuje bardzo duża liczba wielkości fizycznych zmieniających się w czasie. Nie sposób zmierzyć wszystkie parametry opisujące chód człowieka, a tym bardziej analizować je. W praktyce klinicznej wybrano kilka wielkości fizycznych opisujących chód /pochylenie miednicy, skręcenie miednicy, kąt w stawie biodrowym, kąt w stawie kolanowym itd./, które powinny być podstawą do opisu i analizy chodu. Jednakże rutynowe ich mierzenie jest trudne ze względu na ograniczony dostęp do odpowiednich urządzeń, skomplikowanie i czasochłonność takich badań. Drugim równie ważnym problemem w analizie chodu jest zagadnienie sformułowania kryterium oceny chodu. Kryterium oceny chodu, czyli kryterium oceny techniki ruchu, jest to taka reguła /umowa, relacja/, która na podstawie zmierzonych parametrów ruchu pozwala w sposób jednoznaczny uszeregować osoby badane ze względu na jakość wykonywania ruchu.

Przykładem kryterium oceny chodu jest następujące założenie: mierzymy wychylenie środka masy osoby badanej w czasie chodu w płaszczyźnie strzałkowej i dodajemy /całkujemy/ je na określonej drodze. Badany, który ma najmniejszą sumaryczną wartość wychyleń, chodzi najlepiej. Można podać bardzo dużo kryteriów oceny chodu, ale jednocześnie nie ma kryterium, które byłoby jednoznaczne z globalną oceną chodu czy jakiegokolwiek innego aktu ruchowego. Dlatego tak duże znaczenie ma sprecyzowanie kryterium, jakie przyjęto do oceny chodu, ponieważ przy zastosowaniu różnych kryteriów oceny mogą być skrajnie różne. Kryterium oceny techniki chodu /ruchu/ powinno eliminować z wpływu na ocenę: cechy somatyczne badanego i jego możliwości rozwijania mocy. Na przykład nie są kryteriami oceny chodu:

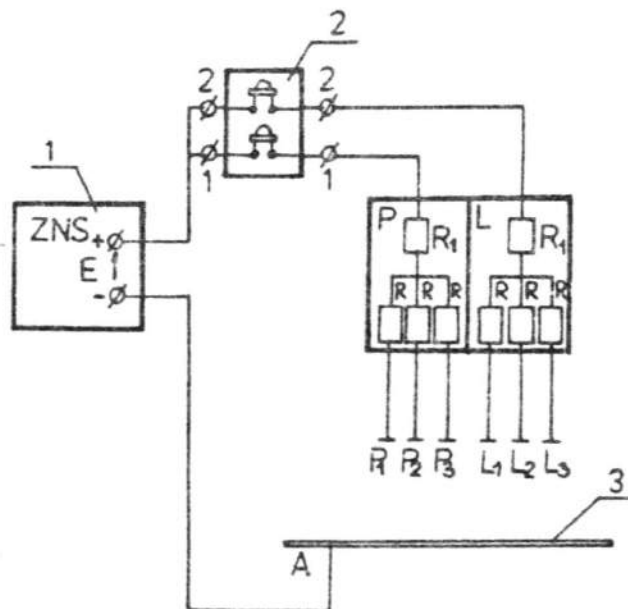
- długość kroku, ponieważ osoba wyższa ma z reguły dłuższy krok,
- czas pokonywania zadanego dystansu, ponieważ decyduje tu rozwijana przez badanego moc.

Podanie dobrego kryterium oceny techniki ruchu /chodu/ jest rzeczą bardzo trudną i wymaga rzetelnej wiedzy o danym akcie ruchowym /chodzie/, a niedopuszczalnym, choć często spotykanym w literaturze medycznej i sportowej, błędem jest dokonywanie rozległej analizy techniki ruchu, wyciąganie wniosków, nawet optymalizacja takiego ruchu bez podawania, jakie kryterium zostało zastosowane.

Innym przykładem kryterium, które można zastosować do oceny chodu podobnie jak do oceny wielu różnych ruchów cyklicznych, jest kryterium identyczności przebiegów wielkości fizycznych mierzonych dla prawej i lewej strony badanego, czyli symetria. Do zbadania czasu trwania różnych faz chodu można zastosować bardzo prostą aparaturę stykową, a opracowanie wyników sprowadza się do wykonania nieskomplikowanych działań arytmetycznych.

3. Opis stanowiska laboratoryjnego

Na ryc. 5.4.3 przedstawiony jest schemat elektryczny stanowiska laboratoryjnego służącego do pomiaru czasu trwania poszczególnych faz chodu.



Ryc. 5.4.3. Schemat elektryczny obwodu pomiarowego.

Metalowe styki $P_{1...3}$, $L_{1...3}$ przymocowane są do obuwia treningowego prawej i lewej kończyny dolnej odpowiednio w okolicach pięty, głowy V kości śródstopia i palucha i połączone są przewodami z zestawami oporników obwodu L i P. Rejestrator pętlicowy /2/ zapisuje zmiany natężenia prądu płynącego przez obwód L i P. Układ pomiarowy zasilany jest z źródła stabilizowanego napięcia / 1 /.

W chwili gdy styki $P_{1...3}$ oraz $L_{1...3}$ są izolowane od metalowego chodnika / 3 /, wielkość natężenia prądu w obwodach L i P jest równa zero. Taka też wartość prądu zostanie zapisana przez rejestrator.

Gdy na chodnik zostanie postawiona np. prawa kończyna dolna jako pierwszy zostanie zwarty styk P_1 przymocowany w okolicach pięty. Obwód P zostanie zamknięty poprzez oporniki R_1 oraz R. W obwodzie popłynie prąd, którego natężenie wynosi:

$$I_{p1} = \frac{E}{R_1 + R} \quad /5.4.1/$$

W dalszym ciągu obliczeń okaże się, że wygodnie jest dobrać opornik R_1 tak, aby miał on wartość R.

Wtedy:

$$R_1 = R \quad /5.4.2/$$

$$I_{p1} = \frac{E}{R + R} = \frac{E}{2R} \quad /5.4.3/$$

Przepływ prądu w obwodzie spowoduje wychylenie lusterka pętlicy w rejestratorze, a tym samym zapisana zostanie zmiana wartości natężenia prądu w obwodzie P.

W następnym momencie zwarty zostanie styk P_2 znajdujący się w okolicy głowy V kości śródstopia. Zwarte więc będą z chodnikiem jednocześnie styki P_1 i P_2 . Oporniki dołączone bezpośrednio do tych styków są teraz połączone równolegle co powoduje zmianę wartości natężenia prądu płynącego przez obwód P. Będzie ona teraz wynosiła:

$$I_{p2} = \frac{E}{R_1 + RIIR} \quad /5.4.4/$$

Symbol "RIIR" oznacza, że dwa oporniki o rezystancjach R są połączone równolegle i wartość ich rezystancji zastępczej wynosi:

$$RIIR = \frac{R \cdot R}{R+R} = \frac{R^2}{2R} = \frac{R}{2} \quad /5.4.5/$$

Z zależności /5.4.2/, 5.4.4/, /5.4.5/ otrzymamy:

$$I_{p2} = \frac{E}{R + \frac{R}{2}} = \frac{2E}{3R} \quad /5.4.6/$$

Rejestrator zapisze wartość natężenia prądu I_{p2} większą od I_{p1} .

W chwili gdy na chodniku postawiona zostanie cała stopa, wszystkie trzy styki P_1 , P_2 i P_3 zostaną zwarte. Wartość natężenia prądu płynącego teraz przez obwód P będzie wynosiła:

$$I_{p3} = \frac{E}{R_1 + /RIIR/IIR} \quad /5.4.7/$$

gdzie: /RIIR/IIR oznacza połączenie równoległe trzech oporników o rezystancji R. Mogą być one zastąpione przez jeden opornik o rezystancji zastępczej:

$$/RIIR/IIR = \frac{\frac{R}{2} \cdot R}{\frac{R}{2} + R} = \frac{R}{3} \quad /5.4.8/$$

Ze wzorów /5.4.2/, /5.4.7/ /5.4.8/ wynika, że:

$$I_{p3} = \frac{E}{R + \frac{R}{3}} = \frac{3E}{4R} \quad /5.4.9/$$

Mierzony i zarejestrowany prąd w obwodzie P osiąga teraz swoją największą wartość $I_{p3} = \frac{3E}{4R}$.

Następną fazą w ruchu stopy jest oderwanie pięty od podłoża, co pociąga za sobą rozwarście znajdującego się na niej styku P_1 . Zwarte są więc tylko styki P_2 i P_3 . Stąd wartość natężenia płynącego prądu jest równa:

$$I_{p4} = \frac{E}{R_1 + R_{II}R} \quad /5.4.10/$$

korzystając z /5.4.2/, /5.4.5/ /5.4.9/ jest:

$$I_{p4} = \frac{E}{R + \frac{R}{2}} = \frac{2E}{3R} \quad /5.4.11/$$

Oderwanie od podłoża styku P_2 znajdującego się w okolicy głowy V kości śródstopia spowoduje, że przez krótką chwilę w kontakcie z chodnikiem będzie tylko styk P_3 umocowany na paluchu. Natężenie prądu jest wtedy równe:

$$I_{p5} = \frac{E}{R_1 + R} \quad /5.4.12/$$

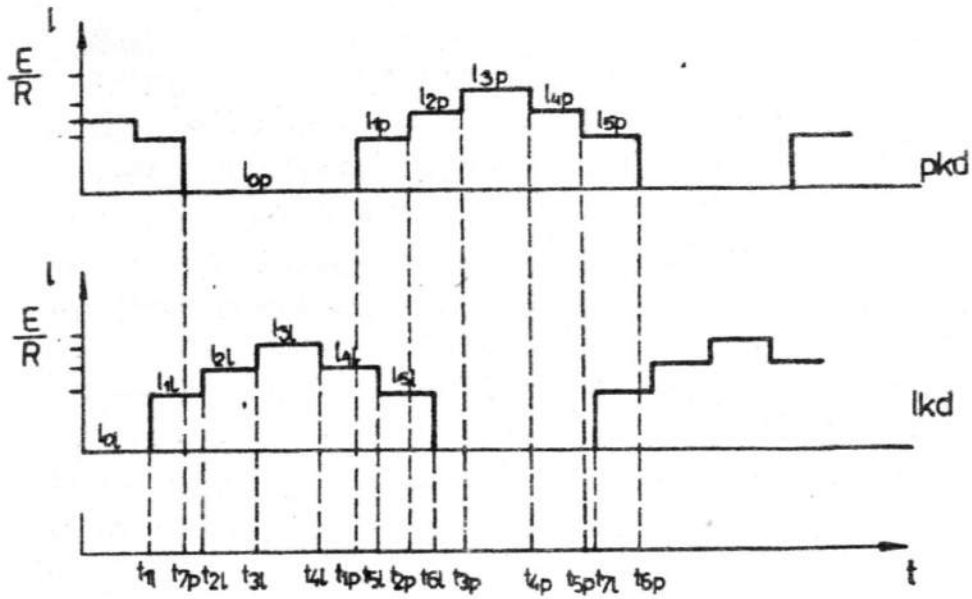
korzystając z/5.4.2/ otrzymujemy:

$$I_{p5} = \frac{E}{R + R} = \frac{E}{2R} \quad /5.4.13/$$

Rozwarście ostatniego styku P_3 spowoduje, że przerwany zostanie przepływ prądu przez obwód P . Mierzona wartość natężenia prądu w obwodzie P będzie miała wartość równą zeru aż do chwili ponownego zwarcia styku P_1 z metalowym chodnikiem.

Analogiczne rozumowanie można przeprowadzić dla obwodu L . Należy przy tym zauważyć, że zmiany natężeń prądów mierzonych w obydwu obwodach odbywają się niezależnie i stan jednego obwodu nie ma wpływu na stan obwodu drugiego.

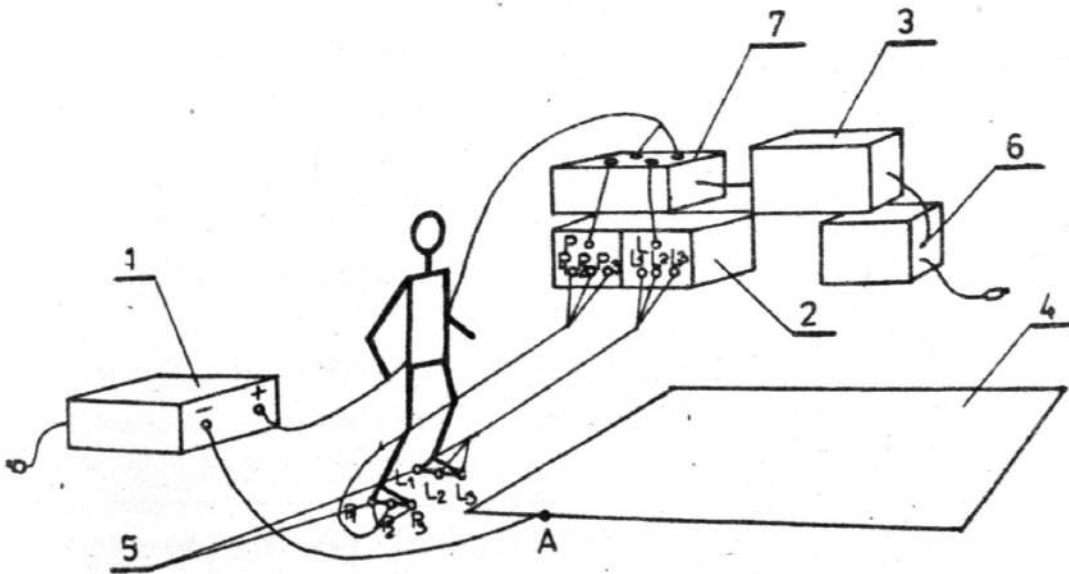
Przykład zarejestrowanych zmian wartości natężenia prądu w obwodzie L i P dla jednego cyklu przedstawiono na ryc. 5.4.4.



Ryc. 5.4.4. Przykład zmian wartości natężenia prądu w obwodzie L i P dla jednego cyklu.

IV. Przebieg ćwiczenia

Na ryc.5.4.5 przedstawiono widok układu pomiarowego.



Ryc. 5.4.5. Widok układu pomiarowego.

1. Połączenie układu pomiarowego

- połączyć przewodem zacisk oznaczony / + / zasilacza / 1 / z jednym z pary zacisków kostki / 7 / oznaczonych od 1 do 16. Następnie połączyć zacisk / + / zasilacza z jednym z innej pary zacisków kostki / 7 /. Zaciski kostki / 7 / są wyprowadzeniami pętlic rejestratora / 3 /;
- drugi z pary zacisków kostki / 7 / połączyć z zaciskiem oznaczonym P kostki zawierającej zestaw oporników / 2 /. Czynność powtórzyć dla drugiej z wybranych par zacisków kostki / 7 / łącząc wyprowadzenia drugiej pętlicy z zaciskiem L kostki / 2 /;
- połączyć zaciski P_1 , P_2 , P_3 oraz L_1 , L_2 , L_3 kostki zawierającej zestaw oporników / 2 / odpowiednio z zaciskami P_1 /pięta/, P_2 /śródstopie/, P_3 /paluch/, L_1 , L_2 , L_3 prawego i lewego buta / 5 /;
- połączyć zacisk /- / zasilacza / 1 / z zaciskiem A umieszczonym na metalowym chodniku / 4 /;
- uziemić obudowę oscylografu / 3 /;
- sprawdzić, czy przyciski "sieć" zasilacza / 1 / oraz rejestratora / 3 / są wyłączone;
- włączyć wtyczkę zasilacza oscylografu / 6 / do gniazdka sieciowego;
- włączyć wtyczkę zasilacza / 1 / do gniazdka sieciowego.

2. Sposób przeprowadzenia pomiarów

- przełącznikiem "sieć" włączyć zasilacz / 1 /;
- przełącznikiem "sieć" włączyć rejestrator / 3 /;
- przełącznik "lampa rtęciowa" na rejestratorze ustawić w położeniu "włączony". Przed przysapieniem do pomiarów należy poczekać do momentu włączenia lampy rtęciowej sygnalizowanego przez pojawienie się świetlnych plamek na skali rejestratora;

- ustawić na rejestratorze żadaną szybkość przesuwu papieru;
- uruchomić zapis rejestratora podając jednocześnie komendę rozpoczęcia ćwiczenia przez badanego;
- po skończonej serii pomiarów oderwać część światłoczułego papieru z zarejestrowanymi przebiegami. W celu wywołania przebiegów papier należy naświetlić;
- po zakończeniu pomiarów rozłączyć obwód pomiarowy. Przed wyjęciem wtyczek z gniazdek sieciowych należy wyłączyć przycisk "sieć" rejestratora oraz zasilacza.

Pomiar wykonać dla osoby zdrowej oraz niepełnosprawnej wg wskazówek prowadzącego.

V. Opracowanie wyników pomiarowych

1. Obliczenie czasu trwania poszczególnych faz chodu

W przypadku użycia rejestratora pętlicowego zapisywane są zmiany wartości natężenia prądu w obwodach L i P. Wynoszą one odpowiednio:

$I_0 = 0$ styki P_1, P_2, P_3 /lub L_1, L_2, L_3 / nie mają kontaktu z metalowym chodnikiem,

$I_1 = \frac{1E}{2R}$ zwarty z chodnikiem styk P_1 / L_1 /,

$I_2 = \frac{2E}{3R}$ zwarte z chodnikiem styki P_1, P_2 / L_1, L_2 /,

$I_3 = \frac{3E}{4R}$ zwarte z chodnikiem styki P_1, P_2, P_3 / L_1, L_2, L_3 /,

$I_4 = \frac{2E}{3R}$ zwarte z chodnikiem styki P_2, P_3 / L_2, L_3 /,

$I_5 = \frac{1E}{2R}$ zwarte z chodnikiem styki P_3 / L_3 /.

Czas trwania poszczególnych faz chodu należy obliczyć z zależności:

$$T_{1p/l/} = \frac{L_{1p/l/}}{v} \quad i = 1, \dots, 8 \quad /5.4.14/$$

gdzie:

$v = \dots\dots\dots / \frac{mm}{s} /$ - szybkość przesuwu taśmy

$L_{1p/l/}$	-	odległość zmierzona w mm pomiędzy punktami	t_{1p}	i	$t_{2p}/t_{11}, t_{21}$
$L_{2p/l/}$	-	" " " " " "	t_{2p}	i	$t_{3p}/t_{21}, t_{31}$
$L_{3p/l/}$	-	" " " " " "	t_{3p}	i	$t_{4p}/t_{31}, t_{41}$
$L_{4p/l/}$	-	" " " " " "	t_{4p}	i	$t_{5p}/t_{41}, t_{51}$
$L_{5p/l/}$	-	" " " " " "	t_{5p}	i	$t_{6p}/t_{51}, t_{61}$
$L_{6p/l/}$	-	" " " " " "	t_{1p}	i	$t_{7p}/t_{61}, t_{71}$
$L_{7l/l/}$	-	" " " " " "	t_{7p}	i	t_{11} ,
$L_{7p/l/}$	-	" " " " " "	t_{1p}	i	t_{61} ,

- $T_{1p/l/}$ - czas kontaktu pięty z podłożem,
- $T_{2p/l/}$ - " " " i śródstopia z podłożem,
- $T_{3p/l/}$ - " " całej stopy z podłożem,
- $T_{4p/l/}$ - " " głów kości śródstopia i palucha z podłożem,
- $T_{5p/l/}$ - " " palucha z podłożem,
- $T_{6p/l/}$ - czas trwania fazy wymachu,
- $T_{7l/l/}$ - czas trwania fazy podwójnego podporu z lewą nogą wykroczną,
- $T_{7p/l/}$ - czas trwania fazy podwójnego podporu z prawą nogą wykroczną.

Sposób oznaczania chwil czasowych t_{ip} oraz t_{il} przedstawiono na ryc. 5.4.4.

Zmierzone długości $L_{ip/l/}$ oraz obliczone na podstawie zależności /1/ czasy $T_{ip/l/}$ należy wpisać do tabeli 5.4.1.

2. Porównanie czasu trwania fazy oporowej i fazy wymachu jednego cyklu

Obliczyć współczynniki $W_{1p/l/}$ oraz $W_{2p/l/}$ korzystając z niżej podanych zależności:

$$W_{1p/l/} = \frac{T_{6p/l/}}{T_{Op/l/}} \quad 100\% \quad /5.4.15/$$

$$W_{2p/l/} = \frac{T_{8p/l/}}{T_{Op/l/}} \quad 100\% \quad /5.4.16/$$

- gdzie: $W_{1p/l/}$ - procentowy udział czasu trwania fazy wymachu w ciągu jednego cyklu dla kończyny dolnej prawej /lewej/,
- $W_{2p/l/}$ - procentowy udział czasu trwania fazy oporowej w ciągu jednego cyklu dla kończyny dolnej prawej /lewej/,
- $T_{6p/l/}$ - czas trwania fazy wymachu dla kończyny dolnej prawej /lewej/ /s/,
- $T_{8p/l/}$ - czas trwania fazy podporu dla kończyny dolnej prawej /lewej/ /s/,
- $T_{Op/l/}$ - czas trwania całego cyklu w przypadku, gdy prawa /lewa/ kończyna dolna jest kończyną wykroczną /s/,

Wartości $T_{Op/l/}$, $T_{6p/l/}$ oraz $T_{8p/l/}$ należy obliczyć z podanych poniżej zależności:

$$T_{Op/l/} = \frac{L_{Op/l/}}{v} \quad /5.4.17/$$

$$T_{6p/l/} = \frac{L_{6p/l/}}{v} \quad /5.4.18/$$

$$T_{8p/l/} = \frac{L_{8p/l/}}{v} \quad /5.4.19/$$

gdzie: v - prędkość przesuwu taśmy światłoczułej $/\frac{mm}{s}/$

$L_{Op/l/}$ - odległość pomiędzy punktami t_{7p} i t_{6p} dla kończyny dolnej prawej / t_{11} i t_{71} dla kończyny dolnej lewej/ /mm/

$L_{6p/l/}$ - odległość pomiędzy punktami t_{7p} i t_{1p} dla kończyny dolnej prawej / t_{61} i t_{71} dla kończyny dolnej lewej/ /mm/

$L_{Sp/1/}$ - odległość pomiędzy punktami t_{1p} i t_{6p} dla kończyny dolnej prawej / t_{1l} i t_{6l} dla kończyny dolnej lewej/ /mm/

Obliczone wartości wpisać do tabeli 5.4.2.

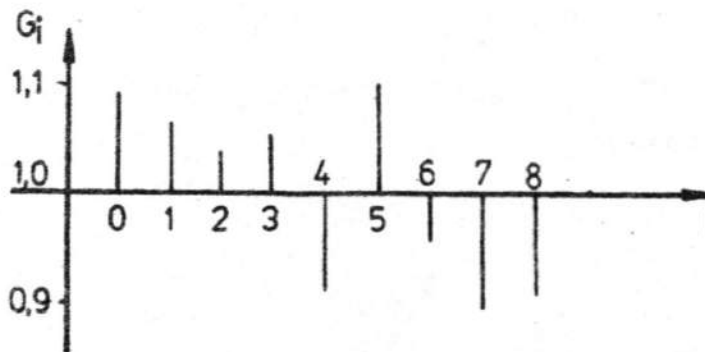
3. Ocena symetrii chodu

Według zależności 5.4.20 obliczyć współczynniki symetrii G_i dla poszczególnych faz chodu:

$$G_i = \frac{T_{il}}{T_{ip}} \quad i = 0, \dots, 8 \quad /5.4.20/$$

Obliczone wartości wpisać do tabeli 5.4.3.

Zaznaczyć wartości współczynników symetrii G_i tak jak to przykładowo podano na ryc. 5.4.6



Ryc. 5.4.6. Graficzne przedstawienie współczynników symetrii chodu G_i

Obliczyć globalny współczynnik symetrii chodu G_{ws} zdefiniowany jako wartość bezwzględna sumy odchyleń poszczególnych współczynników G_i od wartości 1.

$$G_{ws} = \sum_{i=0}^8 |1 - G_i| \quad /5.4.21/$$

Przyjąć, że kryterium symetrii chodu jest minimalna wartość G_{ws} tzn. chód tego z badanych jest najbardziej symetryczny, którego wartość współczynnika G_{ws} jest najmniejsza.

4. Ocena chodu patologicznego

Polecenia z podpunktów 1,2 i 3 wykonać wykorzystując zarejestrowany przebieg zmian czasu kontaktu stopy z podłożem dla osoby niepełnosprawnej. Wyniki obliczeń wpisać odpowiednio do tabeli 5.4.1, 5.4.2 oraz 5.4.3.

5.4. SPRAWOZDANIE Z ĆWICZENIA:

OCENA SYMETRII CHODU CZŁOWIEKA

	Nazwisko i imię	Rok studiów	Grupa	Data
Wykonał				

Ocena	Podpis

Badany	
Wiek badanego	
Masa badanego	
Wysokość ciała badanego	
Rodzaj chodu	

a. Wkleić taśmę z zapisem

b. Obliczenie czasu trwania poszczególnych faz chodu.

$$v = \dots\dots\dots / \frac{\text{mm}}{\text{s}} /$$

Tabela 5.4.1. Odległość $L_1 \dots, L_7$ odczytane z zarejestrowanego wykresu oraz odpowiadające im czasy T_1, \dots, T_7

	L_1	T_1	L_2	T_2	L_3	T_3	L_4	T_4	L_5	T_5	L_6	T_6	L_7	T_7
	mm	s	mm	s	mm	s	mm	s	mm	s	mm	s	mm	s
Kończyna dolna prawa														
Kończyna dolna lewa														

c. Porównanie czasu trwania fazy oporowej i fazy wymachu jednego cyklu:

Tabela 5.4.2. Czas trwania całego cyklu T_0 , fazy wymachu T_6 , fazy podporu T_8 oraz procentowy udział trwania fazy wymachu i fazy podporu w ciągu całego cyklu W_1 i W_2 .

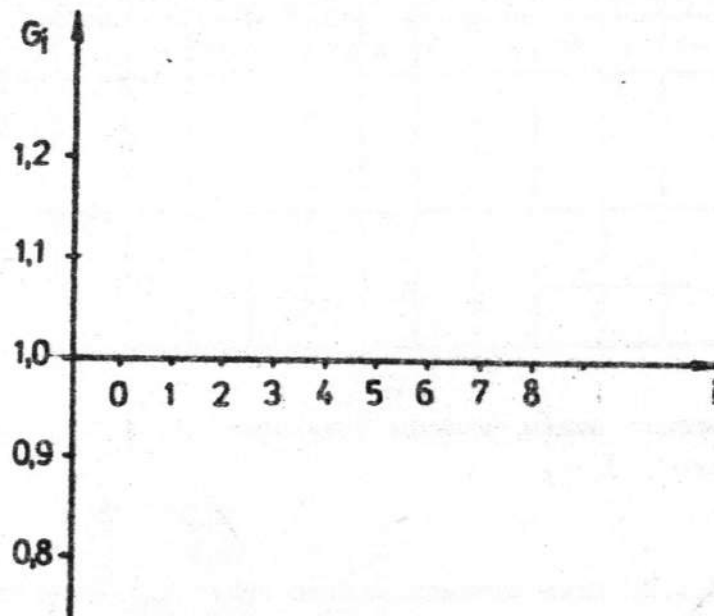
	T_0	T_6	T_8	W_1	W_2
	s	s	s	%	%
Kończyna dolna prawa					
Kończyna dolna lewa					

d. Ocena symetrii chodu:

Tabela 5.4.3. Wartości współczynników symetrii chodu G_i

G_0	G_1	G_2	G_3	G_4	G_5	G_6	G_7	G_8

e. Graficzne przedstawienie współczynników symetrii chodu G_i :



Ryc. 5.4.3. Wartości współczynników symetrii chodu G_i .

f. Obliczenie globalnego współczynnika symetrii chodu:

$$G_{ws} = \sum_{i=0}^8 |1 - G_i| = \dots + \dots + \dots + \dots + \dots + \dots + \dots + \dots + \dots + \dots =$$
$$G_{ws} =$$

- g. Omówić przyczyny powstawania błędów pomiaru i obliczania G_{ws} .
- h. Zaproponować sposób wykorzystania wyżej opisanej metody w rehabilitacji.
- i. Podać przykład innego kryterium oceny techniki chodu.

5.5. Pomiar zakresu ruchu za pomocą goniometru

I. Wstęp

Terminem goniometria określa się pomiar zakresu ruchów w stawach. Pomiaru położenia kątowych w stawach obejmują bierny i czynny zakres ruchu. Czynny jest wynikiem pracy mięśni odpowiedzialnych za jego wykonanie. Bierny - jakim dysponuje dany staw i jest efektem przyłożenia sił zewnętrznych. Bierny zakres ruchu jest na ogół o kilka stopni większy od czynnego w warunkach fizjologicznych. Zakres ruchu w stawie może być wartościową wskazówką dla określenia funkcjonalnej sprawności kończyny. W warunkach patologii stawu różnice pomiędzy zakresem biernym i czynnym mogą świadczyć o stanach zapalnych lub spadku /zaniku/ siły mięśniowej. Zarejestrowane zmiany wartości kątowych w funkcji czasu pozwalają obliczać kątowe parametry ruchu oraz mogą być wykorzystywane w opracowywaniu kryteriów oceny techniki sportowej i podczas modelowania techniki ruchu.

II. Cel ćwiczenia

Celem ćwiczenia jest nauczanie studentów:

- pomiaru zakresu ruchów w wybranych stawach za pomocą goniometru,
- pomiaru zakresu ruchów w wybranych ćwiczeniach z zastosowaniem elektrogoniometru.

III. Wiadomości teoretyczne

1. Wprowadzenie

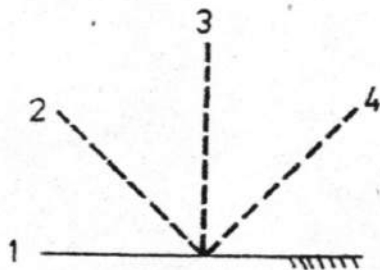
Pomiaru zakresu ruchów dokonuje się zgodnie z międzynarodowym zapisem, zaakceptowanym przez Polskie Towarzystwo Ortopedyczne i Traumatologiczne. Punktem wyjścia do pomiarów jest pozycja pośrednia, czyli zerowa stawów. Odpowiada ona normalnemu, anato-

micznemu położeniu stawów u człowieka, gdy stoi prosto, patrząc przed siebie. Jego nogi są zbliżone do siebie, a stopy ustawione równoległe. Kończyny górne zwisają w stawie ramiennym wzdłuż tułowia, a kciuki rąk zwrócone są ku przodowi.

Przyjęto następujące pozycje zerowe:

- staw łokciowy, kolanowy, biodrowy, nadgarstek, palce rąk i stóp, pełny wyprost /*exstensio*/;
- staw skokowy, stopa pod kątem prostym względem goleni;
- przedramię, po zgięciu w stawie łokciowym do kąta prostego i po przywiedzeniu ramienia do tułowia kciuk zwraca się ku górze, jest to pozycja pośrednia między nawracaniem /*pronatio*/ i odwracaniem /*supinatio*/;
- staw ramienny, ramię zwisa wzdłuż tułowia w pozycji pośredniej między obrotem /*rotatio*/ zewnętrznym a wewnętrznym.

Pomiaru zakresu ruchów dokonuje się badając rzeczywisty ruch obwodowej części kończyny w stosunku do jej części przyśrodkowej. Należy wspomnieć, że istnieje różnica w oznaczaniu położenia kątowych w stawach w biomechanice i medycynie /*ryc.5.5.1*/.



Ryc. 5.5.1. Przykładowe oznaczenie położenia kątowych w stawie łokciowym w wybranych pozycjach: 1. $180^{\circ} / 0^{\circ}$, 2. $135^{\circ} / 45^{\circ}$, 3. $90^{\circ} / 90^{\circ}$, 4. $45^{\circ} / 135^{\circ}$. W nawiasach podano wartości kąta według zapisu przyjętego przez Polskie Towarzystwo Ortopedyczne i Traumatologiczne.

Pomiaru zakresu ruchów dokonujemy za pomocą goniometru. Goniometr przykładą się tak, by ramię nieruchome goniometru przebiegało zgodnie z osią długą odcinka bliższego /nieruchomego/, a ramię ruchome goniometru wzdłuż osi długiej odcinka obwodowego, który wykonuje ruch. Odcinek bliższy musi być ustabilizowany. Brak stabilizacji może dawać nieprawdziwe wyniki pomiaru.

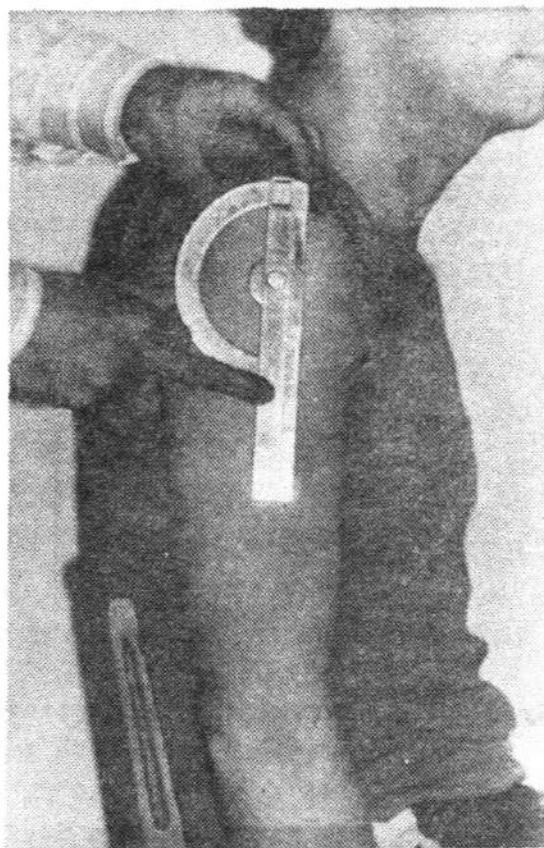
2. Opis stanowiska

Goniometr zbudowany jest z kątomierza z przytwierdzonymi do niego dwoma ramionami. Jedno ramię jest zamocowane na stałe, a drugie jest ruchome.

Elektrogoniometr jest urządzeniem do pomiaru położzeń kątowych. Zbudowany jest z potencjometru o charakterystyce liniowej. Zapis takiego przetwornika wzorcuje się w stopniach lub radianach. Tor pomiarowy składa się z potencjometru, mostka tensometrycznego i oscyloskopu pętlicowego. Elektrogoniometr mocuje się tak, by jego ramiona przymocowane do kończyn pokrywały się z ich długimi osiami, a oś potencjometru pokrywała się z osią obrotu w stawie. Sposób zamocowania nie powinien zniekształcać ruchów badanego.

IV. Przebieg ćwiczenia

1. Pomiar zakresu ruchów w wybranych stawach za pomocą goniometru.

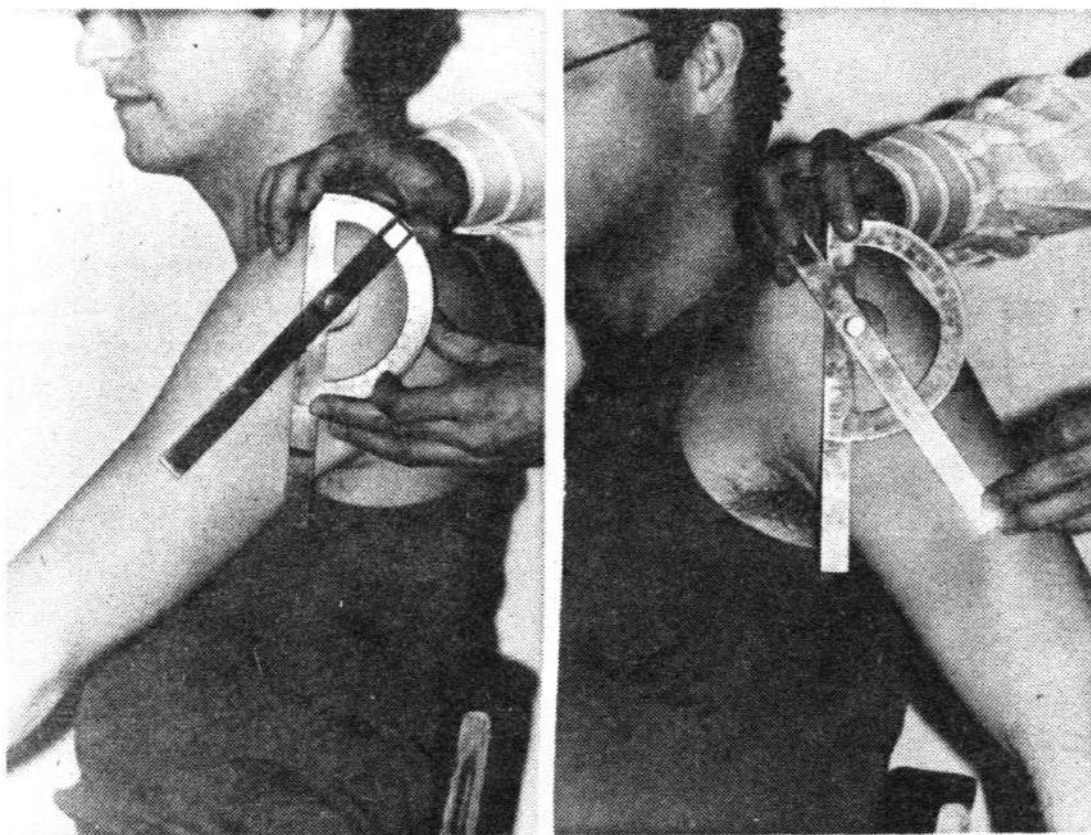


Ryc. 5.5.2. Pozycja wyjściowa do badania zakresu ruchu w stawie ramiennym.

a/ Staw ramienny - zginanie i prostowanie

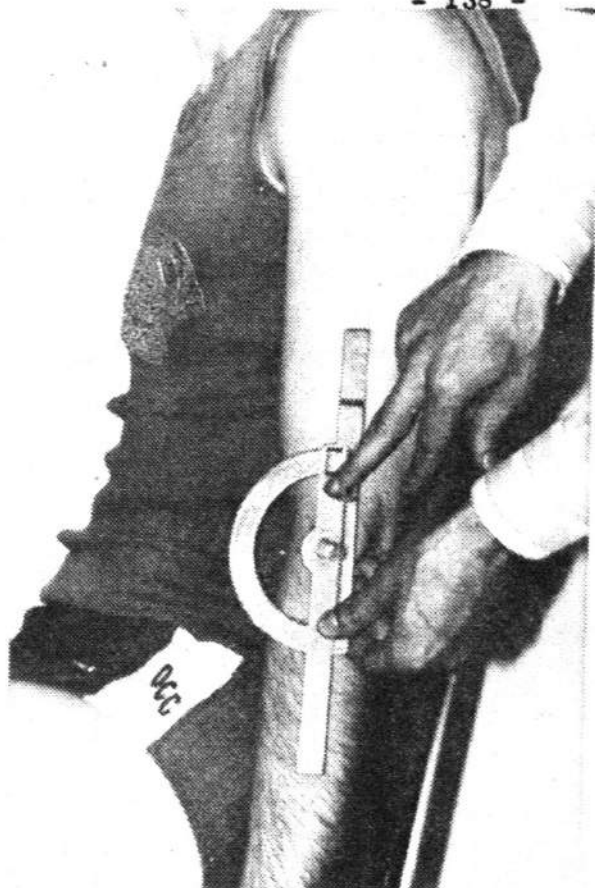
Pozycja wyjściowa - siad z tułowiem wyprostowanym, ramię swobodnie zwieszane. Stabilizacja tułowia przez podparcie pleców. Oś goniometru, zgodnie z osią poprzeczną stawu ramiennego, przyłożona do okolicy guzka większego. Oba ramiona goniometru ułożone wzdłuż osi długiej ramienia, wycelowane są na nadkłykieć boczny kości ramiennej /ryc.5.5.2/. Podczas badania ruchome ramię goniometru ustawione zgodnie z osią długą ramienia porusza się razem z nim. Ramię nieruchome pozostaje w pozycji wyjściowej /ryc.5.5.3,a,b/.

Ryc.5.5.3.



a. Badanie zakresu ruchu w stawie ramiennym podczas zginania.

b. Badanie zakresu ruchu w stawie ramiennym podczas prostowania.



Ryc. 5.5.4. Pozycja wyjściowa do badania zakresu ruchu w stawie łokciowym.



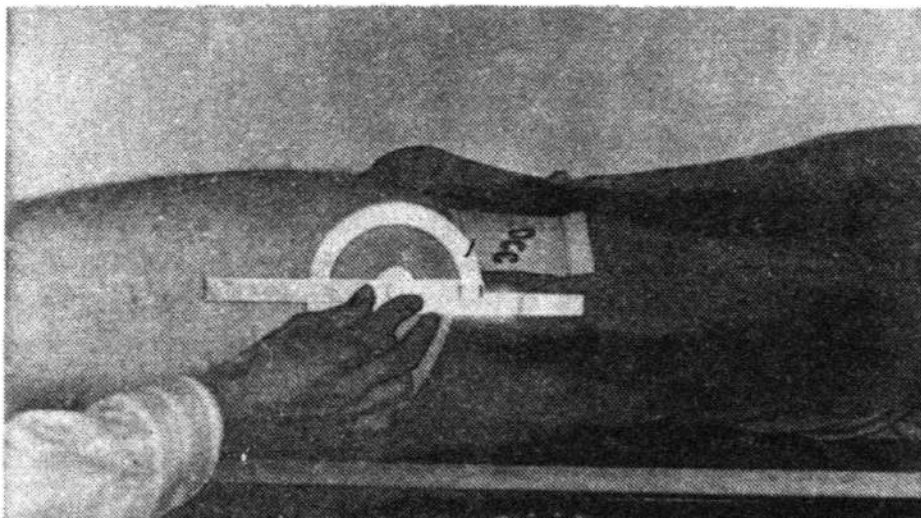
Ryc. 5.5.5. Badanie zakresu ruchu w stawie łokciowym podczas zginania.

b/ Staw łokciowy - zginanie i prostowanie

Pozycja wyjściowa - siad z tułowiem wyprostowanym. Stabilizacja tułowia przez podparcie pleców i kończyny górnej przez podparcie tylnej powierzchni ramienia. Oś goniometru przyłożona na nadkłykciu bocznym kości ramiennej zgodnie z osią poprzeczną stawu łokciowego. Ramię nieruchome goniometru wzdłuż osi długiej ramienia wycelowane na guzek większy, ruchome wzdłuż przedramienia skierowane na wyrostek rylcowaty kości promieniowej. Przedramię odwrócone /ryc.5.5.4/. Podczas badania ruchome ramię goniometru ustawione wzdłuż przedramienia porusza się razem z nim. Ramię nieruchome pozostaje w pozycji wyjściowej. Ruch zgięcia w pełnym zakresie /ryc.5.5.5/. Pomiar prostowania wykonuje się z maksymalnego zgięcia w kierunku wyprost.

c/ Staw biodrowy - zginanie

Pozycja wyjściowa - leżenie tyłem. Stabilizacja miednicy pasem lub ręką badającego. Oś goniometru przyłożona zgodnie z osią poprzeczną stawu na krętarzu większym. Ramię ruchome goniometru wycelowane na główkę strzałki, nieruchome wzdłuż tułowia skierowane do dołu pachowego /ryc.5.5.6/.

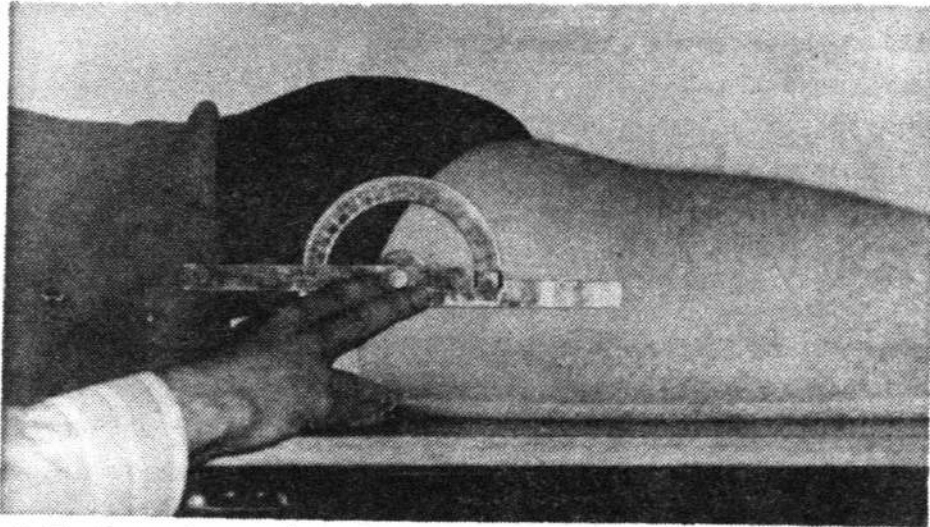


Ryc.5.5.6. Pozycja wyjściowa do badania ruchu zgięcia w stawie biodrowym. Stabilizację celowo pominięto.

Staw biodrowy - prostowanie

Pozycja wyjściowa - leżąc przodem. Stabilizacja miednicy pasem lub ręką badającego. Oś goniometru przyłożona zgodnie z osią poprzeczną stawu na krętarzu większym. Ramię ruchome goniometru wycelowane jest na główkę strzałki, nieruchome wzdłuż tułowia skierowane do dołu pachowego /ryc.5.5.7/.

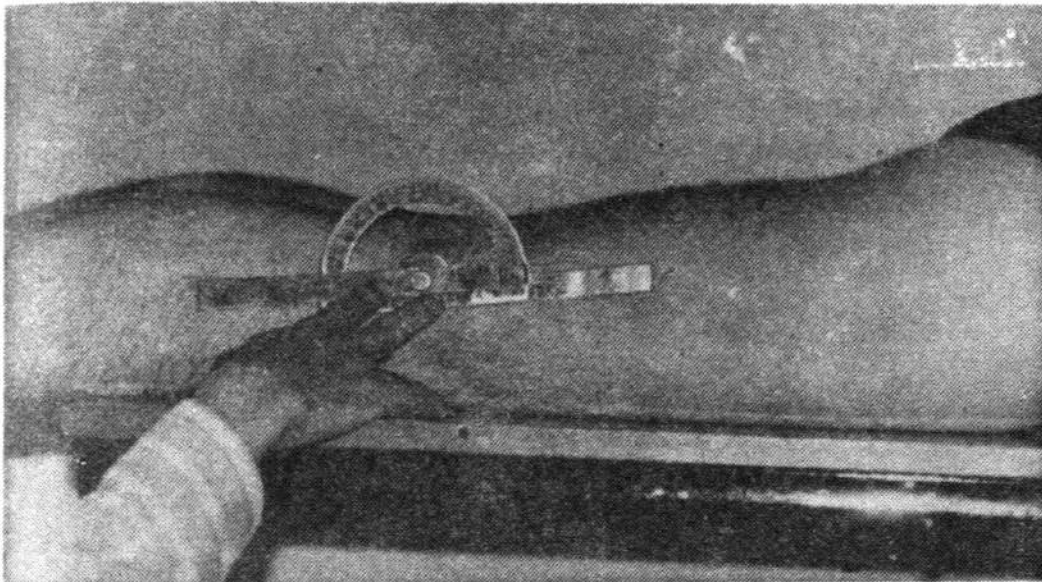
Podczas pomiaru należy kontrolować, czy ruch nie jest przenoszony przez miednicę na odcinek lędźwiowy kręgosłupa.



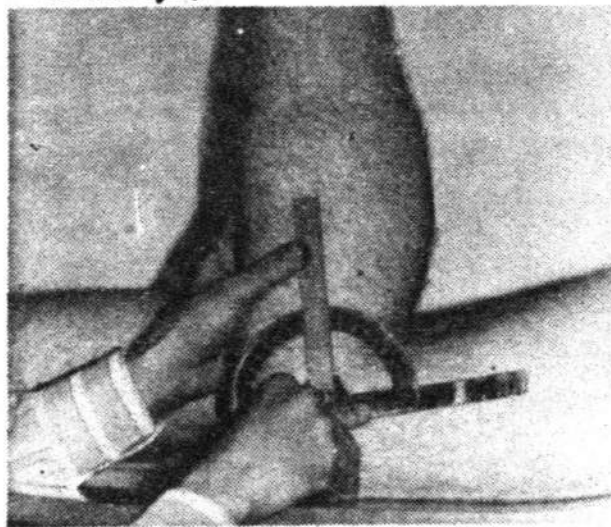
Ryc.5.5.7. Pozycja wyjściowa do badania ruchu prostowania w stawie biodrowym. Stabilizację celowo pominięto.

d/ Staw kolanowy - zginanie i prostowanie

Pozycja wyjściowa - leżenie przodem. Stopa kończyny badanej poza podłożem. Stabilizacja uda pasem lub ręką badającego. Ramię nieruchome goniometru ustawione wzdłuż osi długiej uda, wycelowane w krętarz większy kości udowej. Ramię ruchome wzdłuż goleni skierowane na kostkę boczną. Oś przyrządu ustawiona na punkt leżący w szparze stawowej nad głową kości strzałkowej /ryc.5.5.8/. Podczas badania ruchome ramię goniometru ustawione wzdłuż goleni porusza się razem z nią /ryc.5.5.9/. Pomiaru prostowania dokonuje się od maksymalnego zgięcia do wyprostowania.



Ryc.5.5.8. Pozycja wyjściowa do badania zakresu ruchu w stawie kolanowym.

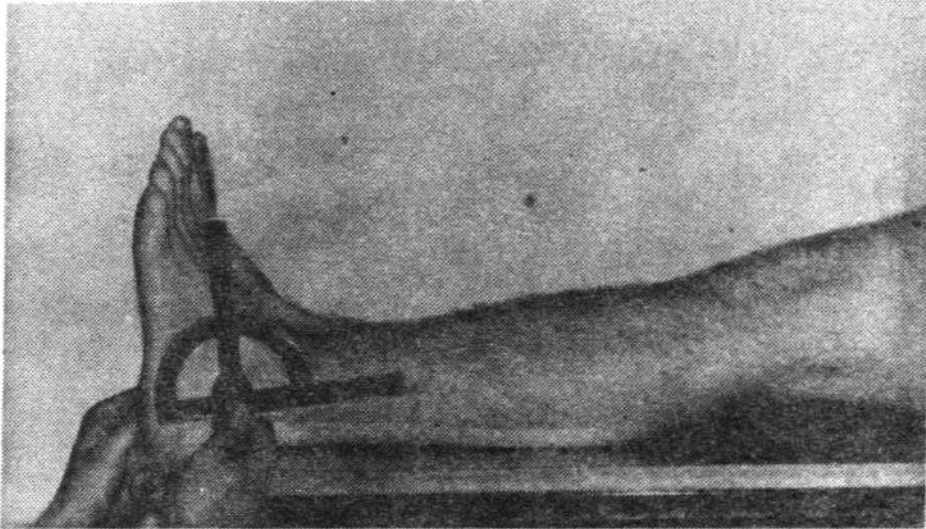


Ryc.5.5.9. Pomiar zakresu zgięcia w stawie kolanowym.

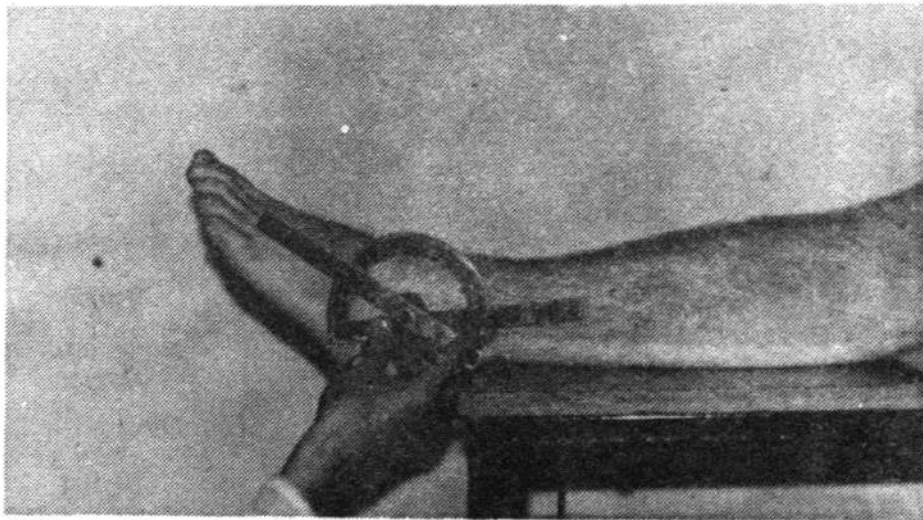
e/ Staw skokowy górny - zgięcie podeszwowe i grzbietowe stopy

Pozycja wyjściowa - leżenie tyłem, stopa poza podłożem. Oś długa goleni w stosunku do osi długiej stopy ustawiona pod kątem prostym. Oś goniometru w osi poprzecznej badanego stawu przyłożona do kostki bocznej. Ramię nieruchome skierowane wzdłuż osi długiej goleni wycelowane na głowę strzałki, rucho-

me wzdłuż V kości śródstopia równoległe do krawędzi zewnętrznej stopy /ryc.5.5.10/. Podczas badania ruchome ramię goniometru ustawione wzdłuż V kości śródstopia równoległe do krawędzi stopy porusza się razem z nią /ryc.5.5.11/.



Ryc.5.5.10. Pozycja wyjściowa do badania zakresu ruchu w stawie skokowym górnym.



Ryc.5.5.11. Badanie zakresu ruchu w stawie skokowym górnym podczas zginania podszwowego stopy.

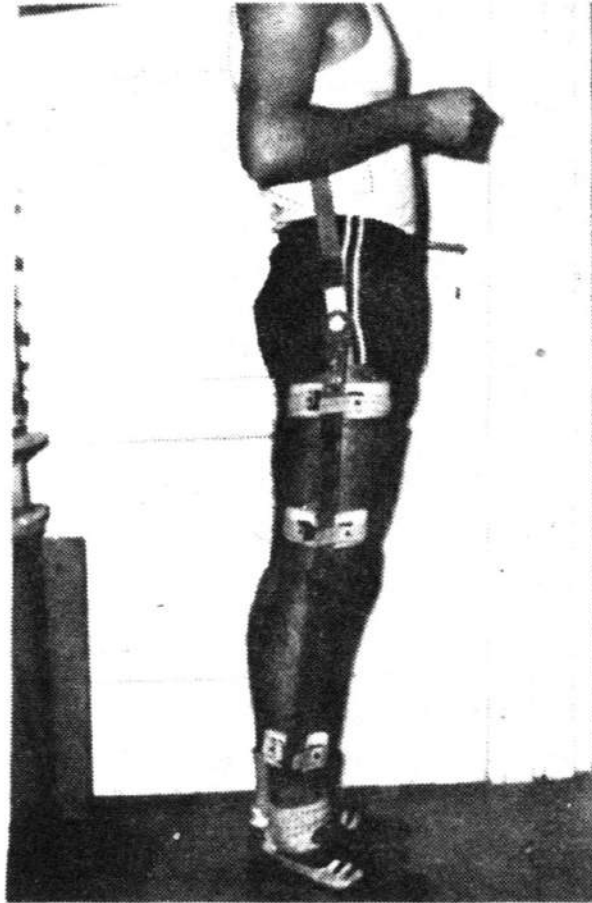
2. Pomiar zakresu ruchów w wybranych ćwiczeniach z zastosowaniem elektrogoniometru:

- a/ zestawić aparaturę i po sprawdzeniu przez asystenta podłączyć do sieci:
- podłączyć elektrogoniometr do mostka tensometrycznego,
 - mostek tensometryczny - przełącznikiem "sieć" włączyć zasilanie,
 - oscylograf pętlicowy - przełącznikiem "sieć" włączyć zasilacz, przełącznikiem "sieć" włączyć rejestrator, przełącznik "lampa rtęciowa" na rejestratorze ustawić w położeniu "włączony". Przed przystąpieniem do pomiarów należy poczekać do momentu włączenia lampy rtęciowej sygnalizowanego przez pojawienie się świetlnych plamek na skali rejestratora, ustawić na rejestratorze żadaną szybkość przesuwu papieru;
- b/ przygotować badanego:
- zamocować elektrogoniometr na kończynie dolnej prawej tak, by osie przetworników pokrywały się z osiami obrotu w stawach kolanowym i biodrowym a sposób zamocowania nie zniekształcał ruchów badanego /ryc. 5.5.12/;
- c/ przeprowadzenie pomiaru:
- uruchomić zapis rejestratora oscylografu pętlicowego jednocześnie dając hasło do rozpoczęcia ćwiczenia,
 - po skończonej serii pomiarów oderwać część światłoczułego papieru z zarejestrowanymi przebiegami;
- d/ po zakończeniu pomiarów rozłączyć tor pomiarowy.

V. Opracowanie wyników pomiarowych

1. Dokonać pomiarów zakresu ruchów w wybranych stawach, a uzyskane wyniki wpisać do tabeli 5.5.1'.

2. Na podstawie uzyskanych wartości kąta w funkcji czasu wyznaczyć zakresy ruchu w wybranych ćwiczeniach, a obliczone wyniki wpisać do tabeli 5.5.3 wg wzoru /5.5.1/.



Ryc.5.5.12. Pozycja wyjściowa do rozpoczęcia ćwiczenia oraz sposób zamocowania elektrogoniometru.

Tabela 5.5.1. Wyniki pomiaru zakresu ruchów w wybranych stawach dla prawej i lewej kończyny, /°/

Staw	Ramienny		Łokciowy		Biodrowy		Kolanowy		Skokowy górny	
	zg	pro	zg	pro	zg	pro	zg	pro	zg grz	zg pod
	90	60	150	0	135	15	140	0	20	50
	90	60	30	180	45	165	60	180	70	140

zg - zginanie, pro - prostowanie

Uwaga. Nad kreską podano zakresy ruchu czynnego dla osób zdrowych w wieku od 20 do 40 lat wg zapisu Polskiego Towarzystwa Ortopedycznego i Traumatologicznego, pod kreską w biomechanice.

$$d = k_{\alpha} \cdot l \quad 15.5.1/$$

gdzie: α - wartość położenia kąтового, /°/

l - zmierzona na wykresie wartość zarejestrowanego potencjału elektrycznego odpowiadającego wartości kąta α , /mm/

k_{α} - stały współczynnik / ° . mm⁻¹/

3. Zaznacz na wykresie fazy ruchu.

SPRAWOZDANIE Z ĆWICZENIA: 5.5.
POMIAR ZAKRESU RUCHU ZA POMOCĄ GONIOMETRU

	Imię i nazwisko	Rok studiów	Grupa	Data
Wykonał				

Ocena	Podpis

Wiek badanego
Wysokość ciała badanego
Masa badanego
Dyscyplina sportowa
Staż zawodniczy

1. Wyniki pomiarów zakresu ruchów w wybranych stawach wpisać do tabeli 5.5.2.

Tabela 5.5.2. Wyniki pomiarów zakresu ruchów w wybranych stawach, /°/

Staw	Ramienny		Łokciowy		Biodrowy		Kolanowy		Skokowy górny	
	zg	pro	zg	pro	zg	pro	zg	pro	zg grz	zg pod
P										
L										

zg - zginanie, pro - prostowanie, p - prawa, l - lewa kończyna

2. Wpisać do tabeli 5.5.3. wyniki pomiarów wartości kąta w funkcji czasu i obliczyć zakresy ruchu w ćwiczeniu
Współczynnik k_{φ} =

Tabela 5.5.3. Wyniki pomiarów zakresów ruchu w funkcji czasu w ćwiczeniu

Czas /../										
l /mm/										
/°/										

3. Zaznacz na wykresie fazy ruchu.

5.6. Pomiar momentów sił rozwijanych w statyce przez człowieka w wybranych stawach

I. Wstęp

Siła lub jej charakterystyki /praca, popęd, moc, moment siły/ jest obok techniki najważniejszym czynnikiem decydującym o wyniku sportowym. Teoretycy sportu /Fidelus, Gilewicz, Mydlarski, Piasecki, Ulatowski, Ważny i inni/ uważają siłę za najważniejszą cechę fizyczną /cechę sprawności fizycznej/. Siła jest również ważną cechą badaną w procesie usprawniania aparatu ruchowego człowieka. Zarówno w sporcie jak i rehabilitacji skuteczność treningu siły jest problemem bardzo istotnym. W latach trzydziestych obecnego stulecia, gdy choroba Heinego-Medina była jednym z większych problemów medycyny, amerykański lekarz Lovett opracował metodę oceny siły /faktycznie momentu siły/ rozwijanej przez człowieka w wybranych stawach. Metoda od jego nazwiska została nazwana metodą Lovetta i praktycznie do tej pory jest stosowana w rehabilitacji na całym świecie. Mimo ogromnych zasług tej metody w usprawnianiu porażenia dziecięcego należy stwierdzić, że nie ma ona nic wspólnego z pomiarem, jest to szacowanie siły obarczone dużym błędem wynikającym z samej metody. Coraz powszechniej w rehabilitacji a rutynowo w sporcie na wysokim stopniu wyczynu, stosuje się pomiary momentów sił mięśniowych w statyce /MSMS/. Ciekawym urządzeniem służącym do tego typu badań jest stanowisko do pomiaru MSMS-SMS1 skonstruowane w Zakładzie Konstrukcji Instytutu Sportu w Warszawie pod kierunkiem M. Buczka. Coraz częściej, szczególnie w krajach wysoko rozwiniętych, prowadzi się pomiary siły w ruchu na skomplikowanych urządzeniach pomiarowych. W Polsce takie urządzenia powstają na Wydziale Mechanicznym Energetyki i Lotnictwa Politechniki Warszawskiej oraz w Instytucie Sportu w Warszawie.

Podczas pomiarów MSMS, podobnie jak i w innych pomiarach, należy rozwiązać następujące problemy:

- jakie wielkości fizyczne mierzyć,
- jaką metodą mierzyć,

- jaki jest błąd pomiaru,
- jak opracować wyniki pomiarów.

W sporcie wyniki pomiarów MSMS wykorzystuje się przede wszystkim do sterowania treningiem zarówno przez porównanie topografii MSMS /ryc. 5.6.17/ badanych zawodników z mistrzem jak i przez śledzenie skuteczności treningu. Topografia MSMS może być wykorzystana w selekcji kandydatów do różnych dyscyplin. Zgromadzone wyniki badań potwierdzających zgodność przyrostów MSMS i mocy podczas treningu ciężarowców. Wyniki pomiarów MSMS służą także do optymalizacji techniki, np. w wioślarstwie. Podstawowym celem stosowania pomiarów MSMS w rehabilitacji jest śledzenie postępów w usprawnianiu. Opracowane pomiary MSMS dużej populacji mogą służyć za podstawę opracowania norm określających prawidłowy poziom momentu siły w określonym ruchu i stawie w zależności np. od wieku, masy ciała, wysokości ciała. Podana na podstawie pomiarów funkcja zależności na przykład momentu siły mięśniowej w stawie od wieku nosi nazwę równania regresji MSMS w zależności od wieku.

II. Cel ćwiczenia

Celem ćwiczenia jest:

- nauczenie studentów wybranej metody pomiaru MSMS i sposobu opracowania wyników,
- przeprowadzenie pomiarów wybranych MSMS w grupie studenckiej i przedstawienie wyników w postaci równania regresji MSMS w określonym stawie od masy lub wysokości ciała badanych,
- przedstawienie na wykresie topografii MSMS.

III. Wiadomości teoretyczne

1. Pojęcie momentu siły

Wielkością fizyczną, która jest odpowiednikiem siły w ruchu postępowym, jest dla ruchu obrotowego moment siły. Jeżeli siła F działa na punkt materialny znajdujący się w punkcie P , którego położenie względem początku O inercyjnego układu odniesienia jest

określone przez wektor położenia \vec{r} /ryc. 5.6.1/, to moment siły \vec{M} względem punktu O definiujemy jako iloczyn wektorowy \vec{r} i \vec{F} :

$$\vec{M} = \vec{r} \times \vec{F} \quad /5.6.1/$$

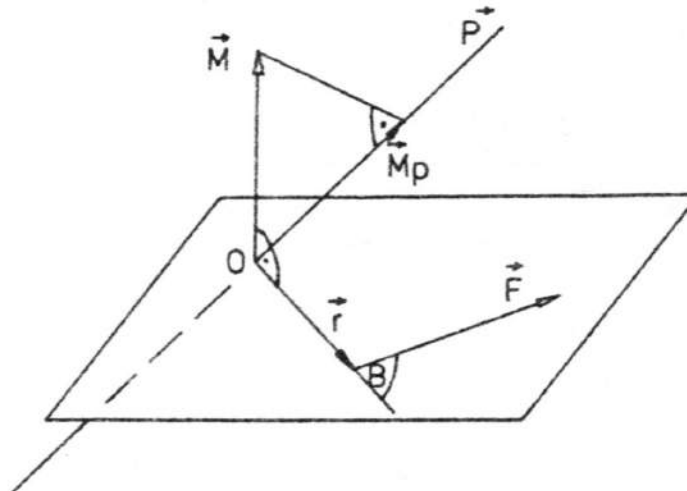
Moment siły jest wielkością wektorową. Jego wartość bezwzględna wynosi:

$$|\vec{M}| = |\vec{r}| |\vec{F}| \sin\theta \quad /5.6.2/$$

gdzie: θ jest kątem pomiędzy \vec{r} i \vec{F} . W szczególnym przypadku, gdy θ jest równe 90° :

$$|\vec{M}| = |\vec{r}| |\vec{F}| \sin 90^\circ = |\vec{r}| |\vec{F}| \quad /5.6.3/$$

Kierunek wektora momentu siły jest prostopadły do płaszczyzny wyznaczonej przez \vec{r} i \vec{F} , a jego zwrot określa reguła prawej ręki dla iloczynu wektorowego dwóch wektorów. Jeżeli zgięte palce prawej ręki przesuwają wektor \vec{r} w kierunku wektora \vec{F} poprzez mniejszy kąt, to duży palec wskaże zwrot wektora \vec{M} . Jednostką momentu siły jest $[Nm]$ oraz pochodne tej jednostki.

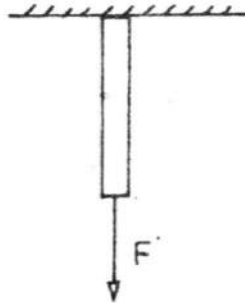


Ryc.5.6.1. Graficzne przedstawienie wektorów \vec{r} , \vec{F} , \vec{M} .

Jeżeli przez początek układu O przechodzi oś wyznaczona przez prostą p , to moment siły \vec{F} względem osi p , \vec{M}_p , jest określony jako rzut wektora \vec{M} na prostą p .

2. Definicja naprężenia

Jednym z rodzajów odkształceń ciała stałego jest proste rozciąganie lub proste zginanie. Spotykamy się z nim np. w przypadku rozciągania cienkiego pręta, którego jeden z końców jest umocowany, do drugiego zaś jest przyłożona siła F rozciągająca pręt /ryc.5.6.2/.



Ryc.5.6.2. Rozciąganie cienkiego pręta o przekroju poprzecznym S siłą F .

Umocowanie pręta jest zgodne z III zasadą dynamiki Newtona równoważne przyłożeniu do umocowanego końca siły równej co do wartości i przeciwnie skierowanej niż siła działająca na koniec swobodny.

Naprężenie σ w pręcie określa się jako stosunek siły F działającej na pręt do jego przekroju poprzecznego S .

$$\sigma = \frac{F}{S} \quad /5.6.4/$$

Jeżeli pręt ma w każdym miejscu jednakowy przekrój poprzeczny, naprężenie jest jednakowe wzdłuż całej długości pręta.

3. Czynniki wpływające na wartość MSMS

Wartość siły rozwijanej przez mięsień zależy od:

- wartości powierzchni przekroju fizjologicznego mięśnia p ,
- naprężenia $\tilde{\sigma}$ w mięśniu, odpowiadającego danej powierzchni przekroju fizjologicznego.

Przyjmuje się, że naprężenie mięśnia jest to maksymalne naprężenie możliwe do wystąpienia na powierzchni przekroju fizjologicznego. Przyjmuje się je za stałe dla wszystkich mięśni. Z przybliżeniem wynikającym z uśrednienia wartości $\tilde{\sigma}$ i p można przyjąć, że maksymalna siła F_0 rozwijana przez mięsień jest równa:

$$F_0 = \tilde{\sigma} \cdot p \quad /5.6.5/$$

Mięsień nie zawsze działa z siłą maksymalną, a oczywistym jest, że wynika to przede wszystkim z dwóch faktów:

- naprężenie mięśnia zmienia się wraz z jego długością,
- naprężenie zależy od pobudzenia.

Można zatem napisać, że siła mięśnia w statyce F jest funkcją stałego naprężenia $\tilde{\sigma}$, wartości przekroju fizjologicznego p , pobudzenia U , długości mięśnia l .

$$F = f(\tilde{\sigma}, p, U, l) \quad /5.6.6/$$

gdzie: l - aktualna długość mięśnia,

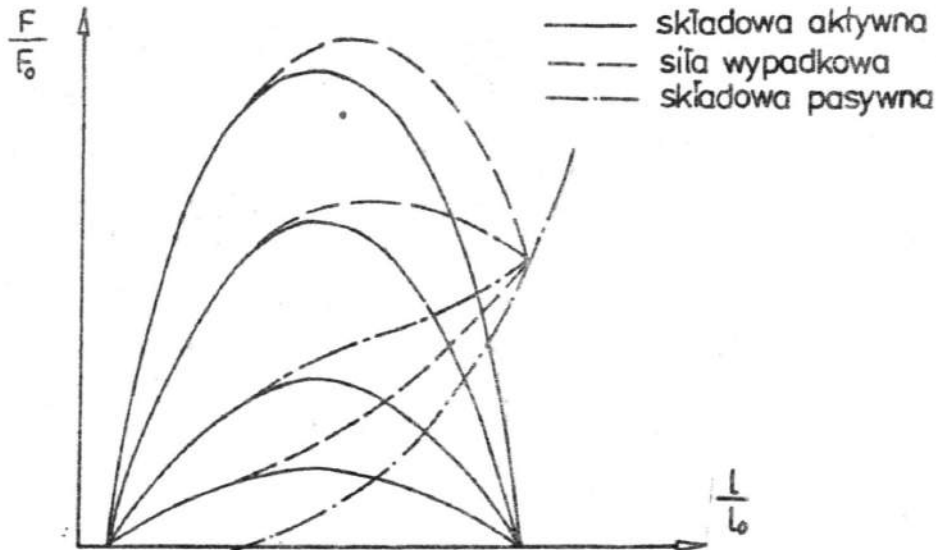
U - miara pobudzenia mięśnia mierzona wartością potencjału elektrycznego EMG.

Przyjmuje się, że U osiąga największą wartość U_{\max} wówczas, gdy wszystkie z maksymalnej dla danego osobnika możliwej do pobudzenia w danej chwili liczby włókien /około 30% wszystkich włókien sktonu, przy pobudzeniu naturalnym/ są pobudzone. Stosunek $\frac{U}{U_{\max}}$ jest miarą ilości pobudzonych włókien w mięśniu.

Ponieważ wszystkie ruchy w stawach są praktycznie ruchami obrotowymi, a położenie przyczepów mięśni nie zmienia się, względne wydłużenie mięśnia $\frac{l}{l_0}$ jest funkcją kąta stawowego α , czyli

$$\frac{l}{l_0} = \frac{l}{l_0} \quad / \alpha / \quad / 5.6.7 /$$

z od wydłużenia względnego zależy względna siła /ryc.5.6.3/.



Ryc.5.6.3. Zależność względnej siły rozwijanej przez mięsień od jego względnego wydłużenia.

Można teraz podać wzór na bieżącą wartość naprężenia i-tego mięśnia:

$$\sigma_1 = \sigma \cdot \left[\frac{F_1}{F_{01}} \left[\frac{l_1}{l_{01}} \quad / \alpha / \right] \right] \cdot \frac{U_1}{U_{1max}} \quad / 5.6.8 /$$

gdzie: α - kąt między osiami długimi kości jednego stawu,

l_1 - aktualna długość i-tego mięśnia,

l_{01} - długość i-tego mięśnia, dla którego rozwija on maksymalną siłę F_{01} :

$\frac{l_1}{l_{01}} \quad / \alpha /$ - oznacza, że $\frac{l_1}{l_{01}}$ jest funkcją α ,

$\frac{F_1}{F_{01}} \left[\frac{l_1}{l_{01}} \quad / \alpha / \right]$ - oznacza, że $\frac{F_1}{F_{01}}$ jest funkcją $\frac{l_1}{l_{01}} \quad / \alpha /$,

$\frac{U_1}{U_{1max}}$ - współczynnik pobudzenia 1-tego mięśnia,

"." - oznacza mnożenie algebraiczne.

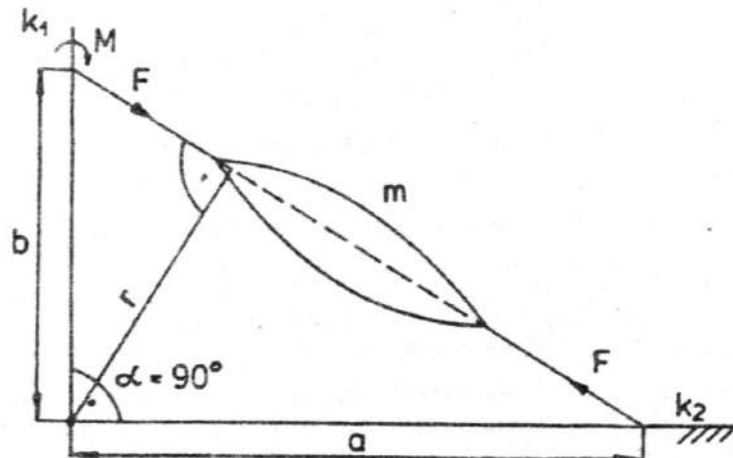
Znając kąt stawowy \mathcal{L} , naprężenie $\tilde{\sigma}$, współczynnik siły względnej i współczynnik pobudzenia można obliczyć siłę rozwijaną przez mięsień:

$$F_1 = \tilde{\sigma}_1 \cdot P_1 = \tilde{\sigma} \cdot \left[\frac{F_1}{F_{o1}} \left[\frac{l_1}{l_{o1}} \quad / \mathcal{L} / \right] \right] \cdot \frac{U_1}{U_{1max}} \cdot P_1 \quad /5.6.9/$$

Jeżeli siłę F_1 pomnożymy przez ramię działania tej siły względem osi obrotu, otrzymamy moment siły rozwijany przez mięsień w danym stawie.

$$M_1 = \tilde{\sigma}_1 P_1 r_1 \quad /5.6.10/$$

Przykład: Na ryc.5.6.4. przedstawiono schematycznie staw i mięsień rozwijający moment siły w tym stawie. Dla założonych $\tilde{\sigma} = 60 \text{ N/cm}^2$, $\frac{U}{U_{max}} = \frac{1}{2}$, $p = 5 \text{ cm}^2$, $\mathcal{L} = 90^\circ$ i przedstawionych na rycinie odległości miejsc przyczepu mięśnia od osi obrotu w stawie $a = 6 \text{ cm}$, $b = 3 \text{ cm}$ obliczyć wartość momentu siły rozwijanego przez ten mięsień.



Ryc.5.6.4. Schemat stawu: k_1, k_2 - kości, m - mięsień, F - siła rozwijana przez mięsień, r - ramię działania siły mięśnia, M - moment siły.

Wartość momentu siły rozwijanego przez mięsień m względem punktu O jest równa iloczynowi wartości siły F rozwijanej przez mięsień przez ramię działania tej siły. Ponieważ siła F działa wzdłuż prostej będącej osią długą mięśnia, ramię r działania siły F jest odległością punktu O od tej prostej, stąd:

$$M = r F \quad /5.6.11/$$

ponieważ: $F = \tilde{\sigma} \cdot \frac{U}{U_{\max}} \cdot p \quad /5.6.12/$

stąd: $M = r \cdot \tilde{\sigma} \cdot \frac{U}{U_{\max}} \cdot p \quad /5.6.13/$

ramię siły r oblicza się z zależności /5.6.14/:

$$r = \frac{ab}{\sqrt{a^2 + b^2}} \quad /5.6.14/$$

z zależności /5.6.13/ i /5.6.14/ otrzymujemy ostateczny wzór na moment siły:

$$\begin{aligned} M &= \frac{ab}{\sqrt{a^2 + b^2}} \tilde{\sigma} \frac{U}{U_{\max}} p = \\ &= \frac{6 \cdot 3}{\sqrt{6^2 + 3^2}} 30 \cdot \frac{1}{2} \cdot 5 \left[\frac{\text{cm} \cdot \text{cm} \cdot \text{N}}{\text{cm}^2 \cdot \text{cm}^2} \cdot \text{cm}^2 \right] = \\ &= 4,03 \text{ [Nm]} \quad /5.6.15/ \end{aligned}$$

Szukany moment siły rozwijany przez mięsień m w stawie jest więc w przybliżeniu równy 4,03 [Nm].

Prawie zawsze moment siły względem osi obrotu w stawie rozwija duża ilość mięśni. Całkowity moment siły rozwijany przez n mięśni w stawie jest równy sumie momentów sił rozwianych przez poszczególne mięśnie:

$$M = \sum_{i=1}^n M_i = \sum_{i=1}^n \sigma_i P_i r_i \quad /5.6.16/$$

Korzystając z zależności /5.6.9/ oraz /5.6.10/ równanie /5.6.16/ można przedstawić w postaci:

$$M = \sum_{i=1}^n \sigma \cdot \left[\frac{P_i}{P_{oi}} \left[\frac{l_i}{l_{oi}} \quad /d/ \right] \right] \cdot \frac{U_i}{U_{imax}} \cdot P_i r_i \quad /5.6.17/$$

Równanie to nazywane jest równaniem udziałów mięśni w statyce i podane zostało przez K. Fidelusa. Całkowity moment siły rozwijany przez zespół mięśni w danym stawie można zmierzyć stosunkowo prosto jako moment sił zewnętrznych, natomiast pomiar σ jest bardzo trudny i dlatego średnie naprężenie maksymalne traktuje się jako niewiadomą, którą można z tego równania wyliczyć.

4. Zasady pomiaru MSMS

W ogólnym przypadku sił działających na ciało sztywne równowaga możliwa jest tylko wtedy, gdy suma geometryczna tych sił równa jest zeru oraz gdy suma geometryczna ich momentów względem dowolnego punktu jest także równa zeru. Jeżeli działanie sił rozpatrujemy w jednej płaszczyźnie, to warunkom równowagi odpowiadają następujące trzy równania:

$$\sum_{i=1}^n P_{xi} = 0 \quad /5.6.13/$$

$$\sum_{i=1}^n P_{yi} = 0 \quad /5.6.19/$$

$$\sum_{i=1}^n M_{oi} = 0 \quad /5.6.20/$$

gdzie: P_1, \dots, P_n - siły działające na układ,

P_{xi} i P_{yi} - składowe siły P_i wzdłuż dwóch dowolnych osi x i y ,

M_{oi} - moment od siły P_i względem dowolnego punktu O .

Moment sił zewnętrznych M_z mierzy się pośrednio jako iloczyn siły zewnętrznej F_z i ramienia r działania tej siły względem osi obrotu w stawie. Gdy F_z jest prostopadła do ramienia r moment M_z można obliczyć z równania /5.6.21/:

$$M_z = r \cdot F_z \quad /5.6.21/$$

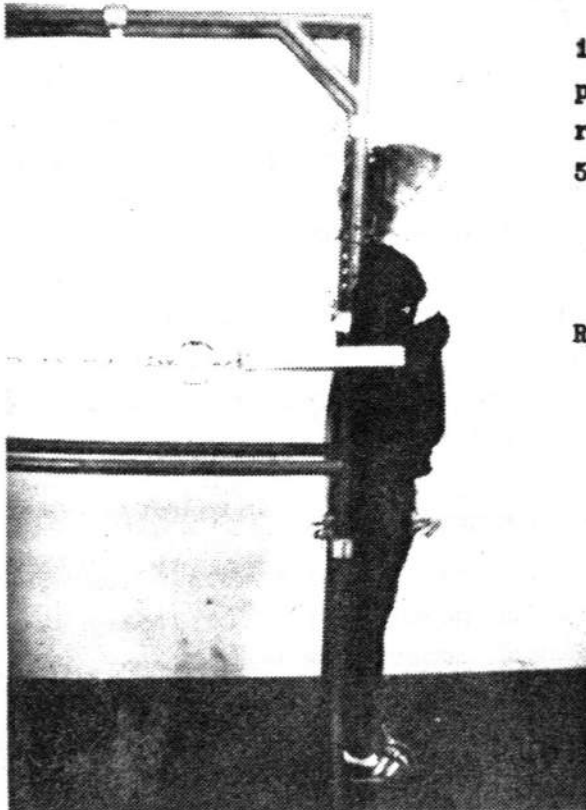
Zmierzony w ten sposób moment sił zewnętrznych równy jest momentowi siły rozwijanemu przez mięśnie. Siłę F_z mierzy się dynamometrem, a ramię siły r antropometrem. Aby wyniki pomiarów można było porównywać, należy:

- zachować warunki statyki /bez szarpnięć, ugięć, przemieszczeń/,
- pomiaru dokonywać w standardowych pozycjach wyznaczonych przez kąty stawowe, sposób stabilizacji i działanie momentów od sił ciężkości,
- mierzyć wywzorcowanymi przyrządami.

Warunki statyki zapewnia się przez stabilizację i odpowiednie naprężenie wstępne cięgien lub popychaczy. Standardowe pozycje zapewniają pomiar maksymalnych momentów w stawach, minimalizację wpływu momentów od sił ciężkości oraz jednakowe synergie mięśniowe. Przed serią pomiarów należy sprawdzić wyskalowanie dy-

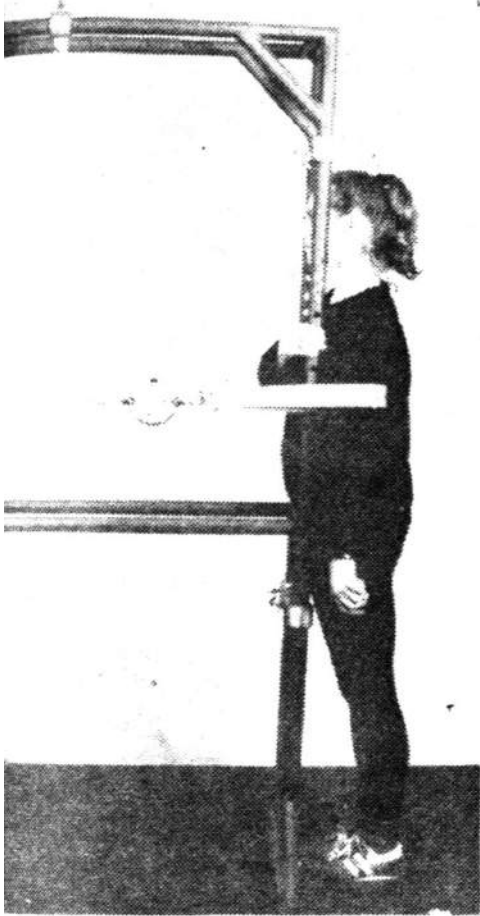
namometrów, czyli określić wartość siły odpowiadającej jednej działce. Ramię siły należy mierzyć od środka pasa do palpacyjnie wyznaczonego punktu obrotu w stawie. Bardzo istotne jest zapewnienie prostopadłości kierunku działania mierzonej siły i osi długiej kości, na którą działała ta siła. Standardowe pozycje i dobra stabilizacja powinny zapewnić wyeliminowanie dodatkowych sił zewnętrznych rozwijających moment względem osi badanego stawu. Bardzo ważnym i trudnym zagadnieniem jest wywołanie odpowiedniej motywacji badanych do rozwinięcia maksymalnego momentu siły. Problem ten można rozwiązać przez zastosowanie stymulacji elektrycznej, pomocne może być zaproponowanie rywalizacji pomiędzy badanymi. Sposób pomiaru, stabilizacja, pozycje standardowe, krótki czas wysiłku i warunki statyki powinny eliminować wpływ techniki i wytrzymałości na wyniki pomiaru.

5. Pozycje pomiarowe, sposób stabilizacji, położenie osi obrotu w stawach

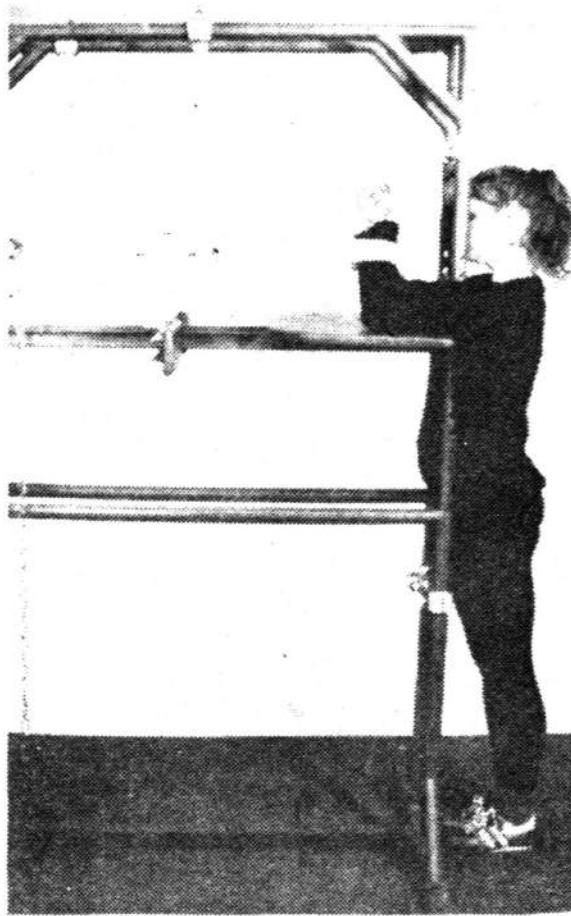


Sposoby stabilizacji i położenie osi obrotu dla poszczególnych pozycji pomiarowych przedstawiono na ryc. 5.6.5-14/.

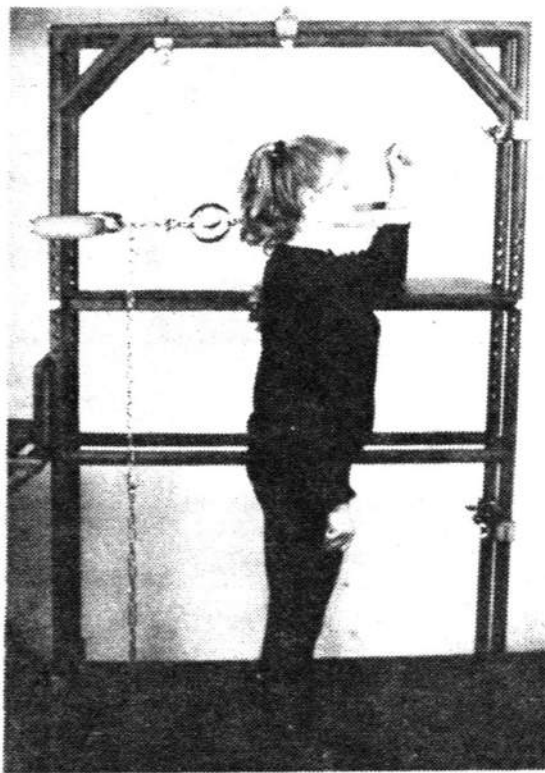
Ryc.5.6.5. Zginanie w stawie ramiennie-barkowym. Pozycja stojąc, kończyna górna zwieszona, stabilizacja przez unieruchomienie obręczy barkowej, oś obrotu przechodzi przez guzek większy kości ramiennej.



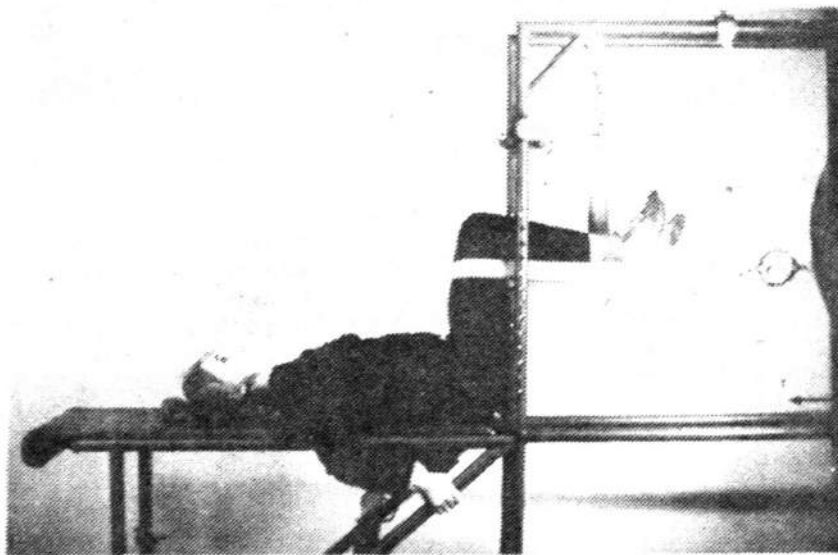
Ryc.5.6.6. Prostowanie w stawie ramiennie-barukowym. Pozycja stojąc, stabilizacja przez podparcie klatki piersiowej, oś obrotu przechodzi przez guzek większy kości ramiennej



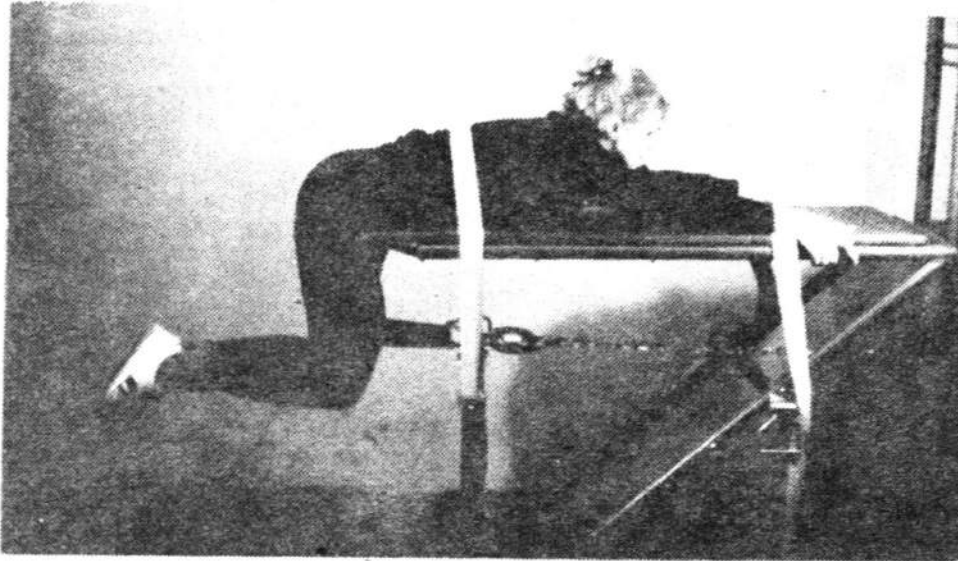
Ryc.5.6.7. Zginanie w stawie łokciowym. Pozycja stojąc, kończyna górna ugięta pod kątem 90° w stawie łokciowym, stabilizacja przez podparcie ramienia i klatki piersiowej, oś obrotu przechodzi przez nadkłykieć boczny kości ramiennej



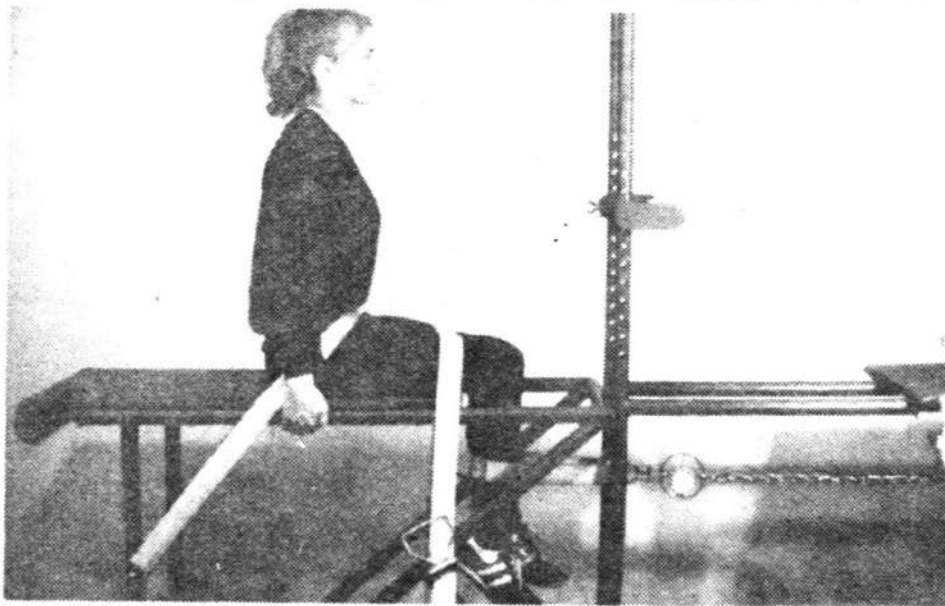
Ryc.5.6.8. Prostowanie w stawie łokciowym. Pozycja stojąc, kończyna górna ugięta pod kątem 90° w stawie ramiennym i pod kątem 90° w stawie łokciowym, stabilizacja przez podparcie ramienia i pleców, oś obrotu przechodzi przez nadkłykieć boczny kości ramiennej.



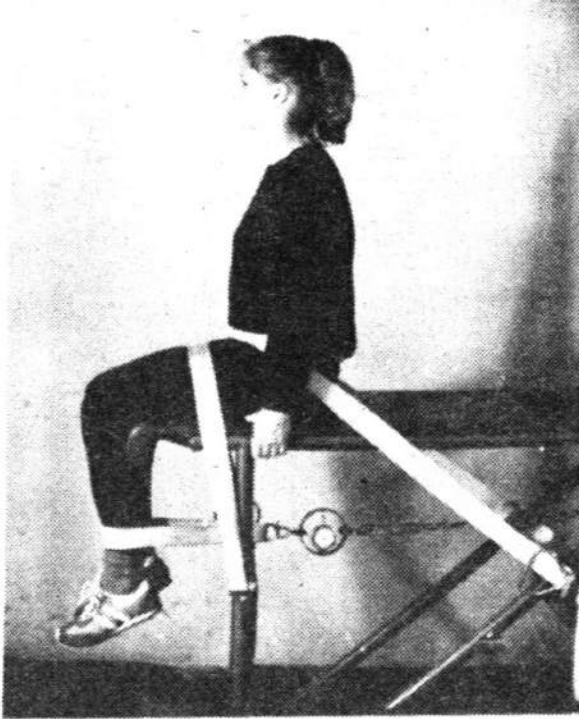
Ryc.5.6.9. Zginanie w stawie biodrowym. Pozycja: leżenie tyłem, kończyny dolne ugięte pod kątem 90° w stawie biodrowym i pod kątem 90° w stawie kolanowym, stabilizacja przez podparcie obręczy biodrowej i uda kończyny nietestownej, oś obrotu przechodzi przez krętarz większy kości udowej.



Ryc.5.6.10. Prostowanie w stawie biodrowym. Pozycja; leżenie przodem, kończyny dolne ugięte pod kątem 90° w stawie biodrowym i pod kątem 90° w stawie kolanowym, stabilizacja przez unieruchomienie obręczy biodrowej i tułowia, oś obrotu przechodzi przez krętarz większy kości udowej.



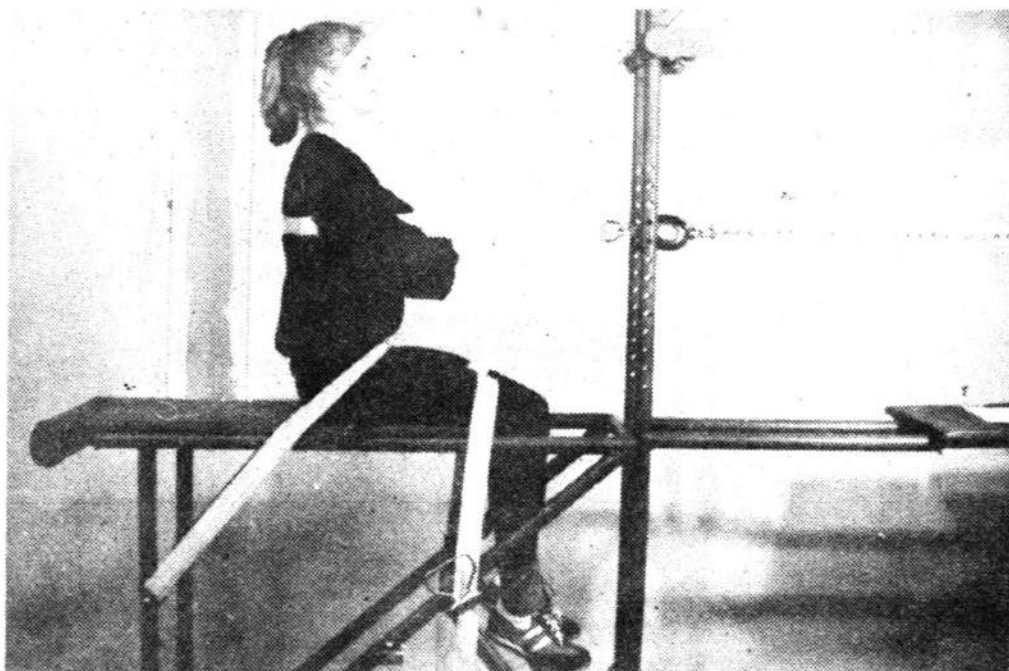
Ryc.5.6.11. Zginanie w stawie kolanowym. Pozycja siedząc, podudzie zwieszane, tułów pionowo, stabilizacja przez unieruchomienie ud i obręczy biodrowej, badany trzyma się rękoma stanowiska pomiarowego, oś obrotu wyznaczona jest przez punkt położony nad głową kości strzałkowej w szparze międzystawowej.



Ryc.5.6.12. Prostowanie w stawie kolanowym. Pozycja siedząc, podudzia zwieszane, tułów pionowo, stabilizacja przez unieruchomienie ud i obręczy biodrowej, badany trzyma się rękoma stanowiska pomiarowego, oś obrotu przechodzi przez punkt położony nad głową kości strzałkowej w szparze międzystawowej.



Ryc.5.6.13. Zginanie tułowia. Pozycja siedząc, podudzia zwieszane, tułów pionowo, stabilizacja przez unieruchomienie obręczy biodrowej i ud, oś obrotu przechodzi przez krętarz większy kości udowej.

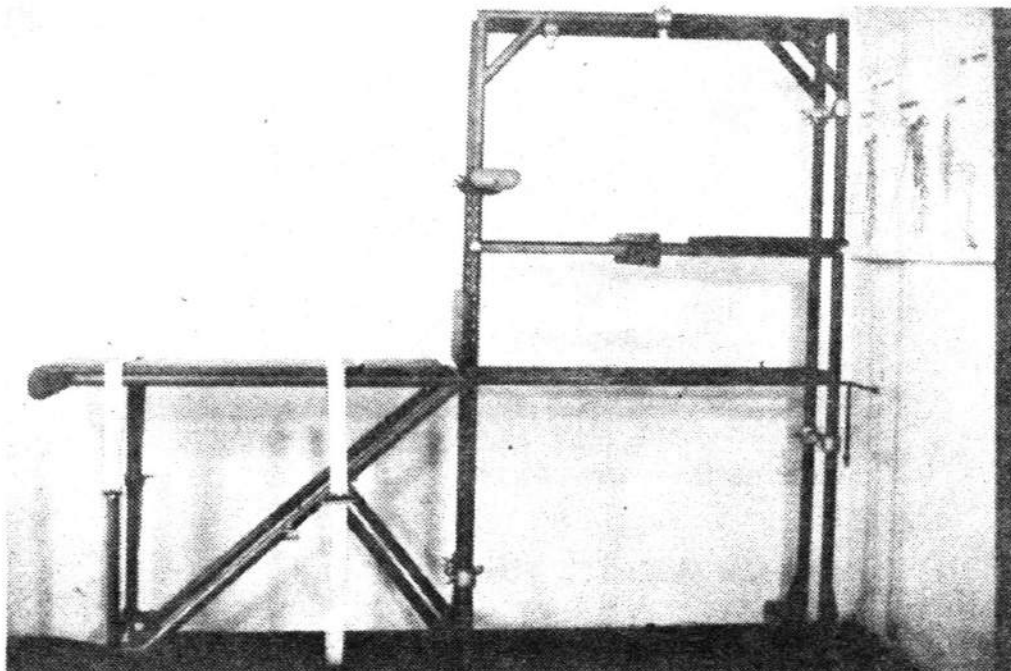


Ryc.5.6.14. Prostowanie tułowia. Pozycja siedząc, podudzia zwieszane, tułów pionowo, stabilizacja przez unieruchomienie obręczy biodrowej i ud, oś obrotu przechodzi przez krętarz większy kości udowej.

6. Opis stanowiska laboratoryjnego

Ogólny widok ramy pomiarowej przedstawiono na ryc. 5.6.15. Urządzenie to nosi nazwę stanowiska do pomiaru momentów sił mięśniowych w statyce i zostało zaprojektowane w Zakładzie Biomechaniki Instytutu Sportu w Warszawie. Jego budowa umożliwia ustawienie badanego w jednej z pozycji standardowych przedstawionych na ryc. 5.6.5-14.

Zaletą stanowiska jest jego prosta budowa oraz stosowanie podczas pomiaru niewielkiej liczby urządzeń dodatkowych /dynamometry pierścieniowe, antropometr/. Ujemną stroną jest niedoskonała stabilizacja oraz brak możliwości płynnego regulowania długości cięgien, do których przymocowane są dynamometry. Ponadto każdy pomiar wymaga stosunkowo długich przygotowań.



Ryc.5.6.15. Stosowisko do pomiaru momentów sił mięśniowych w statyce.

IV. Przebieg ćwiczenia

Zadaniem osoby przeprowadzającej pomiar jest zmierzenie momentu siły rozwijanego przez mięśnie w jednym, wskazanym przez prowadzącego stawie dla grupy badanych. Otrzymane wyniki pomiarów posłużą do znalezienia równania regresji MSMS od masy lub wysokości ciała. Zaleca się, aby każda osoba z grupy studenckiej przeprowadzającej ćwiczenie dokonała pomiaru MSMS we wskazanym stawie dla wszystkich pozostałych osób.

1. Pomiar ramienia siły

Pomiar ramienia siły powinien odbywać się za pomocą antropometru. W razie jego braku można użyć suwmiarki. W przypadku spełnienia warunków prawidłowego pomiaru MSMS, omówionych w punkcie 4 wiadomości teoretycznych, ramię siły jest odległością od środka pasa, o który opiera się testowany człon kinematyczny, do odp-

wiedniego punktu na ciele badanego, przez który przechodzi oś obrotu w stawie. Dokładne określenie tego punktu w warunkach wykonywanego ćwiczenia jest praktycznie niemożliwe. Z tym większą starannością należy określić jego przybliżone położenie. W przeciwnym wypadku pomiar ramienia wpłynie istotnie na dokładność wyznaczenia MSMS.

Należy przyjąć, że we wszystkich pozycjach pomiarowych starannie zmierzone ramię siły jest określone z dokładnością ± 1 cm.

Uwaga: w razie przypadkowego przemieszczenia pasa przed zmierzeniem siły pomiar ramienia musi być bezwzględnie powtórzony.

2. Pomiar siły

W omawianym ćwiczeniu pomiaru siły dokonuje się za pomocą dynamometrów pierścieniowych. Zastosowanie tego typu czujników może być powodem pewnych trudności i wpływać na powiększenie błędu wyznaczenia momentu siły rozwijanego w badanym stawie. W związku z tym, przy pomiarze siły należy przestrzegać następujących zasad:

- zakres dynamometru powinien być tak dobrany, aby rozwijana siła nie spowodowała wychylenia wskazówki zamontowanego w pierścieniu czujnika zegarowego więcej niż o jeden obrót. Po przekroczeniu zakresu, wskazanie może znacznie odbiegać od rzeczywistej wartości rozwijanej siły. zakres dynamometru nie powinien być również zbyt duży z powodu dużego błędu względnego dla małych wychyleń wskazówki. Przyjmuje się, że pomiar powinien być dokonywany mniej więcej w $2/3$ długości skali;

- przed przystąpieniem do serii pomiarów należy sprawdzić wyskalowanie dynamometrów, tzn. określić wartość siły odpowiadającą jednej działce na skali. Jeżeli wszystkie działki na skali są jednakowej długości, trzeba sprawdzić, czy każdemu przyrostowi wskazania o jedną działkę odpowiada taka sama wartość przyrostu siły, inaczej czy wskazanie na skali zależy liniowo od wartości przyłożonej siły;

- ciężko dynamometru powinno być prostopadłe do osi członu kinematycznego, o który się opiera;

- dynamometr powinien zostać wyzerowany przed założeniem go na stanowisko;

- odczytu dokonuje się w chwili, gdy wskazówka osiągnie swoje największe wychylenie. Jeżeli dynamometr nie posiada specjalnej wskazówki, która po maksymalnym wychyleniu nie powraca do pierwotnego, zerowego położenia, odczytanie wartości rozwijanej siły może okazać się trudne i wymaga dużego skupienia uwagi przez przeprowadzającego pomiar. Zaleca się przy tym przypomnienie badanemu, aby w trakcie pomiaru napinał mięśnie równomiernie unikając gwałtownych szarpnięć.

Szacuje się, że błąd bezwzględny pojedynczego pomiaru siły jest równy wartości przypadającej na jedną działkę skali.

3. Sposób przeprowadzenia ćwiczenia

a. Sprawdzić wyzerowanie dynamometru.

b. Ustawić i ustabilizować pierwszego z badanych $/j = 1/$ w pozycji wskazanej przez prowadzącego ćwiczenie.

c. Za pomocą cięgna i pasa przymocować dynamometr do odpowiedniego członu kinematycznego przestrzegając zasad pomiaru MSMS opisanych w punkcie 4 wiadomości teoretycznych. W szczególności należy zwrócić uwagę na zachowanie prostopadłości cięgna z dynamometrem do ramienia siły.

d. Dokonać pomiaru ramienia siły $r_{j1} /i = 1,2,3/$ od środka pasa do określonego wcześniej punktu, przez który przechodzi oś obrotu w stawie. Wyniki pomiaru ramienia wpisać do tabel 5.6.1 i 5.6.2.

e. Podać sygnał rozpoczęcia pomiaru. Badany powinien napinać mięśnie w sposób jednostajny, bez szarpnięć i zmian pozycji, aż do rozwinięcia maksymalnej siły.

f. Odczytać wartość maksymalnej, wskazanej przez dynamometr siły $F_{j1} /i = 1,2,3/$. Wyniki pomiaru wpisać do tabel 5.6.1 i 5.6.2.

g. Pomiar siły i ramienia siły powinien być wykonany trzykrotnie dla każdego z badanych $/tzn.$ trzykrotnie wykonuje się polecenia z punktów d.e.f./.

h. Powyższe czynności od a. do f. wykonać dla pozostałych osób w badanej grupie $/j = 1, \dots, n/$.

V. Opracowanie wyników pomiarowych

Wyniki pomiarów siły oraz ramienia siły należy, zgodnie z poleceniem w punkcie IV wpisać do tabel 5.6.1 i 5.6.2. Do tabeli 5.6.1 należy również wpisać masę i wysokość ciała każdego z badanych.

Wyniki pomiarowe opracowuje się według następującego schematu:

1/ Obliczenie średniej wartości momentu siły rozwijanego w badanym stawie:

Moment siły M_{j1} rozwijany w stawie podczas każdego z pomiarów oblicza się z zależności:

$$M_{j1} = r_{j1} F_{j1} \quad /i = 1, 2, 3; j = 1, \dots, n/ \quad /5.6.22/$$

Maksymalny błąd względny wyznacza się ze wzoru:

$$\Delta M_{j1} = \pm \left[|F_{j1} \Delta r_{j1}| + |r_{j1} \Delta F_{j1}| \right] \quad /5.6.23/$$

gdzie: Δr_{j1} - błąd bezwzględny pomiaru ramienia siły,
 ΔF_{j1} - błąd bezwzględny pomiaru siły,

Wartości Δr_{j1} oraz ΔF_{j1} szacuje się biorąc pod uwagę czułość przyrządów i staranność wykonania pomiarów. Można przyjąć, że $\Delta r_{j1} = 1$ [cm] zaś za ΔF_{j1} zwykle przyjmuje się wartość siły odpowiadającej jednej działce na skali dynamometru.

Za ostateczną wartość momentu siły dla każdego badanego stawu przyjmuje się wartość średnią obliczoną jako średnią ważoną wszystkich pomiarów:

$$\bar{M}_j = \frac{\sum_{i=1}^3 P_{ji} M_{ji}}{\sum_{i=1}^3 P_{ji}} \quad /5.6.24/$$

Wagi p_{j1} oblicza się z zależności:

$$p_{j1} = \frac{C}{\sqrt{\Delta M_{j1}^2}} \quad /5.6.25/$$

gdzie: C - jest dowolnie dobraną liczbą.

Bezwzględny błąd maksymalny średniej ważonej:

$$\Delta \bar{M}_j = \pm \frac{1}{\sum_{i=1}^3 p_{ji}} \sum_{i=1}^3 |p_{ji} \Delta M_{ji}| \quad /5.6.26/$$

Ostateczny wynik pomiaru MSMS w każdym stawie podaje się w postaci $\bar{M} \pm \Delta \bar{M}_j$.

Obliczone wartości M_{j1} , ΔM_{j1} , p_{j1} oraz \bar{M}_j , $\Delta \bar{M}_j$ należy wpisać do tabeli 5.6.1.

2/ Wyznaczenie równania regresji MSMS od masy lub wysokości ciała badanych:

Przypuśćmy, że pomiędzy MSMS w badanym stawie i masą badanych zachodzi zależność liniowa. Rozpatrując pary liczb m_j , \bar{M}_j można założyć, że odpowiadające tym parom punkty P_j $/m_j, \bar{M}_j/$ w prostokątnym układzie współrzędnych będą się układały wokół pewnej prostej, którą można przedstawić równaniem:

$$\bar{M} = am + b \quad /5.6.27/$$

Zadanie polega więc na doborze stałych a i b w taki sposób, aby ta prosta możliwie dobrze opisywała zbiór punktów P_j $/m_j, \bar{M}_j/$, czyli ich odchylenia od tej prostej powinny być jak najmniejsze $/j = 1, \dots, n/$. Wartości stałych a i b, które spełniają ten warunek oznaczmy przez \bar{a} i \bar{b} . Podstawmy teraz do równania /5.6.27/

przy dowolnych \bar{a} i \bar{b} , znane wartości m_j . Obliczoną wartość MSMS oznaczmy przez \hat{M}_j , czyli:

$$\hat{M}_j = \bar{a}m_j + \bar{b} \quad /5.6.28/$$

Wartość ta będzie na ogół odbiegała od zmierzonej wartości \bar{M}_j . Różnicę między nimi oznaczmy przez d_j :

$$d_j = \bar{M}_j - \hat{M}_j \quad /5.6.29/$$

a korzystając z równania /26/:

$$d_j = \bar{M}_j - \bar{a}m_j - \bar{b} \quad /5.6.30/$$

Założmy teraz, że wartości \bar{a} i \bar{b} są dobrane najlepiej, gdy:

$$\sum_{j=1}^n d_j^2 = \min \quad /5.6.31/$$

Metodę obliczania stałych \bar{a} i \bar{b} opartą na postulatcie /5.6.31/ nazywa się metodą Gaussa sum najmniejszych kwadratów /krócej najmniejszych kwadratów/ lub metodą wyrównawczą.

Uwzględniając /5.6.30/ równanie /5.6.31/ można zapisać w postaci:

$$\sum_{j=1}^n (\bar{M}_j - \bar{a}m_j - \bar{b})^2 = \min \quad /5.6.32/$$

Aby istniało ekstremum wyrażenia /5.6.32/, jego pochodne cząstkowe względem \bar{a} i \bar{b} muszą być równe zero, czyli spełnione muszą być równania:

$$2 \sum_{j=1}^n (-m_j / \bar{M}_j - \bar{a}m_j - \bar{b}) = 0 \quad /5.6.33/$$

$$2 \sum_{j=1}^n (-1 / \bar{M}_j - \bar{a}m_j - \bar{b}) = 0 \quad /5.6.34/$$

Po wykonaniu działań algebraicznych wyrażenia /5.6.33/ i /5.6.34/ przyjmują postać:

$$\sum_{j=1}^n m_j \bar{M}_j - \bar{a} \sum_{j=1}^n m_j^2 - \bar{b} \sum_{j=1}^n m_j = 0 \quad /5.6.35/$$

$$\sum_{j=1}^n \bar{M}_j - \bar{a} \sum_{j=1}^n m_j - n\bar{b} = 0 \quad /5.6.36/$$

Wyrażenia /5.6.35/ i /5.6.36/ tworzą układ dwóch równań z dwoma niewiadomymi \bar{a} i \bar{b} . Rozwiązując ten układ względem \bar{a} i \bar{b} otrzymujemy:

$$\bar{a} = \frac{\sum_{j=1}^n m_j \sum_{j=1}^n \bar{M}_j - n \sum_{j=1}^n m_j \bar{M}_j}{\left(\sum_{j=1}^n m_j\right)^2 - n \sum_{j=1}^n m_j^2} \quad /5.6.37/$$

$$\bar{b} = \frac{\sum_{j=1}^n m_j \sum_{j=1}^n \bar{M}_j - \sum_{j=1}^n \bar{M}_j \sum_{j=1}^n m_j^2}{\left(\sum_{j=1}^n m_j\right)^2 - n \sum_{j=1}^n m_j^2} \quad /5.6.38/$$

Średnie błędy kwadratowe $S_{\bar{a}}$ i $S_{\bar{b}}$ współczynników \bar{a} i \bar{b} prostej o równaniu $\bar{M} = \bar{a}m + \bar{b}$ oblicza się korzystając z zależności /5.6.39/ i /5.6.40/:

$$S_{\bar{a}} = \sqrt{\frac{1}{n-2} \sum_{j=1}^n d_j^2} \sqrt{\frac{n}{n \sum_{j=1}^n m_j^2 - \left(\sum_{j=1}^n m_j\right)^2}} \quad /5.6.39/$$

$$S_{\bar{b}} = \sqrt{\frac{1}{n-2} \sum_{j=1}^n d_j^2} \sqrt{\frac{\sum_{j=1}^n m_j^2}{n \sum_{j=1}^n m_j^2 - \left(\sum_{j=1}^n m_j\right)^2}} \quad /5.6.40/$$

gdzie:

$$\sum_{j=1}^n d_j^2 = \sum_{j=1}^n \bar{M}_j^2 - \bar{a} \sum_{j=1}^n m_j \bar{M}_j - \bar{b} \sum_{j=1}^n \bar{M}_j \quad /5.6.41/$$

Przy obliczaniu wyrażenia $\sum_{j=1}^n d_j^2$, występującego w równaniach /5.6.39/ i /5.6.40/ na podstawie zależności /5.6.42/ może zajść przypadek odejmowania dużych prawie jednakowych liczb. Ponieważ nawet w przypadku dużej dokładności rachunków może to spowodować błędy w wartościach liczbowych, zaleca się w tych przypadkach dla obliczenia $\sum_{j=1}^n d_j^2$ korzystać z równania definicyjnego /5.6.30/

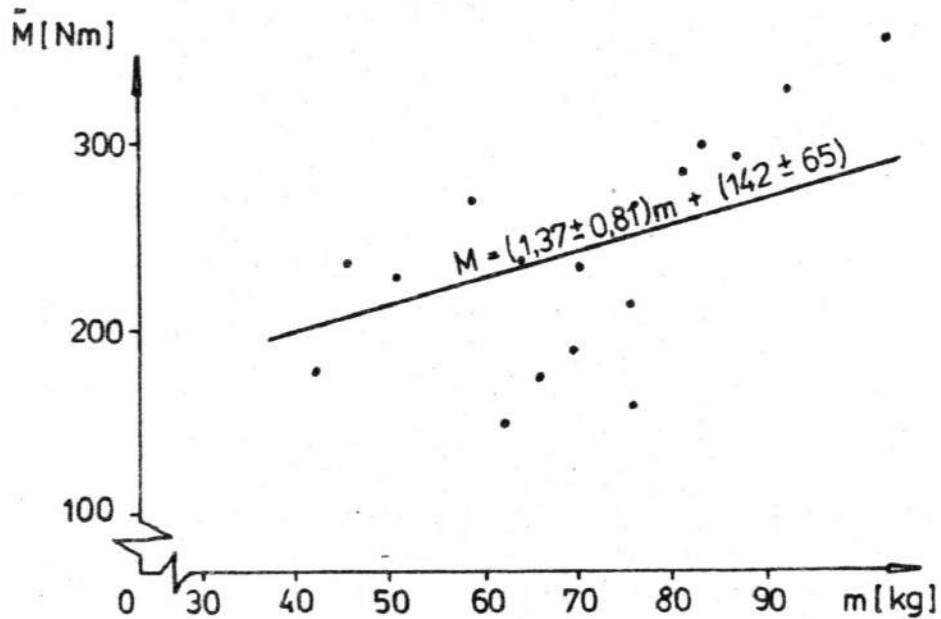
Zadaniem osoby przeprowadzającej pomiar jest:

a. obliczenie, na podstawie zmierzonych wartości m_j oraz \bar{M}_j , współczynników \bar{a} i \bar{b} oraz ich średnich błędów kwadratowych $S_{\bar{a}}$ i $S_{\bar{b}}$, i napisanie równania regresji MSMS w badanym stawie od masy badanego w postaci:

$$M = \bar{a} \pm S_{\bar{a}}/m + \bar{b} \pm S_{\bar{b}} / \quad /5.6.42/$$

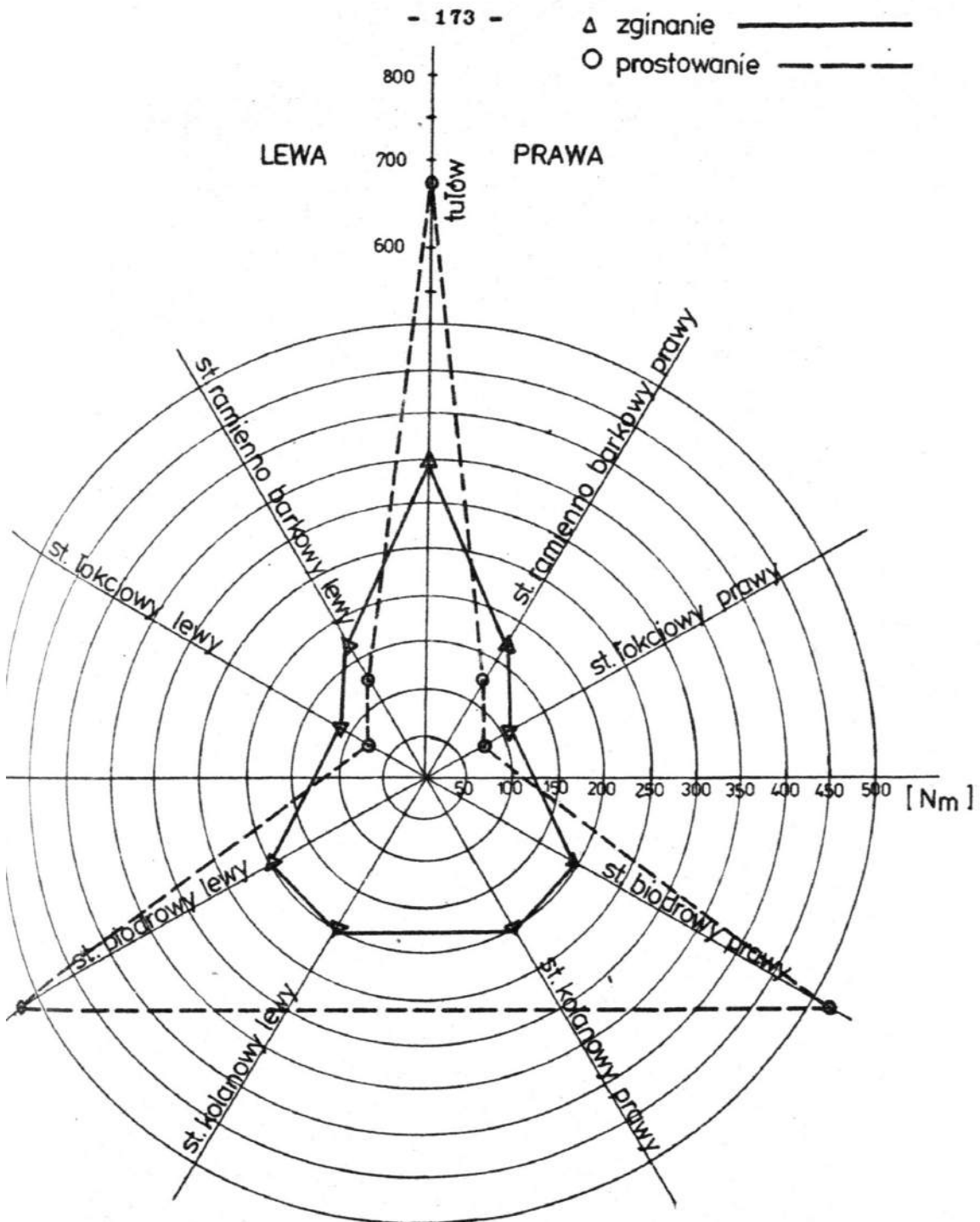
b. zaznaczenie w prostokątnym układzie współrzędnych obliczonych na podstawie pomiarów wartości $\bar{M}_j \pm \Delta M_j$ w zależności od masy osób badanych m_j tak, jak to pokazano na ryc.5.6.16. Zakłada się przy tym, że masy m_j zostały wyznaczone bezbłędnie;

c. narysowanie w tym samym układzie współrzędnych prostej opisanej równaniem /5.6.42/



Ryc.5.6.16. Przykład dobrze dobranego równania regresji $\bar{M} = f/m/$. Suma kwadratów odchylen punktów $P_j/m_j, \bar{M}_j / j=1, \dots, n/$ od prostej $\bar{M} = \bar{a}m + \bar{b}$ jest najmniejsza.

Uwaga: równanie regresji MSMS od wysokości ciała wyznacza się analogicznie, zmieniając masę m na wysokość h .



Ryc.5.6.17. Uśrednione wartości MSMS zawodników koszykówki kadry narodowej seniorów /1986 r./.

3. Wykres topografii MSMS

- a. Do tabeli 5.6.2 wpisać średnie pomiarów ramienia siły \bar{r} i siły \bar{F} .
- b. Obliczyć moment siły jako iloczyn ramienia siły i siły $\bar{M} = \bar{F}\bar{r}$.
- c. Wartości MSMS nanieść na odpowiednie osie na wykresie /jak na ryc.5.6.17./
- d. Punkty przedstawiające zginanie /trójkąty/ połączyć liniami prostymi ciągłymi, a punkty odpowiadające prostowaniu /koła/ liniami prostymi przerywanymi.

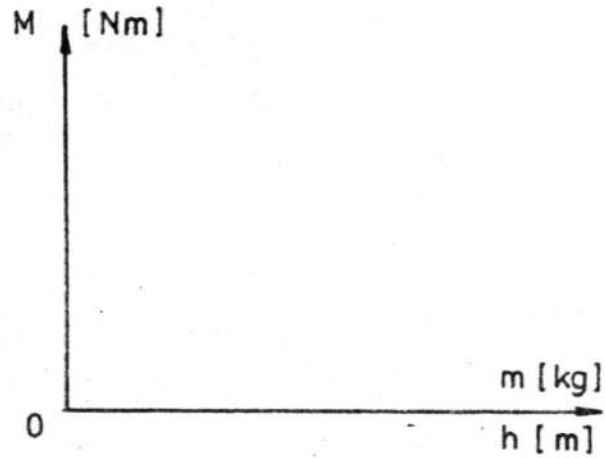
SPRAWOZDANIE Z ĆWICZENIA: 5.6.

POMIAR MOMENTÓW SIŁ ROZWIJANYCH W STATYCE PRZEZ CZŁOWIEKA W WYBRANYCH STAWACH

	Imię i Nazwisko	Rok studiów	Grupa	Data
Wykonał				

Ocena	Podpis

Badany staw	
Rodzaj ruchu	
Liczba badanych osób	

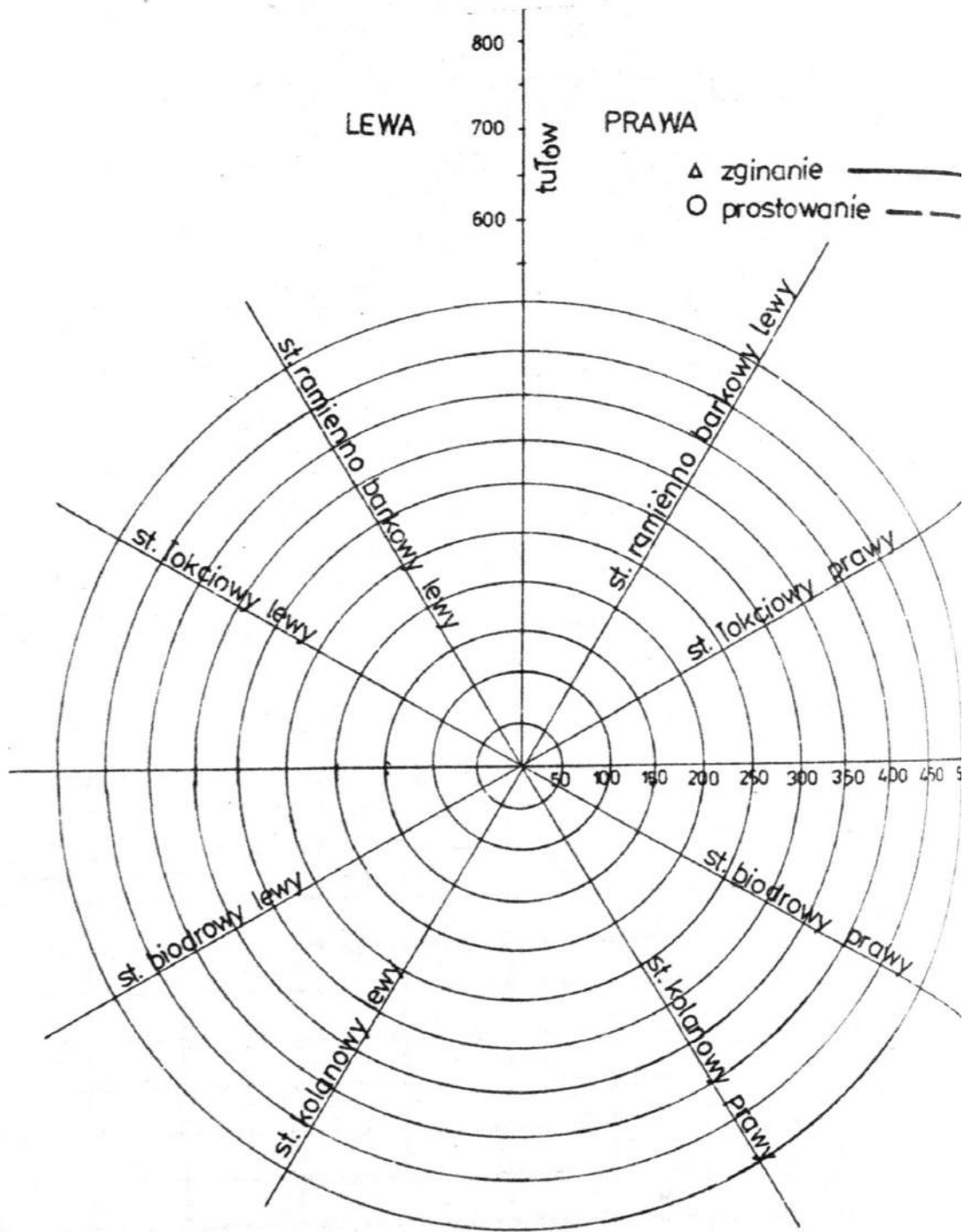


Ryc.5.6.18. Zależność wartości momentu siły M od masy m lub wysokości ciała h .

Tabela 5.6.2. Wyniki pomiarów siły \bar{F} i ramienia siły \bar{r} oraz obliczeń momentu siły \bar{M} .

Badany: imię i nazwisko

		Zginanie			Prostowanie		
		\bar{r}	F	M	\bar{r}	F	M
		[m]	[N]	[Nm]	[m]	[N]	[Nm]
Tułów							
Staw ramiennie-barkowy	P						
	L						
Staw łokciowy	P						
	L						
Staw biodrowy	P						
	L						
Staw kolanowy	P						
	L						



Ryc.5.6.19. Topografia MSMS

5.7. Pomiar prędkości prostowania stawu kolanowego w zależności od wartości momentu obciążającego

I. Wstęp

Posługiwanie się modelami podczas analizy najbardziej nawet skomplikowanych zjawisk jest obecnie popularną procedurą badawczą. Opracowanie modelu matematycznego jakiegoś zjawiska może być bardzo trudne, wymagać gruntownej wiedzy o badanym procesie i modelowaniu oraz intuicji. Często jest to jedyna droga do zdobycia informacji o przebiegu zjawiska. Zbudowanie modelu matematycznego pozwala na symulowanie i optymalizowanie procesów, które ten model opisuje. Mięśnie jako generatory siły są od dawna przedmiotem wyężonych badań. Zakres tych badań jest bardzo szeroki i obejmuje własności biochemiczne, biomechaniczne, wytrzymałościowe itd. W badaniach biomechanicznych mięśni wyróżnia się dwa zagadnienia:

- badanie właściwości mięśni niepobudzonych
- badanie statyki i dynamiki mięśni pobudzonych

Badaniem zależności siły od długości mięśnia zajmowało się wielu fizjologów a rozpoczął je Schwann na początku XIX wieku podając zależność:

$$\frac{F}{F_0} = 1 - \frac{\Delta L}{\Delta L_{\max}} \quad /5.7.1/$$

gdzie:

- F_0 - maksymalna siła rozwijana przez mięsień,
- F - siła bieżąca mięśnia,
- ΔL_{\max} - maksymalna wielkość skrócenia mięśnia,
- ΔL - skrócenie bieżące mięśnia.

Do chwili bieżącej stworzono wiele modeli opisujących zależność siły rozwijanej przez mięsień od jego długości. Wykorzystując te zależności napotyka się na dużą różnorodność danych, co świadczy o istnieniu czynników dodatkowych w badanych mięśniach,

różnicujących ich modele. Jednym z nich jest budowa mięśnia i charakter przebiegu włókien mięśniowych. Wyidealizowany wykres zależności $F = f / L$ przedstawiono na ryc.5.6.3 w instrukcji nr 5.6. Uzyskane krzywe doświadczalne aktywnej i pasywnej składowej siły mięśnia można z dobrym przybliżeniem opisać za pomocą wzoru:

mięsień obły

$$\frac{F}{F_0} = 0,98 \sin 2,42 / \frac{L}{L_0} - 0,35 / \quad /5.7.2/$$

gdzie: F - siła bieżąca mięśnia,
 F_0 - maksymalna siła rozwijana przez mięsień,
 L - długość bieżąca mięśnia,
 L_0 - długość mięśnia, dla której $F = F_0$.

Innym trudniejszym zagadnieniem w badaniu mięśni jest poszukiwanie modelu obrazującego zależność rozwijanej prędkości, w zależności od siły obciążającej mięsień. Model takiego zjawiska opublikował A.V.Hill w 1938 roku w postaci równania:

$$/ F + a / v = b / F_0 - F / \quad /5.7.3/$$

gdzie: F, F_0 - odpowiednio bieżąca i maksymalna wartość siły,
 v - prędkość skracania mięśnia,
 a, b - stałe.

Równanie to nosi nazwę równania charakterystycznego Hilla. Istotną cechą tego modelu jest fakt, że mięsień rozwija stałą moc. Badania Hilla dotyczyły mięśnia izolowanego.

W sporcie ze względu na istotną zależność wyniku od rozwijanej mocy bardzo ważne jest mierzenie tej wielkości w celu określenia potencjalnych możliwości zawodnika. Dużych trudności nastrocza dokonanie pomiarów dla poszczególnych mięśni, a także pomiar całkowitej mocy rozwijanej przez człowieka podczas ćwiczenia. W prostych aktach ruchowych można mierzyć bezpośrednio moc na specjalnych stanowiskach.

Równie istotnym problemem jest pomiar zależności prędkości kątowej od wartości momentu obciążającego staw oraz określenie obciążenia, przy którym zawodnik rozwija maksymalną moc.

II. Cel ćwiczenia

Celem ćwiczenia jest zapoznanie studentów z pojęciem mocy i modelem mięśnia opracowanym przez Hilla, jak również nauczanie metody pomiarowej pozwalającej na zmierzenie zależności $\omega = f/M_T$ na stanowisku do pomiaru prędkości prostowania w stawie kolanowym, oraz przeprowadzenie pomiarów i znalezienie obciążenia, przy którym badany rozwija największą moc.

III. Wiadomości teoretyczne

1. Wprowadzenie

Moc jest wielkością fizyczną zdefiniowaną jako wartość pracy wykonywanej w jednostce czasu. Moc chwilową określa się jako:

$$P = \frac{dW}{dt} \quad /5.7.4/$$

czyli pochodną pracy w czasie.

Można udowodnić, że moc poruszającego się ciała z prędkością \vec{v} , na które działa siła \vec{F} jest równa:

$$P = \vec{F} \cdot \vec{v} \quad /5.7.5/$$

gdzie: " \cdot " oznacza iloczyn skalarny wektorów.

Dla ruchów obrotowych moc poruszającego się ciała jest równa:

$$P = \vec{M} \cdot \vec{\omega} \quad /5.7.6/$$

gdzie: \vec{M} - moment siły wywołujący ruch

$\vec{\omega}$ - prędkość kątowna ruchu

2. Równanie charakterystyczne A.V.Hilla

Podczas pobudzenia mięśnia w czasie około 0,0015 s nazywanym okresem utajonym, nie zauważa się żadnych zmian. Następnie po upływie 0,0015 s ma miejsce rozluźnienie mięśnia /tzw. utajone rozluźnienie/, po czym zaczyna się skracanie mięśnia. Skracanie mięśnia jest poprzedzone wydzieleniem niewielkiej ilości ciepła o wartości

około 0,003 cal/g masy mięśnia. Dokładne pomiary A.V.Hill przeprowadził w 1929 roku i wykazał, że przy każdym pobudzeniu mięśnia wydziela się ciepło aktywacji o stałej wartości A, a następnie ciepło skracania a proporcjonalne do wielkości bezwzględnego skrócenia ΔL . Ciepło wydzielone przy skracaniu wynosi około 350J na 1 cm^2 przekroju poprzecznego i 1 cm skrócenia długości mięśnia.

Ilość ciepła wydzielana podczas skracania mięśnia wynosi więc:

$$H = A + a \Delta L \quad /5.7.7/$$

gdzie: a - stała o wymiarze siły,

A - ciepło aktywacji,

ΔL - bezwzględne skrócenie mięśnia,

Wielkość H, a więc i iloczyn a ΔL nie zależy od obciążenia i prędkości skracania, a tylko liniowo od ΔL /efekt Fenna 1924 r./.

Jeżeli mięsień wykonuje pracę:

$$W = F \Delta L \quad /5.7.8/$$

gdzie: F - wielkość siły obciążającej

to bilans energii wewnętrznej przy skracaniu można zapisać wzorem:

$$E = A + F \Delta L + a \Delta L \quad /5.7.9/$$

Po zróżniczkowaniu powyższego równania względem czasu otrzymujemy:

$$P = \frac{dE}{dt} = 0 + F \frac{d\Delta L}{dt} + a \frac{d\Delta L}{dt} = / F + a / v \quad /5.7.10/$$

gdzie: $\frac{d\Delta L}{dt} = v$

Hill wykazał doświadczalnie, że maksymalna moc rozwijana przez mięsień w fazie skracania zależy liniowo od różnicy $F_{\max} - F$,

gdzie: F_{\max} - maksymalna siła przy skurczu izometrycznym,

F - bieżąca wartość siły dla skurczu izometrycznego,

czyli:

$$P = b / F_{\max} - F / \quad /5.7.11/$$

gdzie: b - stała

Porównując równanie /5.7.10/ i /5.7.11/ otrzymujemy

$$/ F + a / v = b / F_{\max} - F / \quad /5.7.12/$$

Po dodaniu do obu stron iloczynu ab i wykonaniu mnożenia po prawej stronie, równanie można przedstawić w postaci:

$$ab + / F + a / v = bF_{\max} - bF + ab \quad /5.7.13/$$

Następnie otrzymano:

$$/ F + a / v + bF + ab = bF_{\max} + ab \quad /5.7.14/$$

Po wyłączeniu przed nawias stałej b równanie przyjmuje postać:

$$/ F + a / v + / F + a / b = / F_{\max} + a / b \quad /5.7.15/$$

a następnie:

$$/ F + a // v + b / = / F_{\max} + / b = \text{const} \quad /5.7.16/$$

Z równania /5.7.16/ wynika, że przy izotonicznym procesie prędkość skracania zmniejsza się hiperbolicznie wraz ze wzrostem obciążenia. Jest to hiperbola o asymptotach $F = - a$ oraz $v = - b$.

Zależność $F = f / v$ można uzyskać, dokonując bezpośrednio pomiarów mechanicznych prędkości skracania mięśnia i rozwijanej przez niego siły. Otrzymuje się przy tym dużą zgodność wyników z modelem Hilla.

3. Znaczenie mocy rozwijanej przez zawodnika

We wszystkich dyscyplinach, w których o wyniku decyduje czas /biegi, kajakarstwo, pływanie/ przy założeniu jednakowych warunków początkowych, sprzętu i techniki rozwinięcie większej mocy średniej decyduje o osiągnięciu lepszego wyniku. Bardzo często w praktyce sportowej popełnia się błąd oceniając oddzielnie siłę i prędkość jako dwie oddzielne cechy potencjalnych możliwości zawodnika. Często operuje się pojęciem, treningu siły zapominając,

że z wyjątkiem treningu izometrycznego zawsze rozwija się /trenuje, moc. Ponieważ w uproszczonym przypadku moc jest iloczynem siły i prędkości:

$$P = F v \quad /5.7.17/$$

tą samą jej wartość można osiągnąć dla dwóch różnych par F i v . Na przykład jeden kajakarz woli wiosłować wiosłem o mniejszej powierzchni pióra z większą częstotliwością, a drugi wiosłem większym z mniejszą częstotliwością. Wynika to przede wszystkim z różnych predyspozycji tych zawodników do rozwijania mocy, zdeterminowanych cechami wrodzonymi /skład włókien mięśniowych/.

W dyscyplinach, w których wynik nie zależy od czasu, ale od wartości wykonanej pracy /skoki, rzuty/ moc ma także decydujące znaczenie ze względu na ograniczenia związane z cechami fizycznymi i przepisami. Teoretycznie nie ma znaczenia, w jak długim czasie następuje odbicie podczas skoku wzwyż, ważna jest jedynie wykonana podczas odbicia praca. Cechy anatomiczne i fizjologiczne człowieka wraz z praktycznym doskonaleniem technik sportowych powodują jednak, że na najwyższym poziomie sportowym czas odbicia najlepszych zawodników świata zawiera się w przedziale od 0,17 s do 0,19 s, jest więc prawie jednakowy. O wyniku decyduje więc średnia moc rozwinięta podczas odbicia.

4. Metoda pomiaru mocy podczas prostowania w stawie kolanowym

Przyspieszenie podudzia podczas prostowania w stawie kolanowym opisuje równanie:

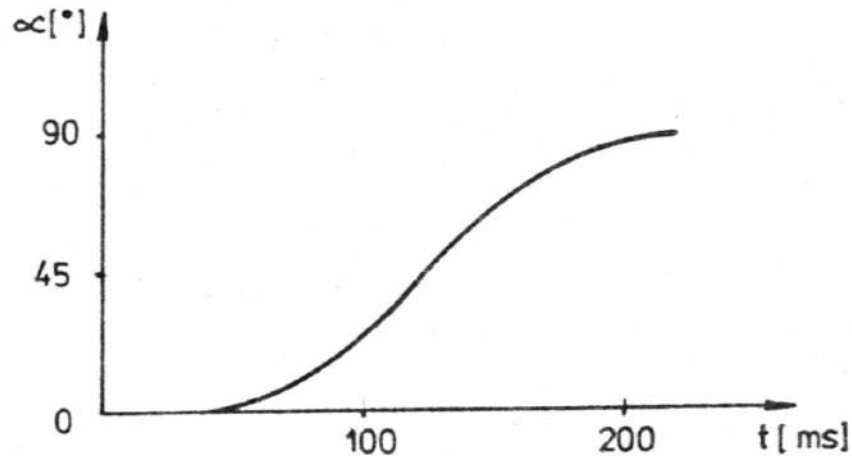
$$\xi J = M_m - M_t - M_p - M_g - M_r \quad /5.7.18/$$

gdzie:

- ξ - przyspieszenie kątowe,
- J - moment bezwładności podudzia, stopy oraz ruchomych części stanowiska pomiarowego względem osi obrotu przechodzącej przez staw kolanowy,

- M_m - moment siły mięśni równy różnicy momentów siły mięśni synergistycznych i antagonistycznych,
- M_t - moment tarcia mechanizmu, tarcie w stawie pomijalnie małe,
- M_r - zewnętrzny moment oporujący,
- M_p - moment siły elementów pasywnych /włozadła i ścięgna/,
- M_g - moment od siły ciężkości.

Przebieg zmian wartości kąta podczas prostowania w stawie kolanowym przedstawiono na ryc.5.7.1.



Ryc.5.7.1. Przebieg zmian kąta podczas prostowania w stawie kolanowym.

Z ryciny wynika, że prędkość w zakresie ruchu od około 20° do 70° jest prawie stała /stały kąt nachylenia stycznej/. Jednocześnie jest to prędkość maksymalna wyprostowania.

Przyjęto, że średnia prędkość z jaką następuje prostowanie w środkowym zakresie ruchu 20° - 70° jest maksymalną prędkością prostowania. Prędkość tę można policzyć dzieląc drogę kątową α przez czas przebycia tej drogi w środkowym zakresie ruchu, czyli od $45^\circ - \frac{1}{2}\alpha$ do $45^\circ + \frac{1}{2}\alpha$. Ze wzoru na moc oblicza się teraz maksymalną moc wyprostowania:

$$P = M_r \omega \quad /5.7.19/$$

gdzie: P - maksymalna moc wyprostu

M_T - stały moment oporujący

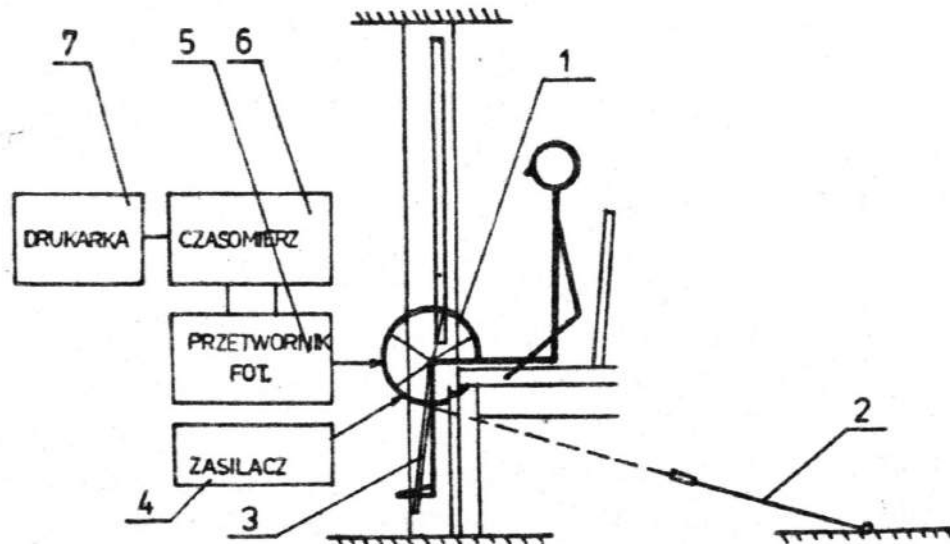
$\omega = \frac{\alpha}{t}$ - prędkość kątowna wyprostu w środkowym zakresie ruchu

t - czas przebycia drogi α ;

W obliczeniach pomija się działanie momentów zewnętrznych, wynikających z momentów bezwładności kończyny i elementów urządzenia oporującego, momentu od siły ciężkości i momentów sił tarcia.

5. Opis stanowiska badawczego

Na ryc.5.7.2. przedstawiono schemat opisywanego stanowiska. Stanowisko składa się z bloku oporującego /1/, do którego przymocowana jest tarcza ze szczeliną wyciętą w kształcie łuku, gum /2/, dźwigni /3/, zasilacza napięcia stabilizowanego /4/, przetwornika fotoelektrycznego /5/, częstotściomierza-czasomierza /6/ oraz drukarki /7/.

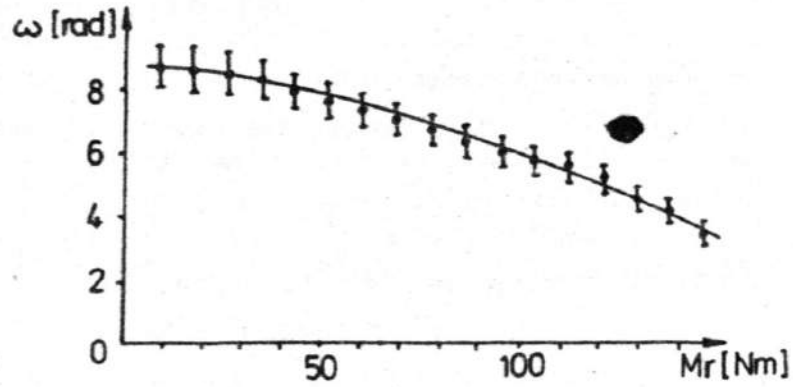


Ryc.5.7.2. Stanowisko do pomiaru prędkości obrotu w stawie kolanowym w zależności od wartości momentu oporującego.

Możliwy zakres ruchu badanej kończyny dolnej wyniesi 90° , tzn. podudzie badanego może przebyć drogę kątową równą 90° od położenia, w którym tworzy kąt prosty z udem do całkowitego wyprostowania w stawie kolanowym. Oś obrotu stawu kolanowego kończyny osoby badanej powinna pokrywać się z osią obrotu bloku. Szczelina na tarczy znajduje się w środkowej części zakresu ruchu i jej długość kątowa wynosi 26° . Po jednej jej stronie umieszczono żarówkę, którą połączono z zaciskami zasilacza /4/, po drugiej zaś naprzeciw żarówki diodę światłoczułą połączoną z przetwornikiem fotoelektrycznym /5/.

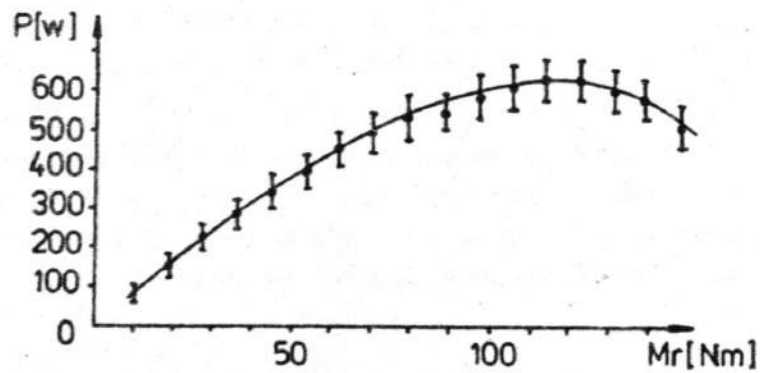
W czasie prostowania kończyny dolnej w stawie kolanowym badanego pomiędzy żarówką i fotokomórką pojawia się wspomniana wyżej szczelina. Powoduje to oświetlenie elementu światłoczułego, co z kolei jest przyczyną pojawienia się napięcia na wyjściu H przetwornika /5/, włączającego czasomierz /6/. Dalsze prostowanie kończyny spowoduje ponowne pojawienie się pomiędzy żarówką i fotokomórką warstwy nieprzezroczystej, co jest przyczyną spadku napięcia na wyjściu L przetwornika /5/, a w konsekwencji wyłączenie zegara /6/. Zmierzony czas prostowania kończyny dolnej może być automatycznie zapisany przez drukarkę /7/. Zmianę momentu oporującego zapewnia różna ilość gum /2/ mocowanych do bloku obrotowego /1/ na ramieniu siły wynoszącym 14,5 cm. Ze względu na dużą długość gum można przyjąć, że ich siła naciągu dla niewielkich wydłużeń jest stała.

Na podstawie powyższego pomiaru oraz obliczeń, których algorytm podano w punkcie V, uzyskano przebieg zmian prędkości kątowej ω podczas prostowania kończyny w stawie kolanowym w zależności od wartości momentu oporującego M_p , dla nietrenującego mężczyzny. Uzyskane wyniki przedstawiono w postaci wykresu /ryc.5.7.3/.



Ryc.5.7.3. Przykładowy wykres zmian prędkości kątowej podczas prostowania kończyny w stawie kolanowym w zależności od momentu oporującego.

Na ryc.5.7.4. przedstawiono przebieg zmian mocy w zależności od wartości momentu oporującego dla powyższego przypadku.



Ryc.5.7.4. Przykładowy wykres zmian mocy rozwijanej podczas prostowania kończyny w stawie kolanowym w zależności od wartości momentu oporującego.

IV. Przebieg ćwiczenia

1. Zestawić aparaturę, włączyć, ustawić zakresy pomiarowe zgodnie z instrukcją.

- Włączenie

a. Częstościomierz-czasomierz UNIVERZÁLNI ČITAC:

- przełącznik SI \bar{T} w położeniu "1",
- przełącznik FUNKCE w położeniu "t_{B-C}",
- przycisk PAMĚT \bar{T} w położeniu "1",
- regulator czasu kasowania w położeniu "min".

b. Blok sterowania drukarką PRINTER SYSTEM:

- przełącznik MAINS w położeniu "1",
- dolny przełącznik TRIGGERING w położeniu AUT,
- przełącznik MOTOR w położeniu "1",
- górny przełącznik PRINTING w położeniu BLACK lub RED w zależności od żadanego koloru wydruku.

c. Przetwornik fotoelektryczny PF-2:

- czarny przycisk "WL" wciśnięty.

d. Zasilacz stabilizowanego napięcia Z-3020:

- przełącznik zakresu prądowego PRĄD w położeniu "20",
- przełącznik SIEĆ ustawić w położeniu w prawo,
- przełącznik NAPIĘCIE ustawić tak aby wybrana wartość odpowiadała napięciu znamionowemu żarówki.

e. Drukarka CONSUL:

- wyłącznik drukarki w położeniu "1".

- Wyłączenie w kolejności odwrotnej.

2. Przymocować 2 gumy do bloku oporującego /1/.

3. Przeprowadzić pomiar zależności $\omega = f/M_f$.

Zadaniem osoby badanej jest trzykrotne, w odstępach kilkunastosekundowych, wyprostowanie kończyny w stawie kolanowym z maksymalną prędkością.

4. Po każdej serii trzech wyprostów liczbę gum przymocowanych do bloku /1/ należy zwiększyć o 2. Warunkiem otrzymania prawidłowych charakterystyk jest prostowanie przez badanego kończyny za każdym razem z maksymalną prędkością oraz przystąpienie do następnej serii dopiero w chwili ustąpienia zmęczenia po poprzednim ćwiczeniu. Ćwiczenie powinno być prowadzone do chwili, w której moment oporujący osiągnie wartość uniemożliwiającą badanemu całkowity wyprost kończyny.

V. Opracowanie wyników pomiarowych

1. Zmierzone czasy wyprostów kończyny w stawie kolanowym t_1, t_2, t_3 wpisać do tabeli 5.7.1.

2. Obliczyć średni czas wyprostów t wg zależności /5.7.20/

$$\bar{t} = \frac{t_1 + t_2 + t_3}{3} \quad /5.7.20/$$

Otrzymane wyniki wpisać do tabeli 5.7.1.

3. Obliczyć prędkość prostowania kończyny w stawie kolanowym dla poszczególnych wartości obciążenia wg zależności /5.7.21/

$$\omega = \frac{d}{t} \quad /5.7.21/$$

Otrzymane wyniki wpisać do tabeli 5.7.1.

4. Obliczyć moc rozwijaną przez badanego dla poszczególnych wartości obciążenia wg zależności /5.7.22/.

$$P = \omega M_r \quad /5.7.22/$$

Otrzymane wyniki wpisać do tabeli 5.7.1.

5. Oszacować wartości maksymalnych błędów bezwzględnych pomiaru \bar{t}, ω, P . Wartości błędów $\Delta \bar{t}, \Delta \omega, \Delta P$ wpisać do tabeli 5.7.1.

6. Na podstawie otrzymanych wyników wykreślić charakterystyki $\omega = f / M_r /$ oraz $P = f / M_r /$.

SPRAWOZDANIE Z ĆWICZENIA: 5.7.

MODEL MIĘŚNIA HILLA I POMIAR PRĘDKOŚCI PROSTOWANIA STAWU KOLANOWEGO W ZALEŻNOŚCI OD WARTOŚCI MOMENTU OBCIĄŻAJĄCEGO.

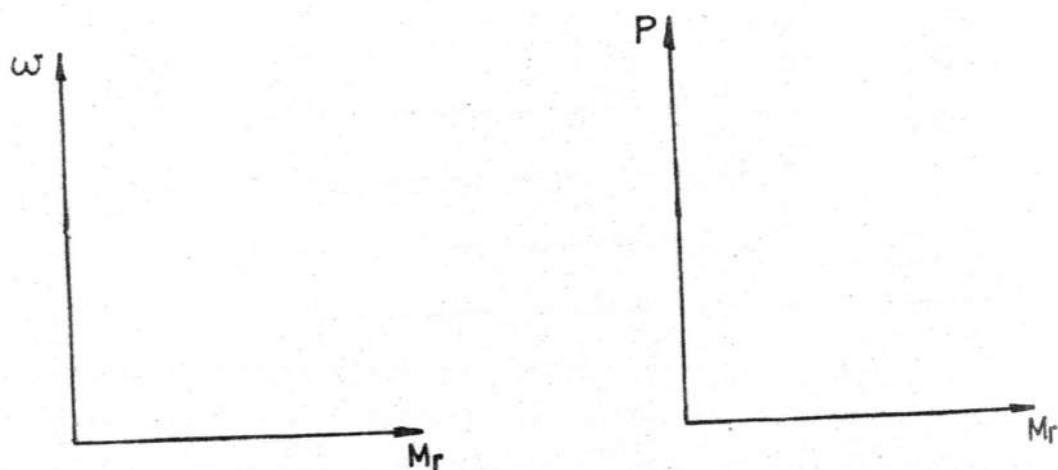
	Imię i Nazwisko	Rok studiów	Grupa	Data
Wykonał				

Ocena	Podpis

Masa i wysokość ciała badanego zawodnika	
Dyscyplina	
Wiek zawodnika	
Okres treningowy	

Tabela 5.7.1. Wyniki pomiaru czasu prostowania kończyny

Liczba gum	M_r	t_1	t_2	t_3	\bar{t}	$\Delta \bar{t}$	$\omega = \frac{\alpha}{\bar{t}}$	$\Delta \omega$	$P = \omega M_r$	ΔP
-	Nm	ms	ms	ms	ms	ms	$\frac{\text{rad}}{\text{s}}$	$\frac{\text{rad}}{\text{s}}$	W	W
2	18,3									
4	35,5									
6	52,7									
8	69,9									
10	87,1									
12	104,3									
14	121,5									
16	138,7									
18	155,9									



Ryc.5.7.5. Zależność prędkości kątowej ω oraz mocy P od wartości momentu siły M_r .

1. Jaki charakter ma przebieg zmierzonej charakterystyki $\omega = f / M_T /$, czyli jaką funkcją można tę zależność opisać?
2. Czym różni się zaproponowany model od modelu Hilla?
3. Zaproponuj metodę pomiaru prędkości w zależności od innej wielkości fizycznej obciążającej badanego. Uzasadnij znaczenie wybranego rodzaju obciążenia.
4. Wymień przyczyny powstawania błędów pomiarowych.

5.8. Ocena wytrzymałości na podstawie pomiaru mocy na urządzeniu do badania charakterystyk ω / M_{ω} .

I. Wstęp

Wynik sportowy w każdej dyscyplinie sportu zależy od trzech czynników:

- mocy lub innych charakterystyk siły,
- techniki,
- taktyki.

Prawie zawsze rywalizacja sportowa polega na rozwinięciu największej wartości mocy średniej podczas zawodów. Wartość rozwijanej przez zawodnika mocy najogólniej zależy od:

- jego potencjalnych możliwości czyli cech somatycznych, kondycji psychicznej, wytrenowania,
- warunków zewnętrznych /obciążenie, opory zewnętrzne/,
- techniki wykonywanego ruchu.

Obok wartości maksymalnej rozwijanej mocy wytrzymałość jest najważniejszą cechą określającą możliwości zawodnika. Wytrzymałość zdefiniowano jako możliwość utrzymania jak największej mocy w czasie. W celu umożliwienia obiektywnej oceny wytrzymałości zawodnika wprowadzono pojęcie czasu połowicznego spadku mocy $T_{\frac{1}{2}P}$. Jest to czas, po którym określona moc rozwijana przez zawodnika spadnie do połowy swojej wartości.

Oczywiście, że za zawodnika bardziej wytrzymałego należy uważać tego, którego $T_{\frac{1}{2}P}$ jest dłuższy.

II. Cel ćwiczenia

Celem ćwiczenia jest zapoznanie studentów z definicją mocy, wytrzymałości, czasu połowicznego spadku mocy oraz wykonanie eksperymentu pomiarowego w celu określenia wytrzymałości zawodników.

III. Wiadomości teoretyczne

Z definicji mocy można wyprowadzić bardzo wygodny wzór pozwalający na określenie tej wielkości za pomocą pomiaru prędkości i siły oporu ruchu.

Jeżeli na ciało działa siła \vec{F} , to praca wykonana przez tę siłę jest równa przyrostowi energii kinetycznej tego ciała. Pochodna pracy w czasie jest równa:

$$\frac{dW}{dt} = \frac{dE_k}{dt} = \frac{d\left(\frac{mv^2}{2}\right)}{dt} = \frac{m}{2} 2\vec{v} \cdot \frac{d\vec{v}}{dt} = m\vec{v} \cdot \frac{d\vec{v}}{dt} \quad /5.8.1/$$

Korzystając z drugiej zasady dynamiki Newtona $\vec{F} = m \frac{d\vec{v}}{dt}$ oraz ze wzoru /5.7.4/ wyrażenie /5.8.1/ można zapisać w postaci:

$$\frac{dW}{dt} = \vec{F} \cdot \vec{v} = P \quad /5.8.2/$$

Pomiar mocy człowieka jest trudnym problemem badawczym. Stosuje się tu metody:

- fizjologiczne,
- fotogrametryczne,
- pomiary bezpośrednie /dynamometryczne, goniometryczne/.

Pomiar całkowitej mocy człowieka obarczony jest zwykle dużym błędem. Dokładniej mierzy się moc wybranych grup mięśniowych w prostych ruchach. Odrębnym zagadnieniem są badania dotyczące mocy i sprawności wykonywane na mięśniu izolowanym.

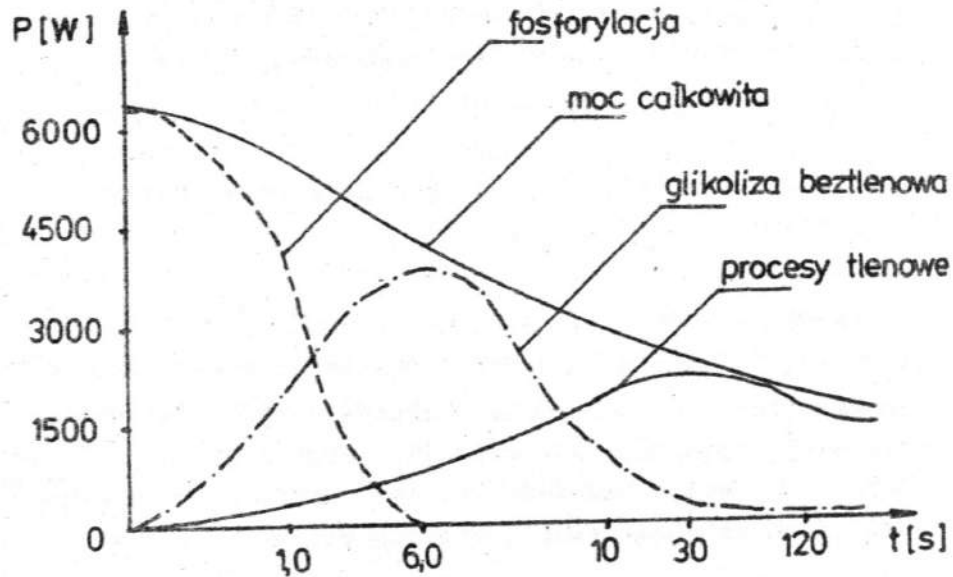
Przyjmuje się, że moc rozwijana przez człowieka zależy od:

- liczby zaangażowanych w ruch mięśni,
- cech fizycznych badanego /wrodzonych i wytrenowanych/,
- czasu trwania wysiłku,
- rodzaju obciążenia /stałe, proporcjonalne do wydłużenia, zależne od prędkości/,
- stosowanej techniki ruchu,
- pobudzenia.

Najczęściej w praktyce badawczej mając do czynienia z konkretnym zawodnikiem poświęca się uwagę jednemu z tych czynników pozostawiając pozostałe.

stałe przyjmując za stałe. W tym ćwiczeniu badana będzie zależność wartości mocy zawodnika rozwijanej podczas prostowania kończyny w stawie kolanowym od czasu trwania ćwiczenia. Podobnie jak w większości tego typu doświadczeń przyjmuje się, że zawodnik /badany/ w każdej chwili stara się rozwijać maksymalną moc.

Wartość mocy rozwijanej przez mięsień zasadniczo zależy od czasu trwania wysiłku, co związane jest ze zmiennym udziałem źródeł energetycznych w dostarczaniu energii. Zjawisko to przedstawiono na ryc.5.8.1.



Ryc.5.8.1. Udział różnych źródeł energetycznych w dostarczaniu energii przy maksymalnym obciążeniu w funkcji czasu. /zmodyfikowane wg J.Keula, E.Dolla i D.Keplera/.

Charakterystykę źródeł energetycznych przedstawiono w tabeli 5.8.1.

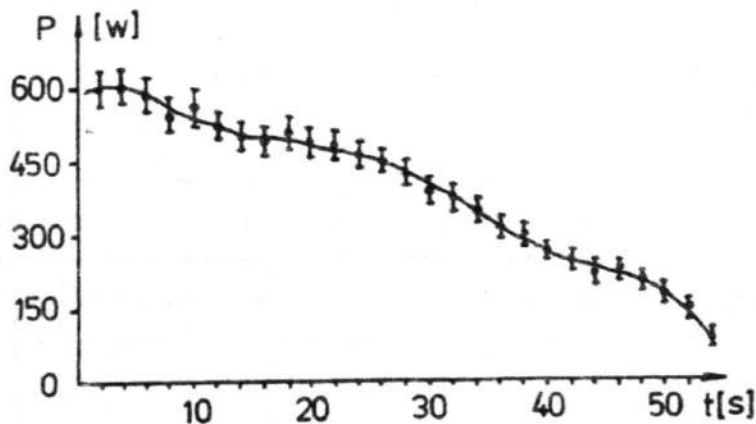
Tabela 5,8.1. Charakterystyka zasobu i mocy źródeł energetycznych mięśni /zmodyfikowane dane R.Margariti oraz J.Keula, E.Della i D.Keplera/

Źródło energii	Zasób energii	Moc	Maksymalny czas pracy
-	J na 1 kg masy ciała	W na 1 kg masy ciała	s
Fosforylacja	420	54,4	4 - 6
Glikoliza beztlenowa	960	29,3	40 - 90
Procesy tlenowe	nieograniczony	15 ^{x/}	nieograniczony

x/ Przy długotrwałych wysiłkach zmierza do zera.

Stanowisko wykorzystywane w ćwiczeniu zostało opisane w instrukcji 5.7 w punkcie 5 wiadomości teoretycznych.

Na podstawie powyższego pomiaru oraz obliczeń, których algorytm podano w punkcie V uzyskano przebieg zmian mocy w czasie dla nietrenującego mężczyzny /ryc.5.8.2/.



Ryc.5.8.2. Wykres zmian mocy w czasie dla nietrenującego mężczyzny zarejestrowany na stanowisku.

Maksymalna moc $P_{\max} = \dots\dots\dots$ W została rozwinięta dla momentu oporującego $M_r = \dots\dots\dots$ Nm.

2. Wyniki pomiaru czasu t_p z drukarki wpisać do tabeli 5.8.2.

3. Policzyc prędkość kątową ruchu ω z zależności:

$$\omega = \frac{\alpha}{t_p} = \frac{26^\circ \text{II}}{180^\circ t_p} \left[\frac{\text{rad}}{\text{s}} \right] \quad /5.8.3/$$

Obliczone wartości wpisać do tabeli 5.8.2.

4. Obliczyć wartość rozwijanej mocy z zależności:

$$P = M \omega \text{ [W]} \quad /5.8.4/$$

Obliczone wartości mocy wpisać do tabeli 5.8.2.

5. Oszacować wartości maksymalnych błędów bezwzględnych pomiaru t_p , ω , P . Wartości błędów Δt_p , $\Delta \omega$, ΔP wpisać do tabeli 5.8.2.

6. Wyliczone wartości mocy zależne od czasu zaznaczyć w prostokątnym układzie współrzędnych / P/t//. Przez punkty pomiarowe przeprowadzić linię.

7. Na charakterystyce P/t/ wyznaczyć czas $T_{\frac{1}{2}P}$, po którym moc spadła do $\frac{1}{2}$ wartości maksymalnej uzyskanej podczas ćwiczenia.

SPRAWOZDANIE Z ĆWICZENIA: 5.8.

OCENA WYTRZYMAŁOŚCI NA PODSTAWIE POMIARU MOCY NA URZĄDZENIU
DO BADANIA CHARAKTERYSTYK ω /Mr/

	Imię i Nazwisko	Rok studiów	Grupa	Data
Wykonał				

Ocena	Podpis

Masa i wysokość ciała badanego zawodnika	
Dyscyplina	
Wiek zawodnika	

1. Wkleić taśmę z wydrukiem.

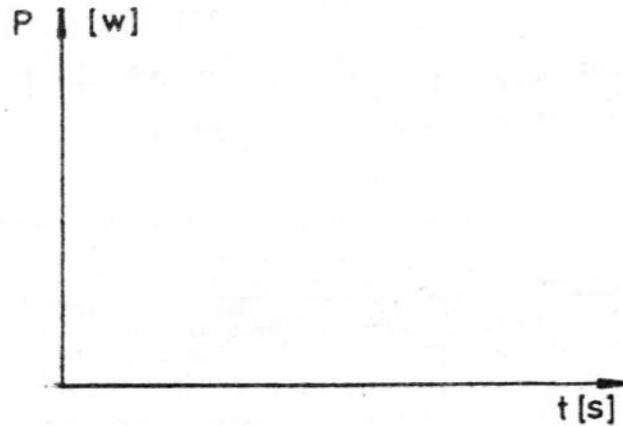
2. Wyniki pomiarów oraz obliczone wielkości wpisać do tabeli 5.8.2.

Maksymalna moc $P_{max} = \dots\dots\dots [W]$ została rozwinięta dla momentu operującego $M_T = \dots\dots\dots [Nm]$.

Tabela 5.8.2. Wyniki pomiaru czasu prostowania kończyny

Czas	Czas ruchu kończyny na drodze 26°		Prędkość kątowa		Moc		Czas	Czas ruchu kończyny na drodze 26°		Prędkość kątowa		Moc	
	t_p	Δt_p	ω	$\Delta\omega$	P	ΔP		t	t_p	Δt_p	ω	$\Delta\omega$	P
s	ms	ms	$\frac{rad}{s}$	$\frac{rad}{s}$	W	W	s	ms	ms	rad	rad	W	W
2							72						
4							74						
6							76						
8							78						
10							80						
12							82						
14							84						
68							138						
70							140						

3. Narysować charakterystykę P/t .



Ryc.5.8.3. Zależność wartości mocy P od czasu t

4. Podać czas $T_{\frac{1}{2}P}$ i porównać go z innymi badanymi w danej grupie.
5. Jakie korzyści może uzyskać trener z tego typu badań? W jaki sposób powyższe badania wykorzystać w doborze kandydatów do uprawiania różnych dyscyplin sportu?
6. Wnioski i uwagi dotyczące urządzeń badawczych i przebiegu eksperymentu.

5.9. Pomiar wysokości uniesienia środka masy podczas wyskoku na platformie dynamometrycznej

I. Wstęp

Istotną dziedziną metrologii sportowej są bezpośrednie pomiary siły, do których stosuje się różnego rodzaju przyrządy pomiarowe specjalne i uniwersalne. Do uniwersalnych przyrządów pomiarowych należą dynamometry pierścieniowe z czujnikami zegarowymi lub tensometrycznymi. Najczęściej stosuje się je do pomiarów siły w statyce. Przykładami specjalnych urządzeń do pomiaru siły są wiosła kajakowe z naklejonymi czujnikami tensometrycznymi, do pomiaru siły przeciągnięcia; skrzynia tensometryczna do pomiaru siły reakcji podczas skoku o tyczce; dynamometryczny worek bokserski; tensometryczne bloki startowe itp.

Przyrządami, które wraz ze wzmacniaczami i rejestratorami pozwalają na zapisanie przebiegu trzech składowych sił reakcji są platformy tensometryczne lub piezoelektryczne.

Charakterystyki rozwijanych sił reakcji są decydującym czynnikiem wpływającym na wynik w wielu dyscyplinach sportowych. Można więc powiedzieć, że platforma dynamometryczna powinna być podstawowym urządzeniem pomiarowym w sporcie. W szczególności trudno sobie wyobrazić trenera podnoszenia ciężarów, skoków, lub rzutów, który w swej pracy nie korzystałby z wykresów sił uzyskanych na platformie. W najnowocześniejszych platformach wykorzystuje się zjawisko piezoelektryczne i oprócz trzech składowych sił reakcji mierzy się trzy składowe momentów. Są to urządzenia bardzo drogie ze względu na skomplikowane rozwiązania elektroniczne i stosowanie obróbki komputerowej wszystkich danych pomiarowych. Platformy takie produkuje firma "Kistler", a jedną z nich stosuje się do badań w Instytucie Sportu w Warszawie. W Zakładzie Biomechaniki AWF znajduje się uniwersalna platforma tensometryczna PT2-00 skonstruowana w Zakładzie Konstrukcji Urządzeń Badawczych Instytutu Sportu w Warszawie. Urządzenie to wzbudziło duże zainteresowanie w wielu placówkach zajmujących się badaniami biomechanicznymi i w klubach

sportowych. Obecnie platformy tego typu są powszechnie wykorzystywane w metrologii sportu.

II. Cel ćwiczenia

Celem ćwiczenia jest:

- 1/ zapoznanie studentów z metodą rejestracji siły reakcji podłoża za pomocą ciągu pomiarowego złożonego z:
 - platformy tensometrycznej,
 - wzmacniacza tensometrycznego,
 - oscylografu pętlicowego;
- 2/ wyliczenie maksymalnej wysokości środka masy podczas wyskoku z zarejestrowanego przebiegu siły reakcji.

III. Wiadomości teoretyczne

1. Zasada zachowania pędu

W mechanice za punkt wyjścia do konstrukcji równań ruchu swobodnego układu punktów materialnych względem inercyjnego układu odniesienia można przyjąć drugie prawo dynamiki Newtona w postaci:

$$\vec{F}_1 = m_1 \cdot \vec{a}_1 \quad /5.9.1/$$

gdzie: m_1 - oznacza masę i-tego punktu,

\vec{a}_1 - przyspieszenie i-tego punktu,

\vec{F}_1 - siła zewnętrzna działająca na i-ty punkt.

Jeżeli przyjąć, że \vec{p}_1 oznacza pęd i-tego punktu materialnego równanie /5.9.1/ można zapisać następująco:

$$\vec{F}_1 = \frac{d\vec{p}_1}{dt} \quad /5.9.2/$$

Ponieważ:

$$\vec{F}_1 = m_1 \vec{v}_1 \quad /5.9.3/$$

gdzie: \vec{v}_1 jest prędkością 1-tego punktu równanie /5.9.2/ przyjmuje postać:

$$\vec{F}_1 = m_1 \frac{d\vec{v}_1}{dt} \quad /5.9.4/$$

Sumując stronami równania /5.9.2/ / $i = 1, \dots, n$ / otrzymujemy:

$$\vec{F} = \frac{d\vec{p}}{dt} \quad /5.9.5/$$

gdzie: $\vec{p} = \sum_{i=1}^n \vec{p}_i \quad /5.9.6/$

$$\vec{F} = \sum_{i=1}^n \vec{F}_i \quad /5.9.7/$$

Wektory \vec{p} i \vec{F} są tu odpowiednio całkowitym pędem układu n punktów materialnych i całkowitą siłą zewnętrzną działającą na układ.

Po scałkowaniu obu stron równania /5.9.5/ otrzymujemy:

$$\int_{t_1}^{t_2} \vec{F} dt = \vec{p} / t_2 / - \vec{p} / t_1 / \quad /5.9.8/$$

Całka po lewej stronie równania /5.9.8/ oznacza całkowity popęd sił działających na układ w przedziale czasu $\langle t_1, t_2 \rangle$. Przyrost całkowitego pędu układu punktów materialnych w przedziale $\langle t_1, t_2 \rangle$ równy jest więc całkowitemu popędowi sił działających na układ w tym przedziale czasu. Wzór /5.9.8/ można więc krócej przedstawić w postaci:

$$\Pi = \Delta p \quad /5.9.9/$$

gdzie: Π - popęd siły w przedziale czasu $\langle t_1, t_2 \rangle$
 Δp - przyrost pędu w tym samym przedziale czasu.

Sumując stronami równania /5.9.1/ otrzymujemy:

$$\sum_{i=1}^n \vec{F}_i = \sum_{i=1}^n m_i \ddot{\vec{r}}_i \quad /5.9.10/$$

gdzie: $\ddot{\vec{r}}_i$ - oznacza przyspieszenie i-tego punktu materialnego w postaci drugiej pochodnej wektora położenia \vec{r}_i tego punktu,

m_i - masa i-tego punktu materialnego

\vec{F}_i - siła zewnętrzna działająca na i-ty punkt materialny.

Lewa strona równania /5.9.10/ jest sumą sił działających na układ /wypadkowa sił zewnętrznych/.

Środkiem masy układu n punktów materialnych nazywamy punkt geometryczny dany przez wektor położenia:

$$\vec{R} = \frac{1}{M} \sum_{i=1}^n m_i \vec{r}_i \quad /5.9.11/$$

gdzie: $M = \sum_{i=1}^n m_i$ jest masą układu.

Różniczkując dwukrotnie równanie /5.9.11/ otrzymujemy:

$$M \ddot{\vec{R}} = \sum_{i=1}^n m_i \ddot{\vec{r}}_i \quad /5.9.12/$$

a korzystając z równania /5.9.10/

$$M \ddot{\vec{R}} = \vec{F} \quad /5.9.13/$$

gdzie: $F = \sum_{i=1}^n \vec{F}_i$ - jest wypadkową sił zewnętrznych działających na układ.

Ze wzoru /5.9.13/ wynika, że środek masy układu punktów materialnych porusza się tak jak punkt materialny o masie M równej całkowitej masie układu, na który działa siła \vec{F} dana przez sumę sił działających na układ, przy czym suma ta równa jest na podstawie trzeciego prawa dynamiki Newtona sumie sił zewnętrznych. A więc na ruch środka masy mają wpływ tylko siły zewnętrzne. Działanie sił wewnętrznych zupełnie się nie ujawnia. W przypadku gdy suma sił zewnętrznych działających na układ jest równa 0 / $F = 0$ / :

$$M \ddot{R} = 0 \quad \bullet \quad /5.9.14/$$

stąd wniosek, że:

$$\dot{R} = \text{const.} \quad /5.9.15/$$

ponieważ pochodna stałej jest równa zero.

Mnożąc równanie /5.9.15/ obustronnie przez M jest:

$$M \dot{R} = \text{const.} \quad /5.9.16/$$

stąd wniosek, że pęd układu nie zmienia się.

2. Zasada pomiaru wysokości uniesienia środka masy

Pomiar wysokości uniesienia środka masy opiera się na dwóch podstawowych zasadach:

1/ przyrost pędu równy jest popędowi siły:

$$\Delta p = \Pi \quad /5.9.17/$$

2/ energia mechaniczna układu jest stała:

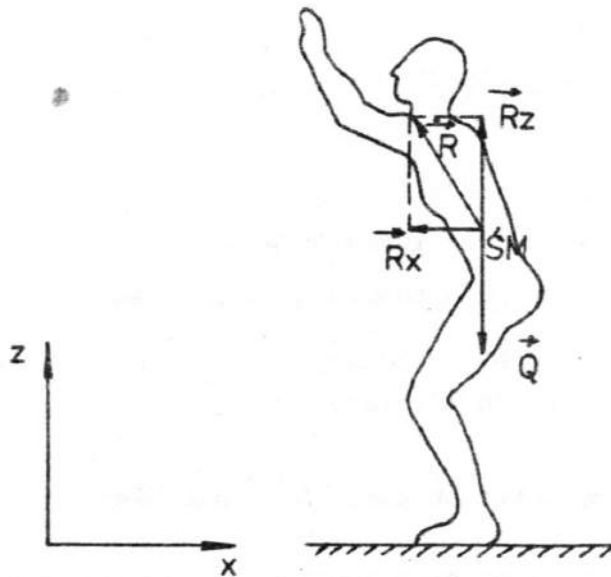
$$E_k + E_p = \text{const.} \quad /5.9.18/$$

Badanego traktujemy jako układ materialny, którego środek masy porusza się względem inercyjnego układu odniesienia XYZ związanego ze ścianami pomieszczenia, w którym odbywa się ćwiczenie. Na ten układ materialny działają dwie siły zewnętrzne:

\vec{Q} - stała siła ciężkości /ciężar ciała badanego/

$\vec{R}/t/$ - zmienna w czasie siła reakcji podłoża.

Siły \vec{Q} i \vec{R} przedstawiono schematycznie na ryc.5.9.1.



Ryc.5.9.1. Siły zewnętrzne działające na badanego podczas wyskoku.

Ponieważ celem pomiaru jest określenie maksymalnego uniesienia środka masy skaczącego h , do obliczeń rejestrujemy tylko pionową składową \vec{R}_z siły reakcji \vec{R} .

Wypadkowa siła zewnętrzna \vec{F} jest więc równa:

$$\vec{F} = \vec{Q} + \vec{R}_z \quad /5.9.19/$$

Ponieważ rozpatrujemy ruch w jednym kierunku oraz wiadomo, że siły \vec{Q} i \vec{R}_z mają przeciwne zwroty wartość siły \vec{F} można określić jako:

$$F = R_z - Q \quad /5.9.20/$$

Na podstawie zależności /5.9.17/ przyrost pędu Δp badanego o masie m od chwili rozpoczęcia ruchu do chwili utracenia kontaktu z podłożem jest równy popędowi Π siły F w tym samym czasie:

$$\Delta p = \Pi \quad /5.9.21/$$

ponieważ:
$$\Delta p = v_{oz} m \quad /5.9.22/$$

gdź początkowy pęd środka masy jest równy 0 /badany stoi nieruchomo na platformie/

stąd:
$$v_{oz} m = \Pi \quad /5.9.23/$$

gdzie: v_{oz} - pionowa składowa prędkości środka masy badanego w chwili oderwania od podłoża.

$$\Pi = \int_0^{t_0} F dt \quad /5.9.24/$$

korzystając z równania /5.9.20/

$$\Pi = \int_0^{t_0} R_z - Q dt = \int_0^{t_0} R_z dt - \int_0^{t_0} Q dt \quad /5.9.25/$$

gdzie: t_0 - czas, jaki upłynął od chwili rozpoczęcia ruchu przez badanego do momentu utracenia kontaktu z podłożem.

Ponieważ siła ciężkości Q jest stała, można ją napisać przed znakiem całki:

$$\Pi = \int_0^{t_0} R_z dt - Q \int_0^{t_0} dt \quad /5.9.26/$$

Po scałkowaniu równania /5.9.26/

$$\Pi = \int_0^{t_0} R_z dt - Q [t_0 - 0] \quad /5.9.27/$$

Ostatecznie:

$$\Pi = \int_0^{t_0} R_z dt - Qt_0 \quad /5.9.28/$$

Całkę $\int_0^{t_0} R_z dt$ reprezentuje pole pod krzywą opisującą przebiegi zmian wartości pionowej składowej R_z siły reakcji podczas odbicia w czasie t_0 . Po znalezieniu wartości Π łatwo obliczyć z zależności /5.9.23/ pionową składową prędkości środka masy skaczącego w chwili odbicia V_{oz} :

$$V_{oz} = \frac{\Pi}{m} \quad /5.9.29/$$

Energia kinetyczna środka masy badanego w chwili utracenia kontaktu z platformą E_{ko} jest równa jego energii potencjalnej E_{ph} na wysokości h :

$$E_{ko} = E_{ph} \quad /5.9.30/$$

stąd:

$$\frac{m V_{oz}^2}{2} = mgh \quad /5.9.31/$$

gdzie: g - przyspieszenie ziemskie.

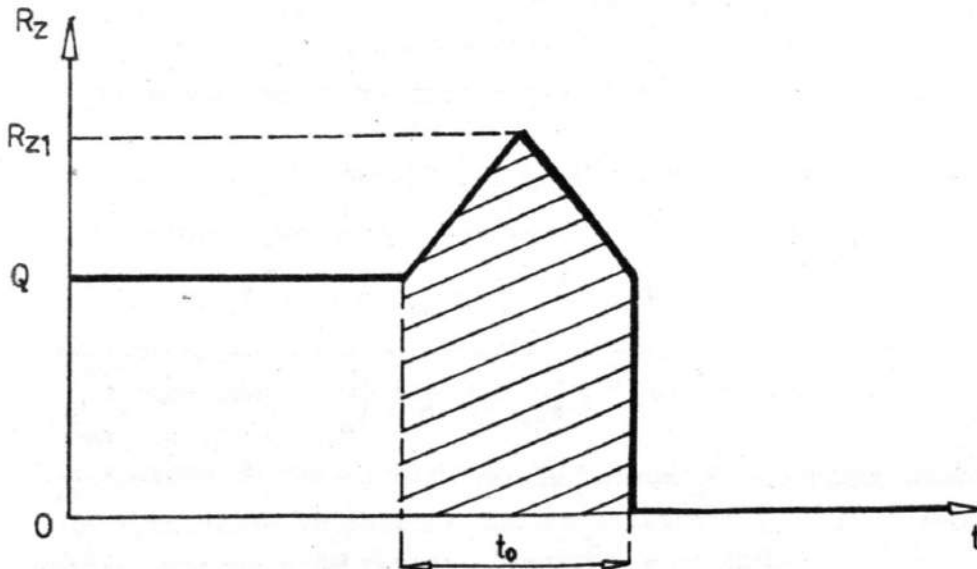
Z równania /5.9.31/ można wyznaczyć szukaną wysokość h uniesienia środka masy badanego:

$$h = \frac{v_{oz}^2}{2g} \quad /5.9.32/$$

lub korzystając z /5.9.29/

$$h = \frac{\pi^2}{2m^2g} \quad /5.9.33/$$

Przykład: Pionowa składowa R_z siły reakcji podłoża R zarejestrowana podczas wykonywania wyskoku na platformie tensometrycznej ma kształt jak na ryc.5.9.2. Obliczyć wartość pionowej składowej prędkości środka masy skaczącego w chwili oderwania od platformy oraz maksymalne uniesienie środka masy, jeżeli masa skaczącego wynosi 70 kg, odbicie trwało 0,3s a $R_{z1} = 2000$ N.



Ryc.5.9.2. Przebieg zmian wartości siły R_z /nierealny, wyidealizowany dla prostoty obliczeń/.

Dane:

$$\begin{aligned} m &= 70 \text{ [kg]} \\ t_0 &= 0,3 \text{ [s]} \\ R_{z1} &= 2000 \text{ [N]} \\ g &= 9,81 \text{ [}\frac{\text{m}}{\text{s}^2}\text{]} \end{aligned}$$

Szukane:

$$\begin{aligned} V_{oz} &= ? \\ h &= ? \end{aligned}$$

Rozwiązanie:

Składową pionową prędkości V_{oz} oblicza się na podstawie zależności /5.9.29/:

$$V_{oz} = \frac{\Pi}{m} \quad /5.9.34/$$

gdzie: $\Pi = \int_0^{t_0} R_z dt - Qt_0$ /5.9.35/

$$Q = mg \quad /5.9.36/$$

Wartość $\int_0^{t_0} R_z dt$ jest liczbowo równa polu pod krzywą $R_z / t /$ w czasie t_0 /zakreskowana część Ryc.5.9.2/

czyli: $\int_0^{t_0} R_z dt = Qt_0 + \frac{1}{2} /R_{z1} - Q / t_0$ /5.9.37/

stąd: $\Pi = \frac{1}{2} /R_{z1} - Q / t_0$ /5.9.38/

Szukana prędkość V_{oz} wynosi więc:

$$V_{oz} = \frac{1}{2m} /R_{z1} - Q / t_0 \quad /5.9.39/$$

$$\begin{aligned} V_{oz} &= \frac{1}{2 \cdot 70} /2000 - 70 \cdot 9,81 / \cdot 0,3 \left[\frac{1}{\text{kg}} \left(\text{N} - \text{kg} \frac{\text{m}}{\text{s}^2} \right) \text{s} \right] = \\ &= 2,8 \text{ [}\frac{\text{m}}{\text{s}}\text{]} \quad /5.9.40/ \end{aligned}$$

Korzystając z zależności /5.9.32/ można obliczyć maksymalną wysokość uniesienia środka masy skaczącego:

$$h = \frac{V_{0z}^2}{2g} \quad /5.9.41/$$

$$h = \frac{2,8^2}{2 \cdot 9,81} \left[\frac{\frac{m}{s}}{\frac{m}{s^2}} \right]^2 = 0,4 \quad [m] \quad /5.9.42/$$

Ostatecznie więc pionowa składowa prędkości środka masy w chwili odbicia wynosiła $2,8 \left[\frac{m}{s} \right]$ a maksymalna wysokość uniesienia środka masy $0,4 \quad [m]$

Na podstawie zarejestrowanej wartości siły reakcji podłoża R_z /t/ można po obliczeniach otrzymać przebieg następujących parametrów ruchu środka masy badanego:

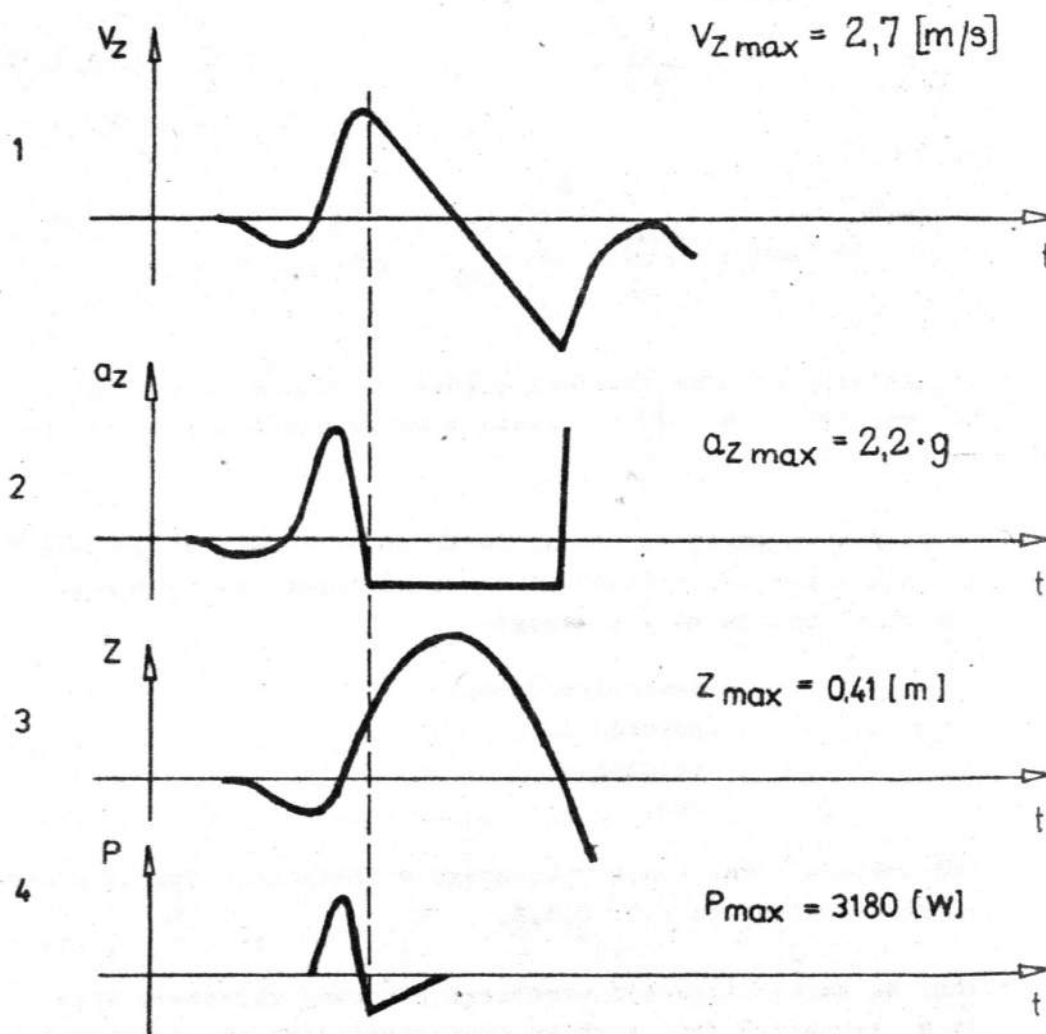
- przyspieszenia,
- prędkości,
- położenia,
- mocy.

Przykład takiego opracowania wykonanego w Instytucie Sportu w Warszawie przedstawiono na ryc. 5.9.3.

Przykład: Na zarejestrowanym przebiegu pionowej składowej siły reakcji R_z zaznaczyć fazy wyskoku oraz ważniejsze punkty charakterystyczne.

Podczas wyskoku na platformie wyróżnia się trzy fazy:

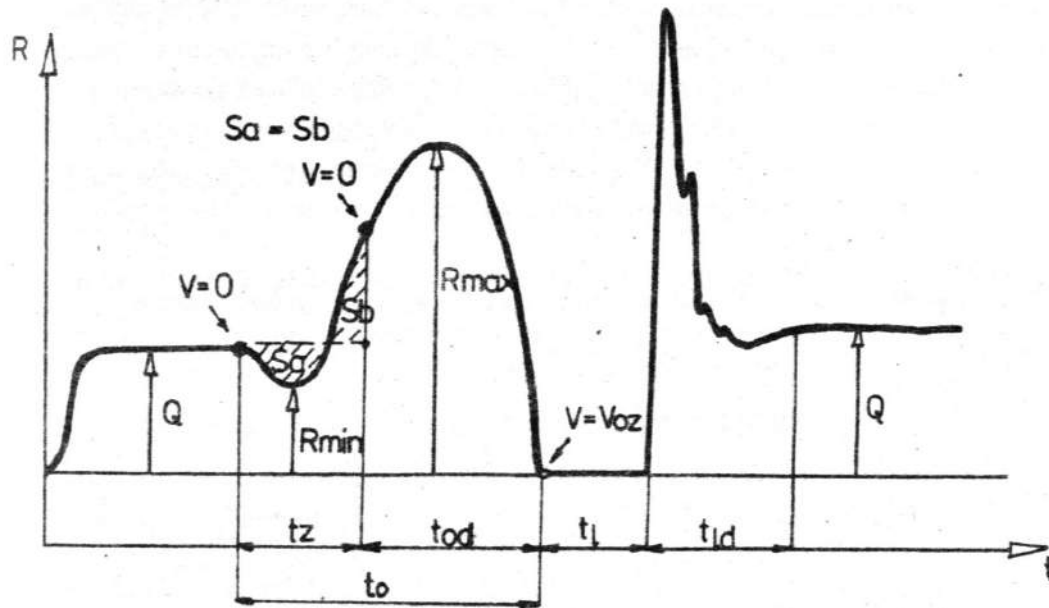
- zamach /obniżanie SM podczas kontaktu skaczącego z podłożem/,
- odbicie /unoszenie SM podczas kontaktu z podłożem/,
- lot /brak kontaktu skaczącego z podłożem, $R_z=0$ /,
- lądowanie /kontakt z podłożem po fazie lotu do chwili osiągnięcia stałej wartości siły reakcji, $R_z=Q$ /.



Ryc. 5.9.3. Przebieg zmian prędkości, przyspieszenia, położenia i mocy środka masy skaczącego na platformie dynamometrycznej.

- 1 - prędkość pionowa środka masy,
- 2 - przyspieszenie pionowe środka masy,
- 3 - położenie pionowe środka masy,
- 4 - moc.

Sposób oznaczania wielkości charakterystycznych przedstawiono na ryc.5.9.4.



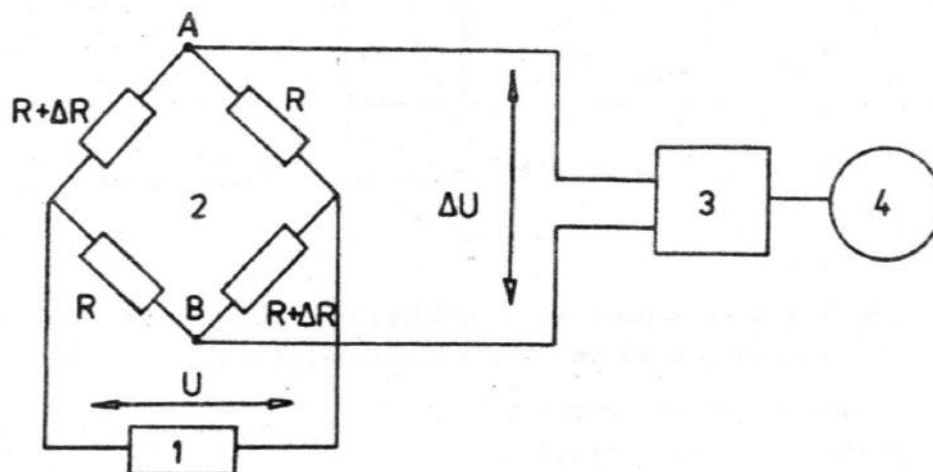
Ryc.5.9.4. Przykład zaznaczenia charakterystycznych wielkości na wykresie siły reakcji podczas wyskoku.

- Q - ciężar ciała skaczącego,
- R_{min} - minimalna siła reakcji,
- R_{max} - maksymalna siła reakcji,
- v - prędkość pionowa środka masy,
- S_a i S_b pole odpowiadające impulsowi siły podczas przyspieszenia środka masy w dół i hamowania środka masy do najniższego położenia, w którym $v = 0$.
- t_z - czas zamachu,
- t_{od} - czas odbicia,
- t_l - czas lotu,
- t_{ld} - czas lądowania,
- t_o - czas wyskoku.

3. Podstawy tensometrii oporowej

Pierwszymi pracami nad zjawiskiem tensooporowym były badania Williama Thomasa-Kelvina. W roku 1856 odkrył on zjawisko zmiany przewodnictwa elektrycznego metali pod wpływem odkształcenia. Zjawisko to, zwane współcześnie efektem tensooporowym, polega na wzroście rezystancji metali pod wpływem naprężeń ściskających. Współczesny tensometr to drucik naklejony w specjalny sposób na folię lub papier.

Podstawowy schemat aparatury tensometrycznej przedstawia Ryc.5.9.5.



Ryc.5.9.5. Schemat aparatury tensometrycznej:

- 1 - zasilacz,
- 2 - mostek pomiarowy złożony z 4 tensometrów o rezystancji R ,
- 3 - wzmacniacz,
- 4 - miernik /rejestrator/.

Z uwagi na bardzo małe zmiany rezystancji tensometrów, nie przekraczające 0,5%, a z reguły zawierające się poniżej tej wartości, podstawowym schematem pomiarowym w tensometrii jest układ mostka Wheatstone'a /ryc.5.9.5/.

W przypadku układu z dwoma tensometrami czynnymi $R + \Delta R$ w przeciwległych gałęziach; i jednakowym znaku odkształceń /ryc. 5.9.5/ można udowodnić, że:

$$\frac{\Delta U}{U} = \frac{\Delta R}{2 R} \quad /5.9.43/$$

Podczas konstruowania platform tensometrycznych podstawowymi problemami są:

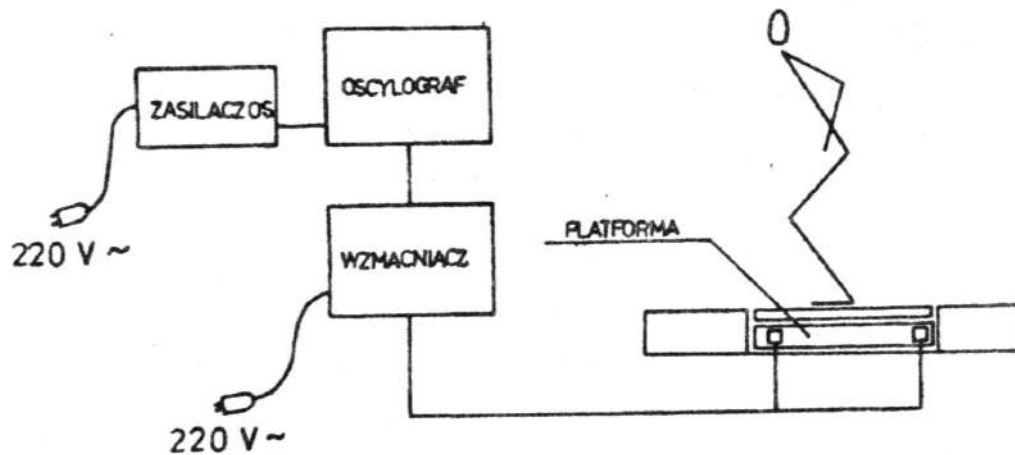
- rozdzielenie składowych siły lub momentu siły,
- uzyskanie jak największej sztywności elementów sprężystych /duża sztywność, duża częstotliwość drgań własnych/,
- uzyskanie jak najmniejszej masy płyty ruchomej,
- wzmocnienie sygnału.

4. Opis toru pomiarowego

Tor pomiarowy składa się z platformy tensometrycznej PT2 - 00 /1/, wzmacniacz tensometryczny TT - 6c /2/ oraz oscylografu pętlicowego K - 121 /3/. Platforma tensometryczna składa się z ruchomej płyty o stosunkowo niewielkiej masie, która poddawana jest bezpośrednio działaniu sił zewnętrznych, elementów odkształcanych z zatopionymi tensometrami oraz stelaża o dużej masie, który stanowi nieruchomą podstawę całego urządzenia. Trzy zestawy tensometrów oporowych przeznaczonych do pomiaru trzech składowych siły zewnętrznej są połączone w układzie mostka Wheatston'a przedstawionym na ryc. 5.9.5. Do każdego z mostków doprowadzone jest napięcie U z zasilacza, który jest integralną częścią wzmacniacza tensometrycznego TT-6c. W chwili, gdy na ruchomą płytę platformy nie oddziałujemy żadną siłą, układ mostka znajduje się w równowadze, tzn. $\Delta U = 0$. Działanie na płytę siłą różną od zera spowoduje przeniesienie naprężeń na tensometry, a w konsekwencji ich odkształcenie i zmianę rezystancji o wartość ΔR . W układzie mostka spowoduje to powstanie pomiędzy punktami A i B napięcia $\Delta U \neq 0$.

Napięcie ΔU jest proporcjonalne do wartości siły działającej na ruchomą płytę platformy. Ze względu na jego niewielką wartość zostaje ono wzmacnione w układzie wzmacniacza, a następnie zarejestrowane przez oscylograf pętlicowy.

Schemat ideowy toru pomiarowego przedstawiono na ryc.5.9.6.



Ryc.5.9.6. Schemat toru pomiarowego

IV. Przebieg ćwiczenia

1. Uruchomienie toru pomiarowego

a. Platforma tensometryczna PT2 - 00:

- dołączyć przewód od składowej R_z platformy do wejścia pierwszego kanału wzmacniacza tensometrycznego /tylna ścianka wzmacniacza/.

b. Wzmacniacz tensometryczny TT - 6c:

- uziemić obudowę wzmacniacza;
- sprawdzić czy wzmacniacz jest wyłączony /przycisk "SIEĆ" wyciśnięty/;
- włączyć wtyczkę wzmacniacza do gniazdka,
- przycisk układu zasilającego tensometry ustawić w pozycji 5 V /tylna ścianka/,
- przycisk rodzaju pracy ustawić w pozycji "cały mostek" /tylna ścianka/,
- wyjście prądowe wzmacniacza połączyć z wybranym kanałem oscylografu pętlicowego /tylna ścianka/,
- włączyć wzmacniacz przyciskiem "SIEĆ",
- przełącznik wzmocnienia pierwszego kanału wzmacniacza ustawić w pozycji "10" /najmniejsze wzmocnienie/,
- włączyć miernik wzmacniacza przyciskiem " \emptyset ",
- włączyć pierwszy kanał wzmacniacza wciskając przycisk "1",
- wyzerować układ mostka / $\Delta U = 0$ /. Zerowanie układu mostka wykonuje się za pomocą gałek "R" i "C" pierwszego kanału w ten sposób, aby wskazówka miernika wzmacniacza znalazła się dokładnie pośrodku skali /gałka "R"/ i w okienku poniżej miernika pojawiły się po bokach dwie kontrastowe kreski /gałka "C"/. Czynność tę należy wykonać kolejno dla wyższych stopni wzmocnienia.

Uwaga: Nie wolno dopuścić, aby sygnał wejściowy spowodował wychylenie wskazówki miernika poza skalę.

c. Oscylograf pętlicowy

- uziemić obudowę oscylografu,
- sprawdzić czy przycisk "SIEĆ" rejestratora jest wyłączony,
- włączyć wtyczkę zasilacza oscylografu do gniazdka sieciowego,

- włączyć rejestrator przełącznikiem "SIEĆ",
- przełącznik "lampa rtęciowa" na rejestratorze ustawić w pozycji "włączony". Przed przystąpieniem do pomiarów należy poczekać do momentu włączenia lampy rtęciowej sygnalizowanego przez pojawienie się świetlnych plamek na skali rejestratora,
- ustawić na oscylografie żadaną szybkość przesuwu papieru.

2. Sposób wykonania pomiarów

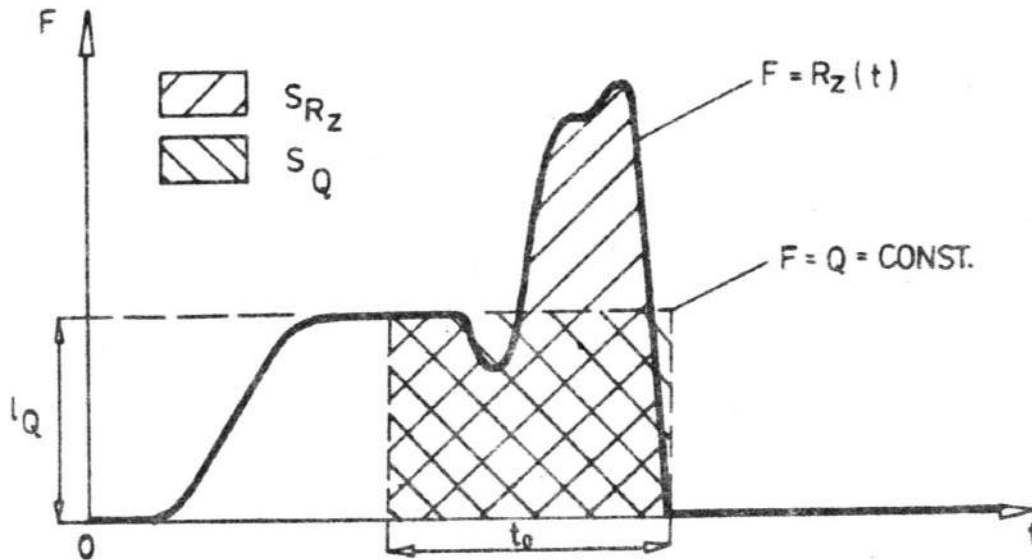
- a. Osoba badana staje na podeście za płytą platformy.
- b. Wykonujący pomiar uruchamia zapis oscylografu i chwilę potem poleca badanemu wejść na płytę platformy.
- c. Badany po wejściu na płytę platformy przez chwilę stara się zachować zupełnie nieruchomą pozycję a następnie wykonuje wyskok w górę.
- d. Po wykonaniu wyskoku przez badanego prowadzący pomiar powinien wyłączyć zapis oscylografu i oderwać część światłoczułego papieru z zarejestrowanym przebiegiem zmian wartości siły R_z . W celu wywołania przebiegów papier należy naświetlić.
- e. Po zakończeniu pomiarów rozłączyć obwód pomiarowy. Przed wyjęciem wtyczek z gniazdek sieciowych należy wyłączyć przełącznik "SIEĆ" rejestratora oraz wzmacniacza.

V. Opracowanie wyników pomiarowych

Maksymalną wysokość uniesienia środka masy oblicza się według następującego schematu:

1. Przygotowanie zarejestrowanego przebiegu zmian wartości siły R_z do pomiarów:

- Zaznaczyć na taśmie z zarejestrowanym przebiegiem odpowiednio wielkości tak jak to zrobiono na ryc.5.9.7.



Ryc.5.9.7. Typowy przebieg zmian wartości składowej R_z siły reakcji podłoża zarejestrowany podczas wyskoku na platformie tensometrycznej.

2. Obliczenie wartości współczynników k_t , k_F , k_{π} .

W celu obliczenia z wykresu wybranych wartości czasu, siły i popędu siły należy obliczyć odpowiednie współczynniki, mówiące jakiej wartości czasu lub siły odpowiada 1 mm odległości i jakiej wartości popędu siły odpowiada 1 mm² powierzchni na wykresie. W przypadku liczenia czasu mnożymy interesującą nas odległość w milimetrach przez współczynnik k_t i otrzymujemy czas w sekundach. Podobnie licząc siłę mnożymy odległość z wykresu w milimetrach przez k_F i jako wynik otrzymujemy siłę w niutonach. Przez pomnożenie pola podanego w milimetrach do kwadratu przez k_{π} otrzymamy szukany impuls siły w niutonosekundach.

- Do tabeli 5.9.1 wpisać prędkość przesuwu taśmy v oraz masę m osoby badanej.
- Współczynnik k_t obliczyć z zależności:

$$k_t = \frac{1}{v} \quad /5.9.44/$$

- Obliczyć ciężar Q osoby badanej z zależności:

$$Q = m \cdot g \quad /5.9.45/$$

gdzie: g - przyspieszenie ziemskie równe $9,81 \left[\frac{m}{s^2} \right]$.

- Zmierzyć na zarejestrowanym przebiegu długość odcinka l_Q .
- Obliczyć współczynnik k_F ze wzoru:

$$k_F = \frac{Q}{l_Q} \quad /5.9.46/$$

- Obliczyć współczynnik k_{π} z zależności:

$$k_{\pi} = k_F \cdot k_t \quad /5.9.47/$$

Wyniki pomiaru l_Q oraz obliczeń Q , k_t , k_F i k_{π} wpisać do tabeli 5.9.1.

3. Obliczenie popędu

- Zmierzyć za pomocą planimetru pola powierzchni figury ograniczonej krzywą $F = R_z / t /$ i osią $t / S_{R_z} /$ oraz prostą $F = Q$ i osią $t / S_Q /$. Wyniki pomiaru S_{R_z} i S_Q wpisać do tabeli 5.9.2.
- Obliczyć wartość popędu π_{R_z} i π_Q według zależności:

$$\pi_{R_z} = k_{\pi} \cdot S_{R_z} \quad /5.9.48/$$

$$\pi_Q = k_{\pi} \cdot S_Q \quad /5.9.49/$$

Wyniki obliczeń wpisać do tabeli 5.9.2.

- Obliczyć wartość popędu π :

$$\pi = \int_0^{t_0} R_z dt - Q \cdot t_0 \quad /5.9.50/$$

stąd:

$$\pi = \pi_{R_z} - \pi_Q \quad /5.9.51/$$

Obliczoną wartość π wpisać do tabeli 5.9.2.

4. Obliczenie maksymalnej wysokości uniesienia środka masy h

- obliczyć wartość wysokości h z zależności

$$h = \frac{\pi^2}{2m^2 g} \quad /5.9.52/$$

Wynik obliczenia wpisać do tabeli 5.9.2.

5. Oszacować maksymalny błąd bezwzględny pomiaru wysokości uniesienia środka masy Δh .

Wynik obliczenia Δh wpisać do tabeli 5.9.2.

SPRAWOZDANIE Z ĆWICZENIA: 5.9

POMIAR WYSOKOŚCI UNIESIENIA ŚRODKA MASY PODCZAS WYSKOKU
NA PLATFORMIE TENSOOMETRYCZNEJ

	Imię i Nazwisko	Rok studiów	Grupa	Data
Wykonał:				

Ocena	Podpis

Masa badanego	
---------------	--

1. Wkleić taśmę z zarejestrowanym przebiegiem zmian wartości siły R_z . Obliczyć i przedstawić na wykresie charakterystyczne wielkości podane na ryc.5.9.5.

Tabela 5.9.1. Wzorcowanie toru pomiarowego siły

V	m	l_Q	Q	k_t	k_F	k_{π}
mm/s	kg	mm	N	s/mm	N/mm	Ns/mm ²

Tabela 5.9.2. Wynik pomiaru wysokości uniesienia środka masy

S_{R_z}	S_Q	$\overline{\Pi}_{R_z}$	$\overline{\Pi}_Q$	$\overline{\Pi}$	h	Δh
mm ²	mm ²	Ns	Ns	Ns	m	m

2. Uzasadnić dlaczego pomiar wysokości h za pomocą platformy tensometrycznej jest najdokładniejszy, w porównaniu z pomiarem tej wysokości za pomocą platformy stykowej, próby Sargenta lub szelek Abalakowa.
3. Zaproponować eksperyment badawczy z zastosowaniem platformy tensometrycznej.
4. Od czego zależy maksymalna wysokość wzniesienia \acute{S} M podczas wyskoku z miejsca?

5.10. Pośredni pomiar mocy i pracy z wykorzystaniem dynamometru inercyjnego

I. Wstęp

We współczesnym sporcie bardzo często stosuje się różnego rodzaju urządzenia /maszyny/ pozwalające użytkownikowi na naśladowanie technik sportowych lub prostych ruchów. Symulatory, bo tak można nazwać tego typu sprzęt, mają różną budowę i przeznaczenie. Najważniejsze ich grupy to:

- urządzenia treningowe /aparaty do suchej zaprawy pływackiej, aparaty do wiosłowania na sucho itp./;
- ergometry - urządzenia służące do pomiaru pracy wykonanej przez zawodnika podczas ćwiczenia. Najczęściej stosowany jest cykloergometr rowerowy, choć coraz częściej wprowadza się ergometry wiosłarskie, kajakarskie, dla kończyn górnych;
- trenażery - urządzenia, pozwalające na trening cech fizycznych przez zadawanie w sposób fizyczny lub informacyjny określonych parametrów ruchu oraz natychmiast sygnalizujące odchylenia od zadanego programu ruchu. Obecnie jest rzeczą bezsporną, że trenażery są bardzo skuteczne w rozwijaniu cech fizycznych zawodnika oraz w doskonaleniu elementów techniki;
- specjalistyczne urządzenia pomiarowe: typu Cybex, urządzenia do pomiaru parametrów ruchu w dynamice, dynamometry inercyjne. Urządzenia te, z jednej strony, pozwalają na dokładne zadanie obciążenia, z drugiej zaś, na pomiar parametrów ruchu dla tak zadanych obciążeń.

Do istotnych problemów badawczych z dziedziny poznania potencjału ruchowego człowieka należy pomiar charakterystyk mocy w zależności od obciążenia. Ich znajomość pozwala na dobór techniki i sprzętu, czyli na ich optymalizację. Do badania charakterystyki mocy w zależności od obciążenia masowego /inercyjnego/ może służyć dynamometr inercyjny. Można na nim realizować także obciążenia stałe np. grawitacyjne lub bierne. Zmiana obciążenia na dy-

namometrze polega na zakładaniu ciężarków o różnej wielkości i masie. Japończycy stosują do badań judoków dynamometr inercyjny z przedkładnikami dający możliwość symulowania mas od 1 do 10000 kg.

II. Cel ćwiczenia

Celem ćwiczenia jest:

- 1/ zapoznanie studentów z drugą zasadą dynamiki dla ruchu obrotowego;
- 2/ zapoznanie z następującymi wielkościami mechanicznymi:
 - momentem bezwładności,
 - masą zredukowaną,
 - pracą,
 - mocą,
- 3/ zapoznanie z budową i zasadą działania dynamometru inercyjnego;
- 4/ wykonanie pomiaru charakterystyki mocy w funkcji czasu dla przyjętego obciążenia.

III. Wiadomości teoretyczne

1. Druga zasada dynamiki Newtona dla ruchu obrotowego

Jeżeli na punkt materialny A, którego masa jest równa m , działa siła \vec{F} w czasie Δt , to prędkość tego punktu rośnie od wartości początkowej \vec{v}_0 do wartości \vec{v} . Zależność pomiędzy tymi wielkościami fizycznymi to treść II zasady dynamiki Newtona, którą można przedstawić w postaci:

$$\vec{F} \Delta t = m\vec{v} - m\vec{v}_0 \quad /5.10.1/$$

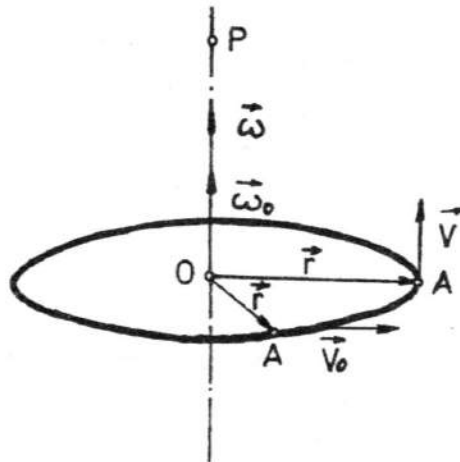
Jeżeli rozpatrywany punkt materialny porusza się jednak po okręgu o środku O i promieniu r , oznacza to, że działa na niego siła dośrodkowa, która nie zmienia wartości prędkości \vec{v} punktu A, a jedynie jej kierunek. Oznaczając wektor \vec{OA} przez \vec{r} /ryc.5.10.1/ możemy prędkość liniową punktu A wyrazić za pomocą wzorów:

$$\vec{v} = \vec{\omega} \times \vec{r}$$

$$\vec{v}_0 = \vec{\omega}_0 \times \vec{r}$$

/5.10.2/

gdzie: $\vec{\omega}$ jest wektorem prędkości kątowej w ruchu punktu A dookoła osi OP.



Ryc.5.10.1. Ruch obrotowy punktu materialnego A dookoła osi OP.

Mnożąc obustronnie wektorowo równanie /5.10.1/ przez wektor \vec{r} otrzymujemy równanie opisujące obrotowy ruch punktu A wokół osi OP:

$$(\vec{r} \times \vec{F}) \Delta t = m(\vec{r} \times \vec{v}) - m(\vec{r} \times \vec{v}_0) \quad /5.10.3/$$

Iloczyn wektorowy $\vec{r} \times \vec{F}$, nazywany momentem siły, oznaczmy przez \vec{M} .

Wtedy:

$$\vec{M} \Delta t = m(\vec{r} \times \vec{v}) - m(\vec{r} \times \vec{v}_0) \quad /5.10.4/$$

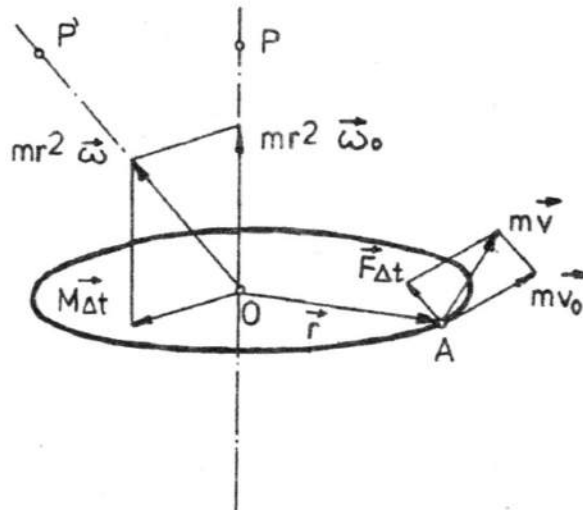
Korzystając z równań /5.10.2/ oraz z tego, że \vec{r} jest prostopadłe do \vec{v} otrzymujemy:

$$\begin{aligned} \vec{r} \times \vec{v} &= r^2 \vec{\omega} \\ \vec{r} \times \vec{v}_0 &= r^2 \vec{\omega}_0 \end{aligned} \quad /5.10.5/$$

Równanie /5.10.4/ przyjmuje wtedy postać:

$$\vec{M} \Delta t = m r^2 \vec{\omega} - m r^2 \vec{\omega}_0 \quad /5.10.6/$$

Równanie to w istocie wyraża dodawanie wektorów co zilustrowano na ryc.5.10.2.



Ryc.5.10.2. Ilustracja dodawania wektorów z równania /5.10.6/.

Wyobraźmy sobie teraz, że dowolna bryła sztywna obracająca się wokół osi swobodnej OP składa się z i -punktów materialnych, każdy o masie Δm_i . Korzystając ze wzoru /5.10.6/, dla każdego z nich spełnione będzie równanie:

$$\left(\vec{r}_i \times \vec{F}_i \right) \Delta t = \Delta m_i r_i^2 \vec{\omega} - \Delta m_i r_i^2 \vec{\omega}_0 \quad /5.10.7/$$

Sumując równania /5.10.7/ po i-elementach otrzymujemy:

$$\left(\sum_1 \vec{r}_1 \times \vec{F}_1 \right) \Delta t = \left(\sum_1 r_1^2 \Delta m_1 \right) \vec{\omega} - \left(\sum_1 r_1^2 \Delta m_1 \right) \vec{\omega}_0 \quad /5.10.8/$$

Oznaczając przez $\vec{M} = \sum_1 \vec{r}_1 \times \vec{F}_1$ /wektor momentu siły przyłożonego do bryły/ oraz przez $I = \sum_1 r_1^2 \Delta m_1$ /moment bezwładności rozpatrywanej bryły/ równanie /5.10.8/ możemy napisać w postaci:

$$\vec{M} \Delta t = I \vec{\omega} - I \vec{\omega}_0 \quad /5.10.9/$$

Równanie to wyraża II zasadę dynamiki Newtona dla obracającej się bryły sztywnej: moment pędu / $\vec{M} \Delta t$ / przekazany bryle sztywnej jest równy przyrostowi momentu pędu /krętu, $I \vec{\omega} - I \vec{\omega}_0$ / tej bryły.

Przyrost prędkości kątowej $\vec{\omega} - \vec{\omega}_0$ oznaczmy przez $\Delta \vec{\omega}$.
Wtedy:

$$\vec{M} \Delta t = I \Delta \vec{\omega} \quad /5.10.10/$$

Przechodząc do granicy, gdy $\Delta t \rightarrow 0$, otrzymujemy:

$$\vec{M} = I \frac{d\vec{\omega}}{dt} \quad /5.10.11/$$

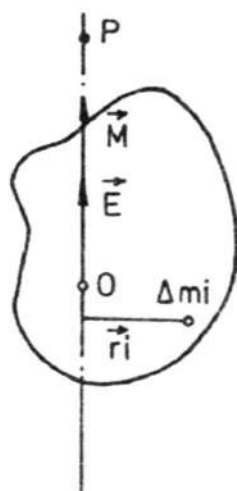
gdzie: $\frac{d\vec{\omega}}{dt}$ jest pochodną prędkości kątowej po czasie, czyli przyspieszeniem kątowym $\vec{\epsilon}$.

Można więc napisać, że:

$$\vec{M} = I \vec{\epsilon} \quad /5.10.12/$$

Jest to inna postać II zasady dynamiki Newtona dla ruchu obrotowego bryły sztywnej: jeżeli na bryłę sztywną o momencie bezwładności I względem wybranej osi OP działa moment siły \vec{M} ,

to wywołuje on ruch obrotowy tej bryły wokół osi z przyspieszeniem kątowym $\vec{\epsilon}$ /rys.5.10.3/



$$I = \sum_i r_i^2 \Delta m_i$$

Ryc.5.10.3. Ruch obrotowy bryły sztywnej o momencie bezwładności I względem osi OP .

Dokładniejszego wyjaśnienia wymaga jeszcze pojęcie momentu bezwładności rozpatrywanej bryły I .

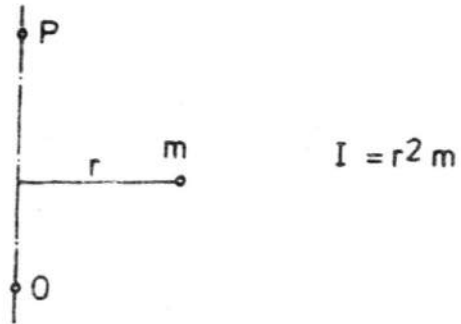
Założyliśmy w naszych rozważaniach, że bryła sztywna składa się z i -punktów materialnych o masie Δm_i . Jeśli chodzi o ścisłość matematyczną, to podział tej bryły na skończoną liczbę mas Δm_i jest niewystarczający, należy przejść do granicy, gdy $i \rightarrow \infty$, czyli $\Delta m_i \rightarrow 0$.

Wtedy:

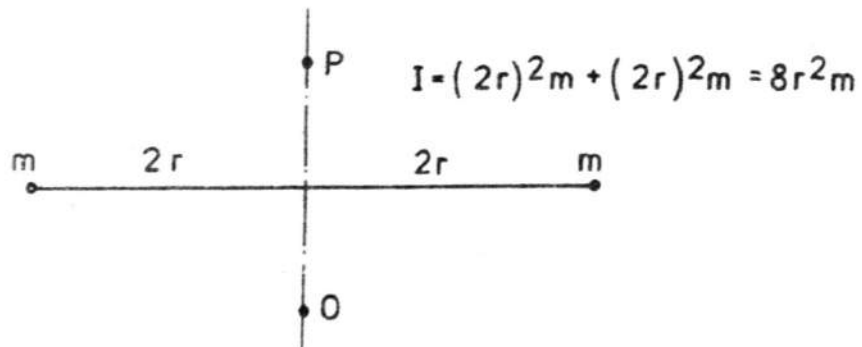
$$I = \lim_{\Delta m_i \rightarrow 0} \sum_i r_i^2 \Delta m_i = \int_{m_0} r^2 dm \quad /5.10.13/$$

gdzie wyrażenie: $\int_{m_0} r^2 dm$ oznacza całkę po całej masie bryły m_0 .

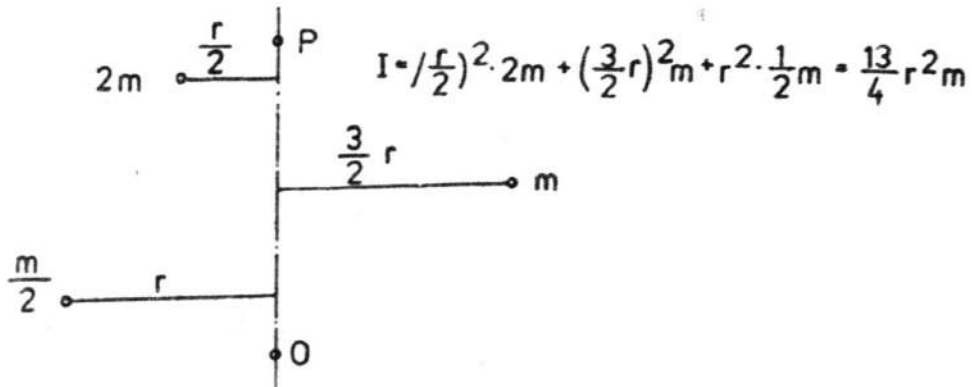
Policzenie momentów bezwładności dla prostych układów mechanicznych nie następuje trudności:



Ryc.5.10.4. Moment bezwładności punktu materialnego o masie m oddalonego od osi obrotu OP o odległość r .

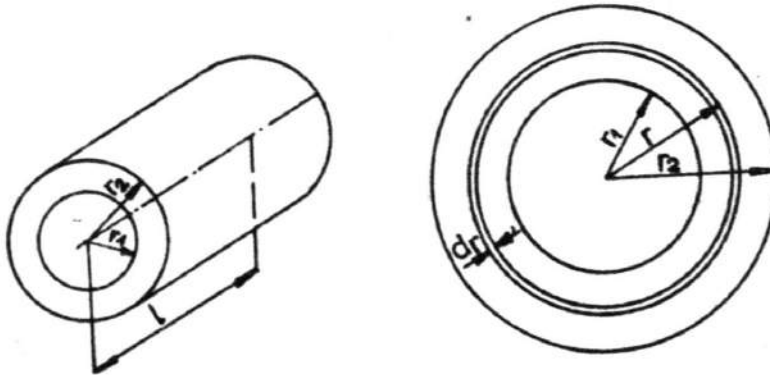


Ryc.5.10.5. Moment bezwładności dwóch punktów materialnych o masie m każdy oddalonych od osi obrotu OP o odległość $2r$.



Ryc.5.10.6. Moment bezwładności trzech punktów materialnych o masach $2m, m, \frac{1}{2}m$ oddalonych od osi obrotu OP o odległość $\frac{1}{2}r, \frac{3}{2}r, r$.

Moment bezwładności rury z jednolitego materiału można policzyć w następujący sposób:



Ryc.5.10.7. Widok oraz przekrój poprzeczny rury wykonanej z jednolitego materiału.

W rurze o promieniu r i grubości ścianki dr /dążącej do zera/ wszystkie elementy masy są równo oddalone od osi obrotu np. o r /ryc.5.10.7/. Wówczas za elementarną masę dm można przyjąć masę takiej rury.

Wtedy:

$$dm = \rho \cdot l \cdot 2 \pi r \cdot dr \quad /5.10.17/$$

gdzie: ρ - gęstość materiału, z którego wykonana jest rura.

Korzystając z równania /5.10.13/ otrzymujemy:

$$I = \int_{m_c} r^2 dm = \int_{r_1}^{r_2} r^2 \rho \cdot l \cdot 2 \pi r \cdot dr \quad /5.10.18/$$

$$I = \int_{r_1}^{r_2} r^3 \rho \cdot l \cdot 2 \pi dr \quad /5.10.19/$$

Ponieważ ρ , l , π są wielkościami stałymi niezależnymi od r , można wyciągnąć je przed znak całki:

$$I = 2 \pi l \rho \int_{r_1}^{r_2} r^3 dr \quad /5.10.20/$$

Stąd:

$$I = 2 \pi l \rho \left(\frac{1}{4} r_2^4 - \frac{1}{4} r_1^4 \right) \quad /5.10.21/$$

Ostatecznie:

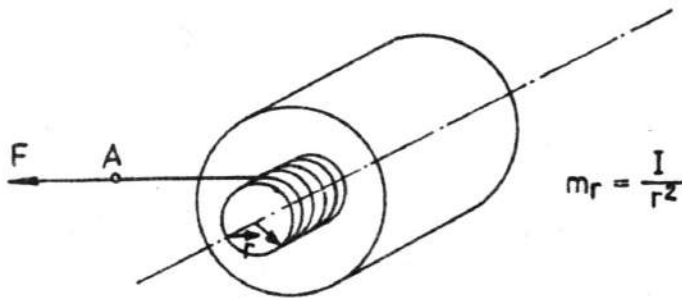
$$I = \frac{1}{2} \pi l \rho (r_2^4 - r_1^4) \quad /5.10.22/$$

Dla wyznaczenia momentu bezwładności walca wystarczy w otrzymanej zależności za r_1 podstawić zero. Tak więc moment bezwładności walca wynosi:

$$I = \frac{1}{2} \pi l \rho r^4 \quad /5.10.23/$$

2. Masa zredukowana

Wyobraźmy sobie pewną bryłę osiowosymetryczną o momencie bezwładności I sztywno połączoną z wałkiem o promieniu r , na który nawinięta jest nitka /ryc.5.10.8/.



Ryc.5.10.8. Bryła osiowosymetryczna z wałkiem, na który nawinięto nitkę.

Jeżeli na nitkę będzie działać siła F i bryła będzie miała zapewnioną możliwość łatwego obrotu, wówczas dozna przyspieszenia kąowego \mathcal{E} .

$$\mathcal{E} = \frac{M}{I} \quad /5.10.25/$$

gdzie: $M = F r$

Natomiast punkt A /koniec linki/ będzie poruszał się z przyspieszeniem liniowym a o wartości:

$$a = \mathcal{E} r \quad /5.10.26/$$

Korzystając z równań /5.10.25/ i /5.10.26/ możemy napisać, że:

$$F r = \frac{a}{r} I \quad /5.10.27/$$

Przekształcając to równanie mamy:

$$F = a \frac{I}{r^2} \quad /5.10.28/$$

Wynika z tego, że przyspieszenie kątowne końca linki pod wpływem działania siły F jest identyczne jak przyspieszenie ciała o masie równej $\frac{I}{r^2}$ wywołane działaniem tej samej siły. W związku z tym wielkość $\frac{I}{r^2}$ można nazwać masą zredukowaną m_r :

$$m_r = \frac{I}{r^2} \quad /5.10.29/$$

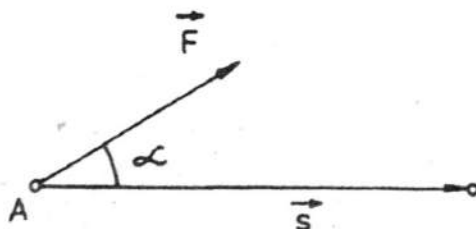
Wykorzystując to zjawisko konstruuje się urządzenia do symulacji procesów dynamicznych, w których element o masie m zostaje zastąpiony układem przedstawionym na ryc.5.10.8 o masie zredukowanej m_r , równej masie rzeczywistego elementu.

3. Praca

Jeżeli punkt materialny A jest przesuwany wzdłuż prostopadłościowej drogi \vec{s} pod wpływem stałej siły \vec{F} , a kąt pomiędzy \vec{s} i \vec{F} jest równy α , to praca L wykonana nad punktem A jest zdefiniowana jako iloczyn skalarny wektora \vec{F} przez wektor \vec{s} :

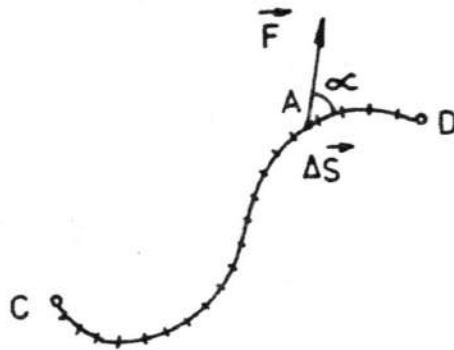
$$L = \vec{F} \cdot \vec{s} \quad /5.10.30/$$

$$L = |\vec{F}| |\vec{s}| \cos \alpha \quad /5.10.31/$$



Ryc.5.10.9. Punkt materialny A jest przesuwany na drodze \vec{s} przez stałą siłę \vec{F} .

W przypadku gdy siła \vec{F} nie jest stałą, a ruch odbywa się po dowolnym torze /ryc.5.10.10/ obliczenie pracy odbywa się nieco inaczej.



Ryc.5.10.10. Punkt materialny A przesuwany jest przez dowolną siłę \vec{F} po dowolnej drodze.

Podzielmy drogę od C do D na nieskończenie wiele odcinków $\Delta \vec{s}$. Jeżeli $\Delta \vec{s}$ jest bardzo małe, a tak jest w istocie, siła \vec{F} działająca na punkt materialny wzdłuż tego odcinka jest praktycznie stała. Elementarna praca ΔL wykonana na drodze $\Delta \vec{s}$ jest więc wtedy równa na podstawie /5.10.30/:

$$\Delta L = \vec{F} \cdot \Delta \vec{s} \quad /5.10.32/$$

Całkowita praca L na drodze CD będzie zatem sumą prac ΔL na wszystkich odcinkach $\Delta \vec{s}$, czyli $\sum (\vec{F} \cdot \Delta \vec{s})$. Dla $\Delta \vec{s} \rightarrow 0$ możemy napisać:

$$L = \lim_{\Delta \vec{s} \rightarrow 0} \sum (\vec{F} \cdot \Delta \vec{s}) \quad /5.10.33/$$

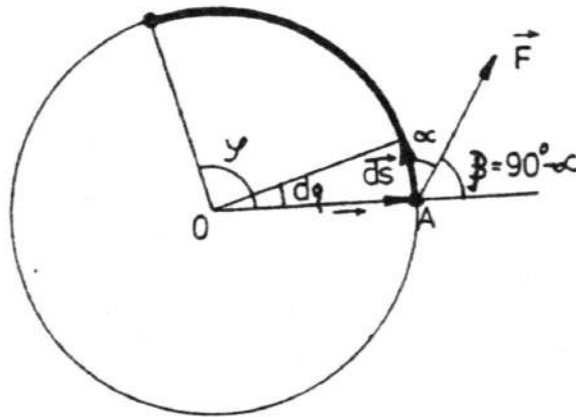
Wartość powyższej granicy sumy iloczynów $\vec{F} \cdot \Delta \vec{s}$ nosi nazwę całki krzywoliniowej na drodze od C do D, co zapisuje się następująco:

$$L = \int_{CD} \vec{F} \cdot d\vec{s} = \int_{CD} F ds \cos \alpha \quad /5.10.34/$$

Uwzględniając, że $\vec{ds} = \vec{v} dt$, gdzie \vec{v} jest wektorem prędkości, wzór ten można napisać jeszcze inaczej:

$$L = \int_{CD} \vec{F} \cdot \vec{v} dt \quad /5.10.35/$$

Jeżeli rozpatrywany punkt A porusza się po okręgu pod wpływem siły \vec{F} /ryc.5.10.11/, wykonaną pracę oblicza się w sposób następujący:



Ryc.5.10.11. Punkt materialny A porusza się po okręgu pod wpływem działania siły \vec{F} .

Ponieważ:

$$L = \int_0^s F ds \cos \alpha \quad /5.10.36/$$

i:

$$d\varphi = \frac{ds}{r} \quad /5.10.37/$$

stąd:

$$L = \int_0^{\varphi} F r d\varphi \cos \alpha \quad /5.10.38/$$

Z rysunku widać, że kąt pomiędzy wektorami \vec{r} i \vec{F} jest równy $90^\circ - \alpha = \beta$. Ponadto:

$$\sin \beta = \sin / 90^\circ - \alpha / = \cos \alpha \quad /5.10.39/$$

Korzystając z powyższych zależności możemy napisać, że:

$$L = \int_0^{\varphi} F r d\varphi \sin\beta \quad /5.10.40/$$

Wartość iloczynu $F r \sin\beta$ jest wartością momentu siły M . A więc:

$$L = \int_0^{\varphi} M d\varphi \quad /5.10.41/$$

Wartość prędkości kątowej ω , z jaką porusza się punkt materialny, jest pochodną kąta φ po czasie:

$$\omega = \frac{d\varphi}{dt} \quad /5.10.42/$$

stąd:

$$d\varphi = \omega dt \quad /5.10.43/$$

Dlatego:

$$L = \int_0^t M \omega dt \quad /5.10.44/$$

Jest to wygodny i często stosowany wzór na pracę w ruchu obrotowym.

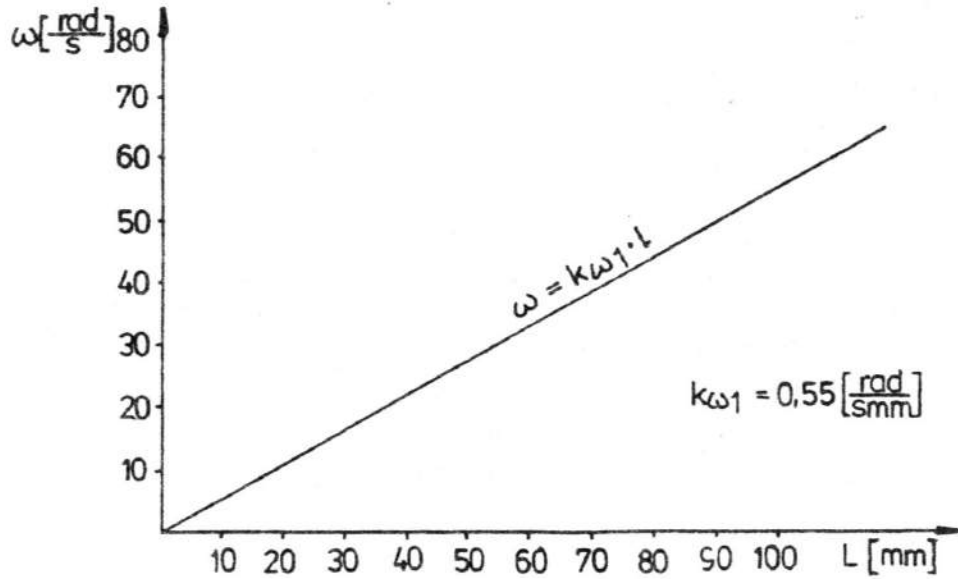
4. Moc

Moc jest pierwszą pochodną pracy po czasie:

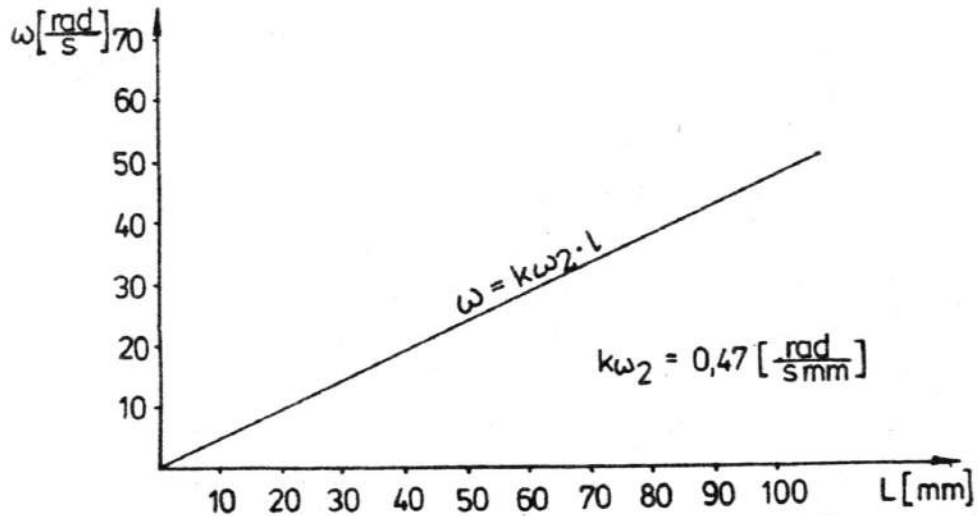
$$P = \frac{dL}{dt} \quad /5.10.45/$$

A więc dla ruchu obrotowego:

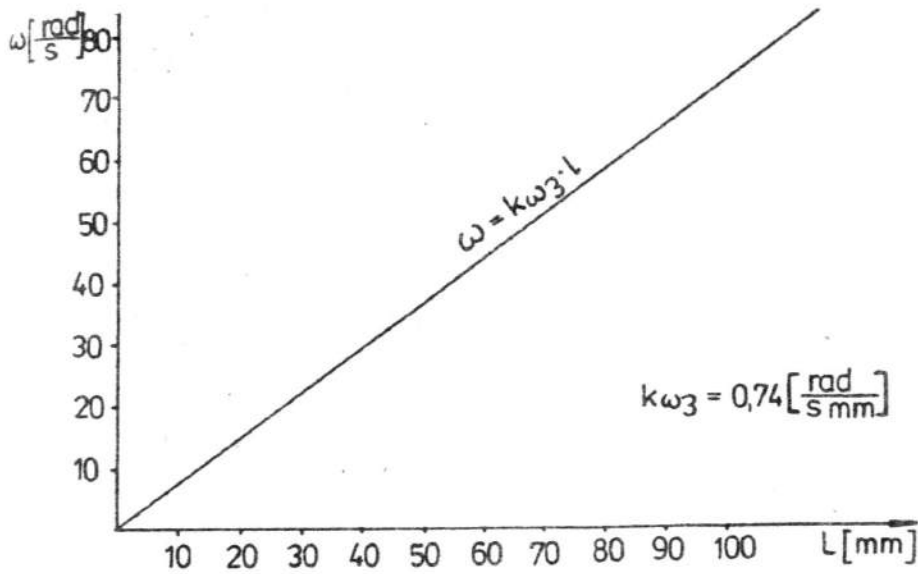
$$P = \frac{d}{dt} \int_0^t M \omega dt = M \omega \quad /5.10.46/$$



Ryc.5.10.13. Zależność prędkości kątowej ω od wychylenia plamki oscylografu I. Pętlica 1200, rezystancja opornika dekadowego $R = 105 \Omega$

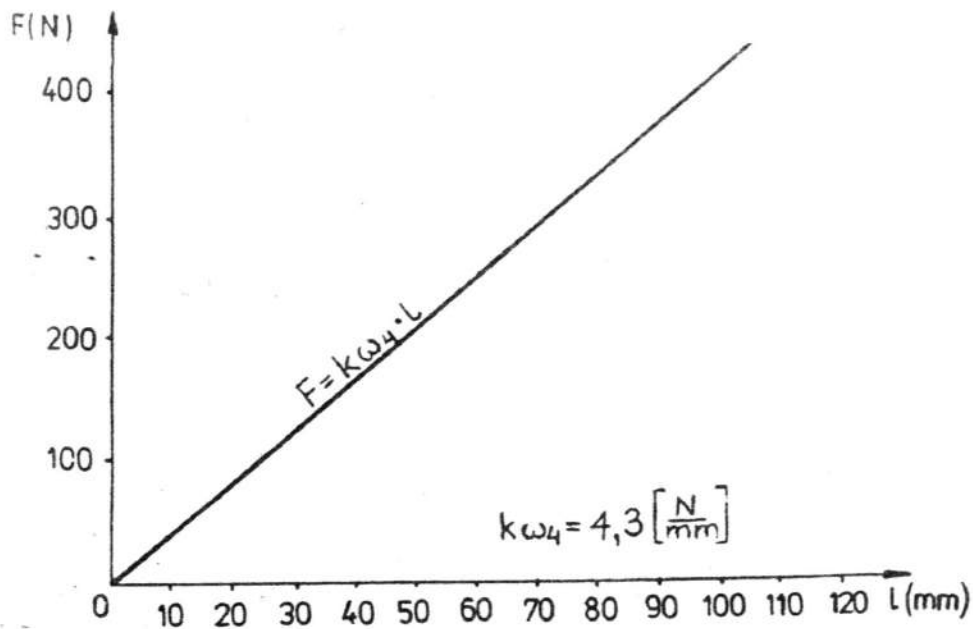


Ryc.5.10.14. Zależność prędkości kątowej ω od wychylenia plamki oscylografu I. Pętlica 1200, rezystancja opornika dekadowego $R = 250 \Omega$



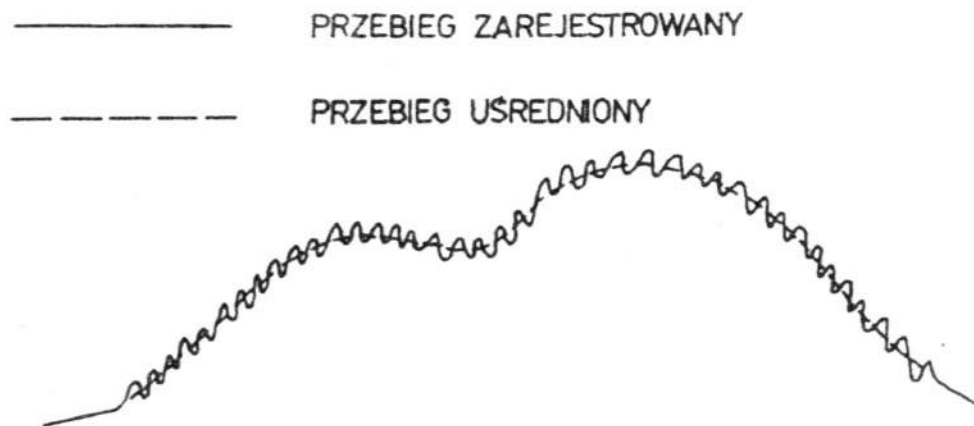
ryc.5.10.15. Zależność prędkości kątowej ω od wychylenia plamki oscylografu 1. Pętlica 2500, rezystancja opornika dekadowego $R = 50 \Omega$.

Zależność między wartością siły dynamometru a wychyleniem plamki rejestrowanym na oscylografie jest liniowa /ryc.5.10.16/.



ryc.5.10.16. Zależność wartości siły dynamometru F od wychylenia plamki oscylografu 1, dla zakresu pomiarowego wzmacniacza tensometrycznego 0,1 i pętlicy 1200.

Uwaga: Jeżeli na zarejestrowanym na papierze światłoczułym przebiegu siły lub prędkości kątowej pojawiają się zakłócenia fal o dużej częstotliwości i niewielkiej amplitudzie, należy przebieg ten uśrednić tak jak to pokazano na rys.5.10.17.



Ryc.5.10.17. Sposób uśredniania zarejestrowanego przebiegu.

IV. Przebieg ćwiczenia

1. Uruchomienie toru pomiarowego

a/ Dynamometr tensometryczny:

- dołączyć przewód dynamometru do wejścia pierwszego kanału wzmacniacza tensometrycznego.

b/ Prądnica do pomiaru prędkości kątowej:

- wyjście układu prostującego dołączyć do wybranego kanału oscylografu.

c/ Wzmacniacz tensometryczny TT-6c:

- uziemić obudowę wzmacniacza,
- sprawdzić czy wzmacniacz jest wyłączony /przycisk "SIEĆ" wyciśnięty/,

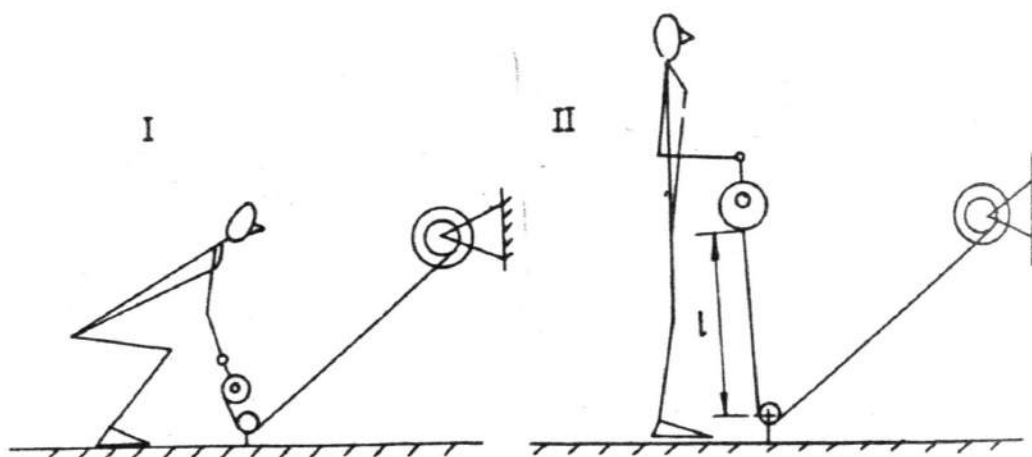
- włączyć wtyczkę wzmacniacza do gniazdka,
 - przycisk układu zasilającego tensometry ustawić w pozycji 5V /tylna ścianka/,
 - przycisk rodzaju pracy ustawić w pozycji "cały mostek" /tylna ścianka/,
 - wyjście prądowe wzmacniacza połączyć z wybranym kanałem oscylografu pętlicowego,
 - włączyć wzmacniacz przyciskiem "SIEĆ",
 - przełącznik wzmocnienia pierwszego kanału wzmacniacza ustawić w pozycji "10" /najmniejsze wzmocnienie/;
 - włączyć pierwszy kanał wzmacniacza wciskając przycisk "1",
 - wyzerować układ mostka / $\Delta U = 0$ /. Zerowanie układu mostka wykonuje się za pomocą gałek "R" i "C" pierwszego kanału w ten sposób, aby wskazówka miernika wzmacniacza znalazła się dokładnie po środku skali /gałka "R"/ i w okienku poniżej miernika pojawiły się po bokach dwie kontrastowe kreski /gałka "C"/. Czynność tę należy wykonać kolejno dla wyższych wzmocnień.
- Uwaga: Nie wolno dopuścić, aby sygnał wejściowy spowodował wychylenie wskazówki miernika poza skalę.

✓ Oscylograf pętlicowy:

- uziemić obudowę oscylografu,
- sprawdzić, czy przycisk "SIEĆ" jest wyłączony,
- włączyć wtyczkę zasilacza oscylografu do gniazdka sieciowego,
- włączyć rejestrator przełącznikiem "SIEĆ",
- przełącznik "lampa rtęciowa" na rejestratorze ustawić w pozycji "włączony". Przed przystąpieniem do pomiarów należy zaczekać do momentu włączenia się lampy rtęciowej sygnalizowanego przez pojawienie się świetlnych plamek na skali rejestratora,
- ustawić na oscylografie żądaną szybkość przesuwu taśmy światłoczułej;

2. Sposób wykonania pomiarów

Podczas ćwiczenia wykonywana jest symulacja podciągania podrzutowego. Osoba badana podciąga drążek imitujący sztangę, połączony linką prowadzoną przez błocek z wałkiem /1/. Pozycja początkowa /I/ i końcowa /II/ podciągania podrzutowego pokazana jest na ryc.5.10.18. Długość linki nawiniętej na wałku musi być równa zakresowi ruchu podczas ćwiczenia. Na rycinie długość tę oznaczono jako l .



Ryc.5.10.18. Początkowa i końcowa pozycja badanego podczas wykonywania ćwiczenia.

Wałek jest tak skonstruowany, że linka po całkowitym odwinięciu wyczepia się.

Ćwiczenie wykonuje się według następującej kolejności:

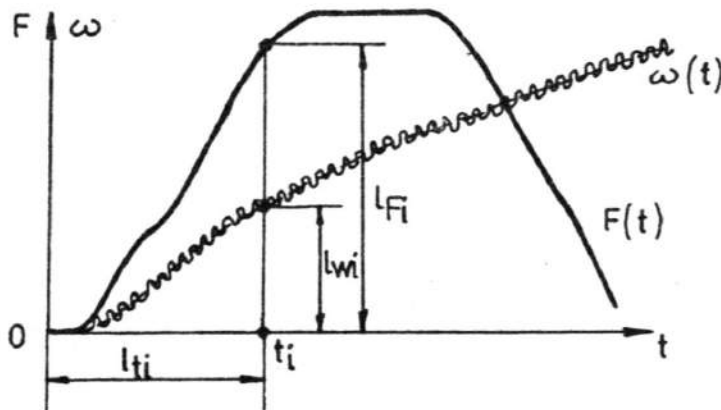
- 1/ na sygnał podany przez prowadzącego ćwiczenie osoba badana przyjmuje pozycję początkową /I/,
- 2/ prowadzący uruchamia zapis oscylografu i po chwili podaje komendę rozpoczęcia ćwiczenia,
- 3/ osoba badana wykonuje podciąganie podrzutowe z maksymalną mocą,
- 4/ po wykonaniu ćwiczenia prowadzący wyłącza zapis rejestratora.

Przebieg zmian siły ciągu zawodnika i prędkości kątowej w czasie jest rejestrowany na papierze światłoczułym. W celu wywołania przebiegów papier należy naświetlić.

Przed przystąpieniem do ćwiczenia należy zmierzyć średnicę wałka na który nawinięta jest linka. Wynik pomiaru tej średnicy wpisać do tabeli 5.10.1.

V. Opracowanie wyników pomiarowych

Przykładowy przebieg zmian wartości mierzonej prędkości kątowej oraz siły naciągu linki przedstawiono na ryc.5.10.19.



Ryc.5.10.19. Przebieg zmian wartości prędkości kątowej ω i siły ciągu zawodnika F .

Wykres prędkości kątowej ze względu na występujące na nim zakłócenia został uśredniony linią przerywaną.

1. Wyznaczenie współczynnika k_t :

- podaną przez prowadzącego prędkość przesuwu taśmy światłoczułej v oraz średnicę wałka d wpisać do tabeli 5.10.1,
- obliczyć współczynnik k_t

$$k_t = \frac{1}{v} \left[\frac{s}{mm} \right] \quad /5.10.49/$$

- wartość współczynnika k_t wpisać do tabeli 5.10.1.

2. Wpisać do tabeli 5.10.1. podany przez prowadzącego moment bezwładności I wałka z obciążnikami /tarczami/, masę m ciężaru /4/ oraz obliczyć masę zredukowaną m_r i ciężar Q :

$$m_r = \frac{4I}{d^2} \quad /5.10.50/$$

$$Q = mg \quad /5.10.51/$$

3. Wyznaczenie charakterystyki mocy w funkcji czasu / $P = f/t$ / /.

Praca wykonana podczas ćwiczenia jest równa:

$$L = \int_0^l F dt \quad /5.10.52/$$

Ponieważ $dl = v dt$, gdzie v jest prędkością ruchu linki to:

$$L = \int_0^t F v dt \quad /5.10.53/$$

Zarejestrowana prędkość kątowna ω jest związana z prędkością v następującą zależnością:

$$v = \omega \frac{d}{2} \quad /5.10.54/$$

gdzie: d jest średnicą wałka.

Można więc napisać, że:

$$L = \int_0^t F \omega \frac{d}{2} dt \quad /5.10.55/$$

Moc rozwijana przez badanego podczas ćwiczenia jest równa:

$$P = \frac{dL}{dt} \quad /5.10.56/$$

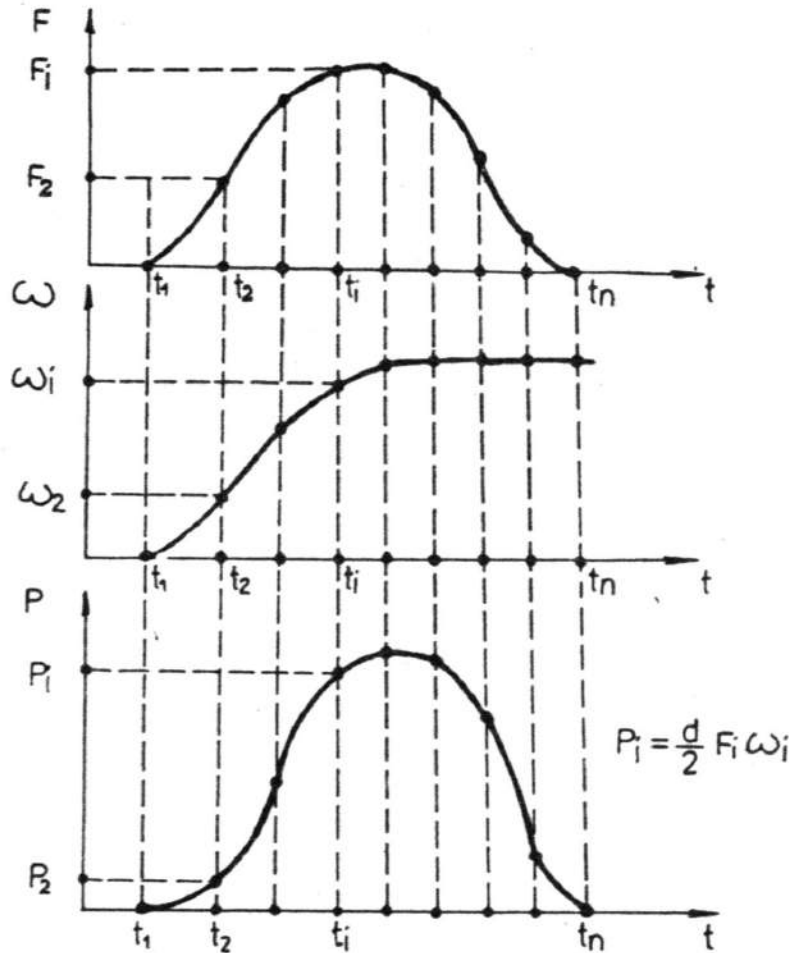
A korzystając z równania /5.10.55/:

$$P = \frac{d}{dt} \int_0^t F \omega \frac{d}{2} dt \quad /5.10.57/$$

Z równania /5.10.57/ wynika, że moc w chwili t_1 jest proporcjonalna do iloczynu siły F_1 oraz prędkości kątowej ω_1 w tej samej chwili, czyli:

$$P_1 = \frac{d}{2} F_1 \omega_1 \quad /5.10.58/$$

Aby wyznaczyć dokładną charakterystykę $P = f / t /$, należałoby korzystając z równania /5.10.59/ znaleźć wartości mocy P_1 dla wszystkich chwil z przedziału czasowego, w którym wykonywano ruch, tzn. dla $i = 1, \dots, \infty$. W praktyce jednak ograniczymy się do wyznaczenia dyskretnych wartości mocy P_1 dla kilkunastu wybranych chwil t_1 tak jak to przedstawiono na ryc. 5.10.20.



Ryc.5.10.20. Sposób wyznaczania zależności $P = f / t$ /.

Oczywiście, im większa jest liczba wybranych chwil t_i , tym dokładniej wyznaczmy charakterystykę $P = f / t$ /.

Wyznaczenie liczbowych wartości mocy P_1 odbywa się według następującego schematu:

- a/ Zmierzyć na zarejestrowanym przebiegu długość odcinków l_{t_i} , l_1 oraz l_{F_1} . Wyniki pomiarów wpisać do tabeli 5.10.2.

b/ Obliczyć wartość czasu t_1 według zależności:

$$t_1 = l_{t1} k_t \quad /5.10.59/$$

c/ Wyznaczyć z wykresu 1, 2 lub 3 zamieszczonego wcześniej wartości prędkości kątowej ω_1 odpowiadającej wartości wychylenia plamki l_{ω_1} .

d/ Wyznaczyć z wykresu 4 wartość siły F_1 odpowiadającej wartości wychylenia plamki l_{F_1} .

e/ Obliczyć wartość mocy P_1 według zależności:

$$P_1 = \frac{d}{2} F_1 \omega_1 \quad /5.10.60/$$

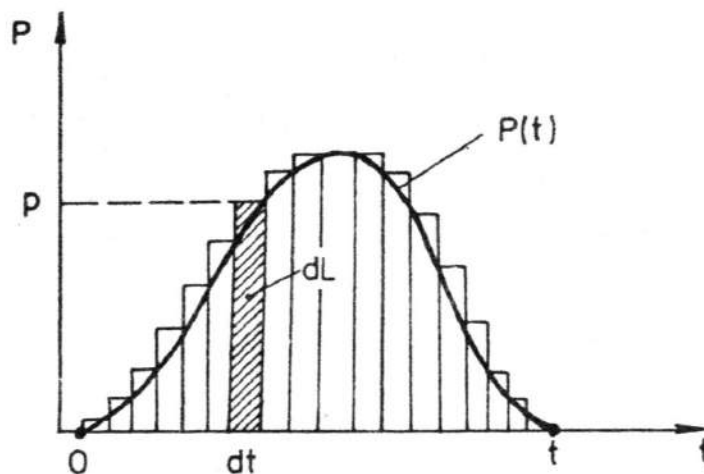
f/ Oszacować maksymalny błąd bezwzględny pomiaru mocy ΔP_1 .

Pomiary i obliczenia wartości F_1 , ω_1 , P_1 oraz ΔP_1 należy powtórzyć dla $i = 1, \dots, n$. Wyniki wpisać do tabeli 5.10.2.

g/ Obliczone wartości $P_1 = f / t_1$ / zaznaczyć w prostokątnym układzie współrzędnych, a następnie przez punkty pomiarowe przeprowadzić gładką krzywą.

4. Wyznaczenie pracy wykonanej podczas ćwiczenia

W wyniku pomiarów i obliczeń przeprowadzonych w punkcie 3 otrzymuje się krzywą, którą przedstawiono na ryc.5.10.21.



Ryc.5.10.21. Wyznaczona zależność mocy w funkcji czasu.

Zgodnie z równaniem /5.10.45/:

$$P = \frac{dL}{dt}$$

stąd: $dL = P dt$ /5.10.61/

gdzie: dL oznacza elementarną pracę wykonaną w nieskończenie krótkim czasie dt .

Na ryc.5.10.21 jest ona reprezentowana przez pole zakreskowanego prostokąta. Ponieważ czas dt dąży do zera, pole tego prostokąta jest równe polu figury znajdującej się pod krzywą $P = f/ t /$ w przedziale dt . Całkowita praca wykonana w czasie od 0 do t będzie więc reprezentowana przez sumę elementarnych pól prostokątów $P dt$, czyli przez pole pod krzywą $P = f/ t /$ w tym czasie. Operację sumowania elementarnych prac dL nazywa się całkowaniem funkcji mocy, co można zapisać symbolicznie:

$$L = \int_0^t P dt$$
 /5.10.62/

Wyznaczenie liczbowej wartości pracy wykonanej w czasie ćwiczenia odbywa się według następującego schematu:

a. Wyznaczyć wartość współczynnika k_p :

$$k_p = \frac{P_1}{l_{P_1}} \left[\frac{W}{mm} \right] \quad /5.10.63/$$

gdzie: P_1 - wartość mocy w watach w dowolnym punkcie wykresu
 $P = f / t /$,

l_{P_1} - długość w milimetrach odpowiadająca na wykresie wartości mocy P_1 .

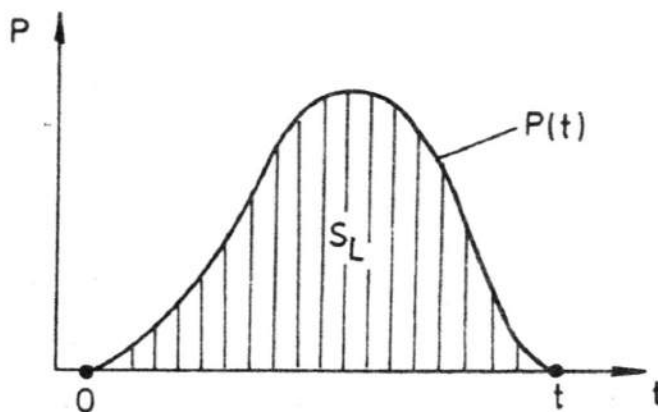
b. Wyznaczyć wartość współczynnika k_L :

$$k_L = k_p k_t \left[\frac{W}{mm} \frac{s}{mm} = \frac{J}{mm^2} \right] \quad /5.10.64/$$

Wartości współczynników k_p oraz k_L wpisać do tabeli 5.10.1.

c. Zmierzyć planimetrem pole S_L figury ograniczonej krzywą $P = f / t /$ oraz osią t /ZAKRESKOWANĄ część na ryc.5.10.22/.

$$S_L = \dots\dots\dots \left[mm^2 \right]$$



Ryc.5.10.22. Pole pod krzywą $P = f / t /$ jest graficznym przedstawieniem pracy L .

d. Obliczyć wartość pracy L wykonanej podczas ćwiczenia:

$$L = k_L S_L \quad [J] \quad /5.10.65/$$

e. Oszacować maksymalny błąd bezwzględny ΔL pracy L .

SPRAWOZDANIE Z ĆWICZENIA: 5.10

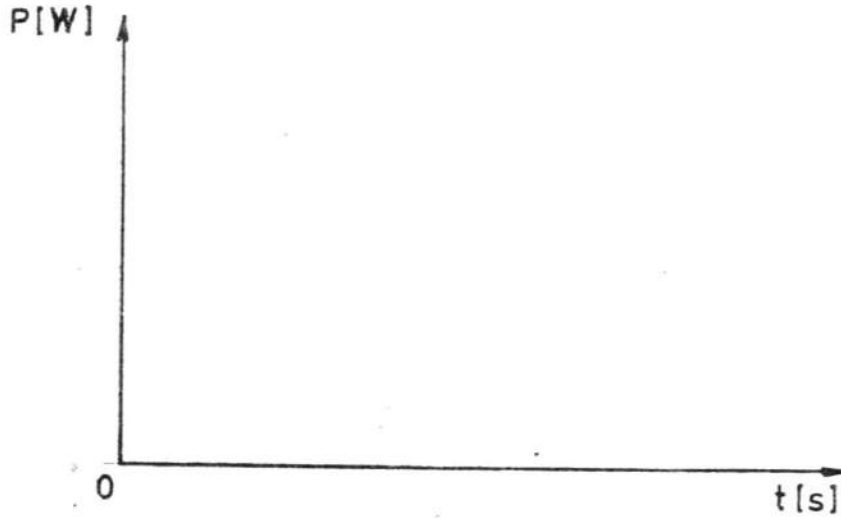
POŚREDNI POMIAR MOCY I PRACY Z WYKORZYSTANIEM DYNAMOMETRU INER-
CYJNEGO

	Imię i Nazwisko	Rok studiów	Grupa	Data
Wykonał				

Ocena	Podpis

Masa badanego	
Wysokość ciała badanego	
Wiek badanego	
Uprawiana dyscyplina	
Klasa sportowa	

2. Narysować wykres mocy $P = f/t$



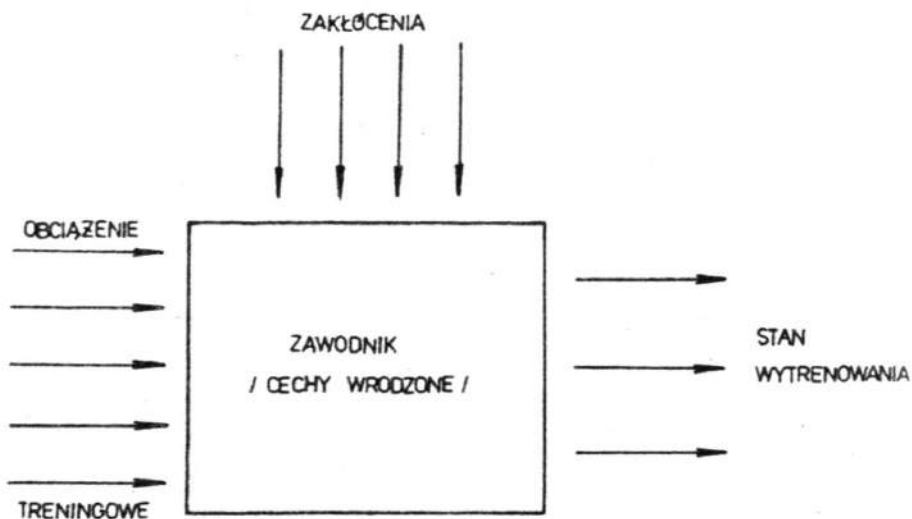
Ryc.5.10.23. Zależność wartości mocy P od czasu t

3. Zaproponuj eksperyment badawczy, w którym za pomocą dobranej masy zredukowanej można będzie symulować ćwiczenie sportowe.
4. Podaj przykład wykorzystania pomiarów na dynamometrze inercyjnym do optymalizacji techniki i doboru sprzętu w sporcie lub w rehabilitacji do badania postępu usprawniania.

5.11. Pomiar intensywności i objętości obciążenia treningowego

I. Wstęp

Jednym z ważniejszych problemów, który starają się rozwiązać zawodnicy, trenerzy i naukowcy jest poszukiwanie zależności między treningiem a stanem wytrenowania zawodnika. Czynniki oddziałujące na zawodnika w trakcie treningu nazywamy obciążeniem treningowym. Na obciążenie treningowe zawodnik w specyficzny dla siebie sposób reaguje pogorszeniem stanu wytrenowania /negatywny efekt treningu/ i poprawę stanu wytrenowania /pozytywny efekt treningu/. Najogólniej proces treningu przedstawia ryc.5.11.1.



Ryc.5.11.1. Ogólny proces treningu

Zarówno obciążenia treningowe, jak i stan wytrenowania są funkcjami zmiennymi w czasie. Okresowe zmiany stanu wytrenowania opisał Jakowlew. Według Weigerta na bodźce /obciążenie treningowe/ oraz poniesione w związku z nimi straty energetyczne organizm odpowiada wytworzeniem substancji w ilościach przewyższających wydatkowanie. Zjawisko to nazwano superkompensacją.

Pod pojęciem obciążenia treningowego będziemy rozumieli jego składową fizyczną /wielkość wejściowa/. Biomechanika zajmuje się badaniem wpływu obciążenia fizycznego na cechy fizyczne i technikę zawodnika. Fizjologowie badają wpływ wysiłku - obciążenia na organizm człowieka mierząc takie parametry, jak: częstość tętna, liczbę oddechów na minutę, maksymalne zużycie tlenu, poziom kwasu mlekowego we krwi itp.

W celu badania wpływu obciążenia treningowego na stan wytrenowania /wielkość wyjściowa/ dla tak skomplikowanego układu, jakim jest człowiek, należy zdefiniować pojęcie obciążenia treningowego /OT/ i stanu wytrenowania /SW/. Badanie zależności stanu wytrenowania od obciążenia treningowego jest możliwe tylko przez pomiar tych wielkości.

II. Cel ćwiczenia

Celem ćwiczenia jest:

- 1/ zapoznanie studentów z pojęciami:
 - obciążenie treningowe,
 - intensywność obciążenia treningowego,
 - objętość obciążenia treningowego,
 - średnia intensywność obciążenia treningowego,
 - sprawność;
- 2/ przedstawienie wielkości fizycznych, opisujących obciążenie treningowe;
- 3/ dokonanie pomiaru intensywności obciążenia treningowego podczas zajęć, wyliczenie objętości, średniej intensywności obciążenia i sprawności podczas ćwiczenia.

III. Wiadomości teoretyczne

1. Obciążenie treningowe i cechy fizyczne zawodnika

Od dawna opracowywano bardzo różne metody opisywania obciążenia treningowego i mierzono różne cechy jako stan wytrenowania. Według Fidelusa w dotychczas stosowanych sposobach rejestracji obciążenia treningowego wyróżnić można cztery podstawowe podejścia:

- a/ tradycyjne, najczęściej stosowane w praktyce treningowej, w którym OT oceniane jest liczbą podniesionych kilogramów, liczbą przebiegniętych kilometrów, liczbą wykonanych ćwiczeń czy też czasem trwania wysiłku;
- b/ umowne, wyrażone za pomocą punktowej lub procentowej oceny globalnego OT wykonanego na treningu;
- c/ ocena OT na podstawie zmiany parametrów fizjologicznych;
- d/ ocena OT na podstawie pomiaru pracy i mocy włożonej.

Prawie zawsze w obciążeniu treningowym wyróżniono dwie jego zasadnicze cechy:

intensywność i objętość.

Ścisłą metodę pomiaru OT zaproponował Fidelus:

Praca włożona jest w tej metodzie objętością, a moc włożona intensywnością OT.

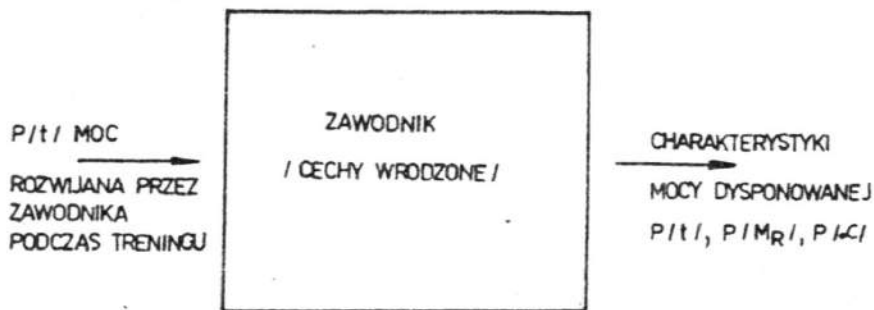
Przyjmujemy za Fidelusem, że miarą obciążenia treningowego jest moc włożona, a objętością praca włożona. Między mocą włożoną a pracą włożoną zachodzi jednoznaczna zależność, dlatego jako wielkość opisująca obciążenie treningowe przyjmujemy moc włożoną $P/t/$.

Spośród wielu różnych czynników charakteryzujących stan wytrenowania zawodnika biomechanika zajmuje się cechami fizycznymi i techniką ruchu. O ocenie techniki ruchu mowa będzie w innej instrukcji. Do tej pory za cechy fizyczne zawodnika uważa się siłę mierzoną w statyce i prędkość przy określonym obciążeniu. Taki sposób podejścia wynika prawdopodobnie z łatwości dokonywania pomiarów siły w statyce i prędkości w określonych warunkach. Moc jest cechą fizyczną najlepiej charakteryzującą możliwości siłowe

zawodnika w większości dyscyplin, gdyż określa jak dużą pracę może wykonać zawodnik w określonym czasie.

Proponujemy więc jako cechy fizyczne zawodnika przyjęć charakterystyki mocy od momentów obciążających P/M_R , czasu P/t , kąta stawowego P/α / itd.

Przy takich założeniach schemat procesu treningowego przedstawiony na ryc.5.11.1 przyjmuje postać jak na ryc.5.11.2.



Ryc.5.11.2. Proces treningowy

2. Intensywność i objętość obciążenia treningowego

Najlepszą metodą pomiaru obciążenia treningowego jest pomiar mocy włożonej. Pomiar mocy włożonej może być jednak bardzo trudny na przykład podczas chodu, biegu, wiosłowania na kajaku. W fizjologii moc włożoną mierzy się za pomocą wartości kalorycznej pochłanianego tlenu. Pomiar zużycia tlenu podczas wysiłków krótkotrwałych jest obarczony dużym błędem. Pomiar mocy włożonej metodą bezpośrednią /nie na drodze pomiaru zużycia tlenu/ nie pozwala, ze względu na definicję pracy, na uwzględnienie wpływu na organizm wysiłków statycznych, na przykład trzymania sztangi. Ze względu na trudności pomiarowe i znaczenie wpływu różnych czynników określających wysiłek na organizm ludzki uzasadnione jest stosowanie in-

nych niż moc włożona wielkości fizycznych, jako miary intensywności obciążenia treningowego. Wielkość fizyczna przyjęta jako intensywność obciążenia treningowego $i/t/$ musi spełniać następujące warunki:

- a/ wielkość fizyczna $i/t/$ opisująca intensywność OT jednoznacznie określa to obciążenie,
- b/ między intensywnością $i/t/$ a objętością obciążenia treningowego $V/T/$ zachodzą następujące zależności:

$$V/T/ = \int_0^T i/t/ dt, \quad i/t/ = \frac{dV}{dt} \quad /5.11.1/$$

c/ gdy $i/t/ = 0$ nastąpiła przerwa w treningu,

T - oznacza rozpatrywany okres treningowy /godzina, dzień, miesiąc itd./.

Poniżej przedstawiono w tabeli wielkości fizyczne spełniające podane wyżej warunki.

Tabela 5.11.1. Wielkości fizyczne zalecane do pomiaru intensywności treningu

Intensywność $i/t/$	Objętość $V/T/$	Średnia intensywność $i/T/$	Zastosowanie
Prędkość $\left[\frac{m}{s}\right]$	droga $[m]$	średnia prędkość $\left[\frac{m}{s}\right]$	biegi, narciarstwo klasyczne, pływanie bieżnia ruchoma
Siła $[N]$	impuls siły $[Ns]$	średnia siła $[N]$	kajakarstwo, wioślarstwo, ciężary
Moc $[W]$	praca $[J]$	średnia moc $[W]$	ergometry rowerowe

Do wielkości fizycznych, którymi można mierzyć OT, zaliczamy moc /włożoną/ P rozwijaną przez człowieka, siłę zewnętrzną działającą na człowieka F i prędkość rozwijaną podczas treningu. Pomiar OT za pomocą jednej z powyższych wielkości może być porównywany tylko wtedy, gdy oprócz ścisłego określenia, jaką moc, siłę lub prędkość się mierzy, zostaną także ustalone warunki ćwiczenia. Oczywiście jest przecież, że nie można porównywać intensywności biegu za pomocą prędkości, jeżeli jeden zawodnik biegnie po tartanie, a drugi po piachu. Jednak zastosowanie prędkości jako miary intensywności podczas ćwiczenia na ruchomej bieżni wydaje się być uzasadnione. Oczywiście lepiej byłoby mierzyć moc lub siłę, ale wtedy pomiar jest zdecydowanie trudniejszy. Podczas badań wydolnościowych wiosłarzy i kajakarzy na wodzie jak i na ergometrach od wielu lat stosuje się pomiar sił rozwijanych na wiosłach. Wynika to przede wszystkim z tego, że prędkość bardzo istotnie zależy od warunków zewnętrznych /wiatr, prąd wody, zafalowanie itd./ nie może więc być miarą intensywności. Ponadto pomiar sił jest dużo łatwiejszy od pomiaru mocy.

Pomiar siły jako intensywności treningu wydaje się być z niezrozumiałych powodów niedoceniany na przykład w ciężarach, gdzie za pomocą platformy dynamograficznej bardzo dokładnie, łatwo i w sposób nie utrudniający ćwiczenia można mierzyć intensywność. Jak widać wybór wielkości fizycznej opisującej intensywność treningu musi być kompromisem między możliwościami pomiarowymi i znaczeniem wpływu mierzonej wielkości na organizm.

3. Średnia intensywność obciążenia treningowego

Zarejestrowana w dowolnym czasie intensywność treningu pozwala na obliczenie objętości obciążenia treningowego w tym czasie. Odpowiadająca temu okresowi średnia intensywność jest równa:

$$\bar{i}/T/ = \frac{V/T/}{T} \quad /5.11.2/$$

gdzie: $\bar{i}/T/$ - średnia intensywność treningu w czasie T ,
 $V/T/$ - objętość treningu w czasie T ,
 T - rozpatrywany czas treningu.

Najkrótszym rozpatrywanym czasem T jest czas trwania jednego ćwiczenia, a najdłuższym cały staż zawodniczy.

4. Sprawność

Sprawność mechaniczną definiuje się w sposób następujący:
Sprawność mechaniczna η jest to stosunek energii W_u uzyskanej w postaci pracy z urządzenia mechanicznego do energii W_w doprowadzonej do tego urządzenia:

$$\frac{W_u}{W_w} = \frac{P_u}{P_w} = \eta \quad /5.11.3/$$

gdzie: W_u , P_u , praca i moc użyteczna,
 W_w , P_w , praca i moc włożona,
 η sprawność.

Pojęcie sprawności przedstawiomy na przykładzie:

silnik za pomocą nawijającej się liny podniósł ciężar Q na wysokość h . Praca użyteczna W_u to praca wykonana przeciw siłom pola grawitacyjnego $W_u = Q h$. Praca włożona to wartość energetyczna spalanej benzyny: $W_w = C_{SB} \cdot V_{SB}$

gdzie: C_{SB} - ciepło spalania benzyny,

V_{SB} - masa spalanej benzyny.

Podobnie mierzy się sprawność podczas badań wydolnościowych na ergometrze. Pracą użyteczną jest tu praca zużyta na obrót koła hamowanego momentem oporu /momentem od sił tarcia/, a praca

włożona to wartość energetyczna zużytego tlenu. W przypadku badania biomechanizmów bardzo trudno bezpośrednio zmierzyć pracę i moc włożoną oraz pracę i moc użyteczną. Stąd biorą się bardzo duże rozbieżności w podawanych w literaturze wartościach sprawności.

5. Opis stanowiska pomiarowego

Pomiaru siły reakcji dokonuje się za pomocą platformy dynamograficznej, której opis znajduje się w instrukcji: "Pomiar wysokości uniesienia środka masy podczas wyskoku na platformie dynamometrycznej". Pomiaru prędkości i mocy dokonuje się dynamometrem inercyjnym opisanym w instrukcji "Pośredni pomiar mocy i pracy z wykorzystaniem dynamometru inercyjnego".

IV. Przebieg ćwiczenia

1. Uruchomienie toru pomiarowego

a. Platforma tensometryczna PT2-00:

- dołączyć przewód od składowej R_z platformy do wejścia pierwszego kanału wzmacniacza tensometrycznego /tylna ścianka wzmacniacza/.

b. Wzmacniacz tensometryczny TF - 6c:

- uziemić obudowę wzmacniacza,
- sprawdzić czy wzmacniacz jest wyłączony /przycisk "SIEĆ" wyciśnięty/,
- włączyć wtyczkę wzmacniacza do gniazdka sieciowego,
- przycisk układu zasilającego tensometry ustawić w pozycji 5V /tylna ścianka/,
- przycisk rodzaju pracy ustawić w pozycji "1 mostka" /tylna ścianka/,

- wyjście prądowe wzmacniacza połączyć z wybranym kanałem oscylografu pętlicowego /tylna ścianka/
- włączyć wzmacniacz przyciskiem "SIEĆ",
- przełącznik wzmocnienia pierwszego kanału wzmacniacza ustawić w pozycji "10" /najmniejsze wzmocnienie/,
- włączyć miernik wzmacniacza przyciskiem "g",
- włączyć pierwszy kanał wzmacniacza wciskając przycisk "1",
- wyzerować układ mostka / $\Delta U = 0$ /. Zerowanie układu mostka wykonuje się za pomocą gałek "R" i "C" pierwszego kanału w ten sposób aby wskazówka miernika wzmacniacza znalazła się dokładnie pośrodku skali /gałka "R"/ i w okienku poniżej miernika pojawiły się po bokach dwie kontrastowe kreski /gałka "C"/. Czynność tę należy wykonać kolejno dla wyższych stopni wzmocnienia.

Uwaga: Nie wolno dopuścić, aby sygnał wejściowy spowodował wychylenie wskazówki miernika poza skalę.

c. Oscylograf pętlicowy:

- uziemić obudowę oscylografu,
- sprawdzić czy przycisk "SIEĆ" rejestratora jest wyłączony,
- włączyć wtyczkę zasilacza oscylografu do gniazdka sieciowego,
- włączyć rejestrator przełącznikiem "SIEĆ",
- przełącznik "lampa rtęciowa" na rejestratorze ustawić w pozycji "włączony". Przed przystąpieniem do pomiarów należy czekać do momentu włączenia lampy rtęciowej sygnalizowanego przez pojawienie się świetlnych plamek na skali rejestratora,
- ustawić na oscylografie żadaną szybkość przesuwu papieru.

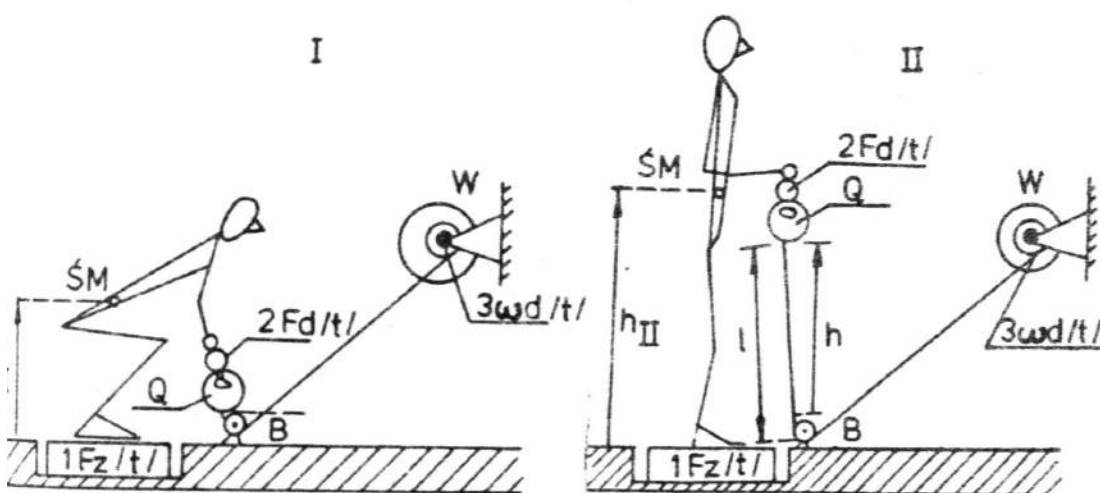
d. Czujnik tensometryczny /dynamometr/:

- przewód czujnika tensometrycznego dołączyć do drugiego kanału mostka,
- wyjście drugiego kanału mostka połączyć z wybranym wejściem oscylografu.

e. Prędkościomierz /prądnica/:

- przewód prędkościomierza dołączyć do wskazanego przez prowadzącego wejścia oscylografu.

f. Wyworować tory pomiarowe sił i prędkości korzystając z instrukcji "Wzorowanie urządzeń pomiarowych".



Ryc. 5.11.3. Pomiar intensywności obciążenia treningowego za pomocą mocy, siły zewnętrznej i prędkości ruchu podczas podciągania podrzutowego.

2. Sposób wykonania pomiarów:

- a. Nawinąć na wałek dynamometru W długość l linki odpowiadającą zakresowi ruchu środka sztangi podczas podciągania podrzutowego /ryc. 5.11.3/.
- b. Badany staje na platformie tensometrycznej, chwytając drążek z odważnikiem Q i przyjmuje pozycję wyjściową oznaczoną I na ryc. 5.11.3.

- c. Osoba wykonująca pomiar uruchamia zapis oscylografu i zaraz potem podaje komendę wykonania ćwiczenia dla badanego.
- d. Badany na sygnał osoby prowadzącej pomiar wykonuje podciąganie podrzutowe z maksymalną mocą.
- e. Po osiągnięciu pozycji II pokazanej na ryc.5.11.3 badany stoi tak przez chwilę nieruchomo.
- f. Po wyłączeniu zapisu oscylografu prowadzący pomiar podaje komendę zejścia z platformy dla badanego.
- g. Prowadzący ćwiczenie odrywa część papieru światłoczułego z zapisem i naświetla go w celu wywołania.

V. Opracowanie wyników pomiarowych

1. Otrzymane wykresy reakcji pionowej $F_z/t/$, siły ciągu badanego $F_d/t/$ i prędkości kątowej wałka dynamometru ω_d wkleić do arkusza sprawozdania.
2. Do tabeli 5.11.1 wpisać masę badanego m_z , masę podnoszonego ciężaru m_c , masę zredukowaną $m_r = \frac{I}{2}$. /5.11.4/ /I - moment bezwładności wałka dynamometru wraz z obciążnikami, r - promień wałka z którego odwijana jest linka/, promień wałka dynamometru, z którego odwijana jest linka r, prędkość przesuwu papieru w oscylografie v.
3. Obliczyć ciężar wzorcowy platformy Q_p , ciężar wzorcowy dynamometru Q i prędkość wzorcową v_d według wzorów:

$$Q_p = (m_z + m_c)g \quad /5.11.5/$$

$$Q = m_c g \quad /5.11.6/$$

$$v_d = \omega_1 r \quad /5.11.7/$$

gdzie ω_1 dowolna odczytana na podstawie odpowiedniego wykresu prędkość kątowa wałka dynamometru. Obliczone wartości wpisać do tabeli 5.11.2.

4. Zmierzyć na zarejestrowanych przebiegach wartości l_{Qp} , l_{Qd} i l_{vd} odpowiadające wielkościom wzorcowym i wpisać je do tabeli 5.11.1.

5. Obliczyć wartości współczynników przeliczeniowych:

$$- k_{Fz} = \frac{Q_p}{l_{Qp}} \left[\frac{N}{mm} \right] \text{ /zależności siły od wychyle- /5.11.8/}$$

nia/,

$$- k_{Fd} = \frac{Q}{l_{Qd}} \left[\frac{N}{mm} \right] \text{ /zależność siły od wychylenia/ /5.11.9/}$$

$$- k_{vd} = \frac{v_d}{l_{vd}} \left[\frac{m}{s \cdot mm} \right] \text{ /zależność prędkości od wychyle- /5.11.10/}$$

nia/

$$- k_t = \frac{1}{v} \left[\frac{s}{mm} \right] \text{ /zależność czasu od wychylenia/ /5.11.11/}$$

$$- k_{\Pi z} = k_{Fz} k_t \left[\frac{Ns}{mm^2} \right] \text{ /zależność popędu siły od pola/ /5.11.12/}$$

$$- k_s = k_{vd} k_t \left[\frac{m}{mm^2} \right] \text{ /zależność drogi od pola/ /5.11.13/}$$

$$- k_N = k_{Fd} k_{vd} \left[\frac{W}{mm^2} \right] \text{ /zależność mocy od pola/ /5.11.14/}$$

$$- k_W = k_N k_t \left[\frac{J}{mm^2} \right] \text{ /zależność pracy od pola/ /5.11.15/}$$

Wartości obliczonych współczynników wpisać do tabeli 5.11.3.

6. Wykonać wykres mocy P/t . W tym celu należy wpisać do tabeli

5.11.4 odpowiadające sobie wartości odcinków l_{t1} , l_{vdi} , l_{Fdi} proporcjonalne do czasu, prędkości i siły mierzonej dynamometrem.

Obliczyć dyskretne wartości mocy P_i według wzoru:

$$P_i = l_{vdi} l_{Fdi} k_N \quad /5.11.16/$$

Obliczone wartości dykretne mocy P_i wpisać do tabeli 5.11.4 a następnie nanieść na wykres w sprawozdaniu. Przez naniesione punkty poprowadzić gładką krzywą.

7. Zaznaczyć na wykresach $v_d/t/$, $F_z/t/$ i $P/t/$ maksymalne intensywności obciążenia treningowego, obliczyć ich wartości i wpisać do tabeli 4. Zaznaczyć na wykresach, obliczyć wartości i wpisać do tabeli 4 czas trwania ćwiczenia T.

Uwaga: Podczas obliczania czasu trwania ćwiczenia oraz objętości OT na wykresie $v_d/t/$ należy pod uwagę brać tylko tę część wykresu, dla której siła F_d jest różna od zera, gdyż na skutek bezwładności wałek dynamometru obraca się dłużej niż trwa samo ćwiczenie.

Popęd siły F_z zmierzonej na platformie liczymy od momentu, gdy siła jest różna od łącznego ciężaru badanego i obciążnika.

8. Obliczyć objętość OT dla różnych miar intensywności. W tym celu należy zmierzyć planimetrem pola:

S_{vd} - pole ograniczone krzywą $v_d/t/$ i osią czasu,

S_{Fz} - pole ograniczone krzywą $F_z/t/$ i osią czasu,

S_p - pole ograniczone krzywą $P/t/$ i osią czasu.

Po pomnożeniu zmierzonych pól przez odpowiednie współczynniki:

$S_{vd}k_s$, $S_{Fz}k_{\pi z}$ i $S_p k_N$ otrzymuje się wartości objętości OT, które należy wpisać w odpowiednie miejsca w tabeli 5.11.5.

9. Średnią intensywność OT otrzymuje się przez podzielenie obliczonej objętości OT przez czas trwania ćwiczenia. Wartości średniej intensywności wpisać do tabeli 5.11.5

10. Obliczyć sprawność podczas ćwiczenia, jako stosunek pracy

$$\text{użytecznej } W_u = Qh \text{ do pracy włożonej } W_w = \int_0^T P/t/dt. \quad /5.11.17/$$

$$\text{gdzie: } - Q = m_c g \text{ podnoszony ciężar,} \quad /5.11.18/$$

- h wysokość na którą został podniesiony ciężar Q podczas ćwiczenia,
- P/t/ moc rozwijania przez zawodnika podczas podciągania podrzutowego /iloczyn siły mierzonej dynamometrem $F_d/t/$ i prędkości odwijania się linki z wałka dynamometru $v_d/t/$.

Schemat ćwiczenia i przyjęte oznaczenia przedstawiono na ryc.5.11.3. W celu podkreślenia przyjętych w obliczaniu sprawności uproszczeń przedstawiamy bilans energetyczny podczas wykonanego ćwiczenia.

$$W_w = \int_0^T P/t/dt + Q_D h + Q_z \Delta h_{SM} + E_z + \Delta E_N \quad /5.11.19/$$

gdzie: W_w - energia wydatkowana przez zawodnika podczas ćwiczenia,
/praca włożona/

$\int_0^T P/t/dt$ - praca zmierzona za pomocą dynamometru i prędkościomierza,

Q_D - ciężar uchwytu imitującego sztangę,

h - wysokość, na którą został podniesiony ciężar Q i uchwyt,

Q_z - ciężar zawodnika,

$\Delta h_{SM} = h_{II} - h_I$ wysokość uniesienia środka masy zawodnika,

E_z - energia wydatkowana na funkcje życiowe: oddychanie, pompowanie krwi, perystaltykę jelit, wymianę ciepła z otoczeniem itd.

ΔE_N - energia, która nie jest mierzona z powodu zastosowanej metody pomiarowej /nie mierzy się mocy rozwijanej przez zawodnika w kierunku różnym od kierunku pomiarowego czujnika i prędkości prostopadłej do kierunku naciągu linki/.

W celu obliczenia sprawności należy zmierzyć wysokość h i wykorzystać wynik odpowiedniego pomiaru objętości OT z tabeli 5.11.5.

SPRAWOZDANIE Z ĆWICZENIA: 5.11.

POMIAR INTENSYWNOŚCI I OBJĘTOŚCI OBCIĄŻENIA TRENINGOWEGO

	Imię i nazwisko	Rok studiów	Grupa	Data
Wykonał				

Ocena	Podpis

Masa badanego	
Wysokość ciała badanego	
Wiek badanego	
Dyscyplina sportu	
Klasa sportowa	

Tabela 5.11.2. Przyjęte wartości parametrów ćwiczenia oraz wartości docinków wzorcowych

m_r	m_z	m_c	r	v	ω_i	Q_p	Q	v_d	l_{Qp}	l_{Qd}	l_{vd}
kg	kg	kg	m	mm/s	$\frac{\text{rad}}{\text{s}}$	N	N	m/s	mm	mm	mm

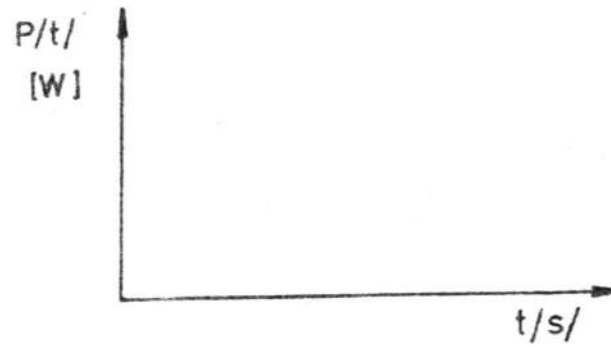
Tu przykleić wykresy z oscylografu.

Tabela 5.11.3. Współczynniki wzorcowania i zmierzone wartości pól

k_{Fz}	k_{Fd}	k_{vd}	k_t	k_{Tiz}	k_s	k_N	k_W	S_{vd}	S_{Fz}	S_P
$\frac{N}{\text{mm}}$	$\frac{N}{\text{mm}}$	$\frac{m}{\text{smm}}$	$\frac{s}{\text{mm}}$	$\frac{Ns}{\text{mm}^2}$	$\frac{m}{\text{mm}^2}$	$\frac{W}{\text{mm}^2}$	$\frac{J}{\text{mm}^2}$	mm ²	mm ²	mm ²

Tabela 5.11.4. Wyniki pomiarów mocy P.

1	l_{ti}	l_{vdi}	l_{Fdi}	P_i
-	mm	mm	mm	W
1				
2				
25				



Ryc.5.11.4. Zależność wartości mocy P od czasu t.

Tabela 5.11.5. Wartości parametrów opisujących obciążenie treningowe

Intensywność OT	$v_d/t/ \left[\frac{m}{s} \right]$	$F_z/t/ [N]$	$P/t/ [W]$
Czas trwania OT [s] [s] [s]
Maksymalna intensywność OT $\left[\frac{m}{s} \right]$ [N] [W]
Objętość OT [m] [Ns] [J]
Średnia intensywność OT $\left[\frac{m}{s} \right]$ [N] [W]
$W_u = Qh = \dots\dots\dots$		sprawność $\eta = \dots\dots\dots$	
$h = \dots\dots\dots [m]$			

1. Jakie są istotne różnice w opisywaniu obciążenia treningowego za pomocą prędkości, siły zewnętrznej i mocy rozwijanej przez zawodnika jako miar intensywności?
2. Jakie czynniki wpływające na efekt treningu nie są uwzględniane przez podanie miar intensywności w postaci mocy rozwijanej przez zawodnika P/t , siły zewnętrznej działającej na zawodnika F/t lub prędkości wybranego punktu v/t ?
3. Zaproponuj inny sposób pomiaru sprawności podczas podciągania podrzutowego z zastosowaniem znanej Ci aparatury pomiarowej?
4. Zaproponuj metodę pomiaru intensywności treningu w dowolnej dyscyplinie sportu.

5.12. Wykorzystanie elektrostymulacji do badania zjawiska superkompensacji mięśni po wysiłku.

I. Wstęp

O możliwości pobudzenia mięśnia za pomocą odpowiednio uformowanego bodźca elektrycznego wiadomo już z badań Volty przeprowadzonych w 1799 roku. Metoda stymulacji elektrycznej umożliwia całościowe lub selektywne pobudzanie mięśni. Szerokie zastosowanie znajduje elektrostymulacja w rehabilitacji. W ramach elektroterapii wykorzystuje się stymulację elektryczną do oceny stopnia napięcia mięśniowego u osób z dysfunkcją narządu ruchu pochodzenia neurogennego, sterowania pracą mięśni przez pobudzenie ich do skurczu, sterowania i wspomaganie pracy mięśnia sercowego, kontroli i wspomaganie zwieraczy, treningów automatyzmów pęcherza moczowego, poprawy ukrwienia obwodowego w chorobie Buergera oraz redukcji mięśnia w zanikach z nieczynności.

II. Cel ćwiczenia

Celem ćwiczenia jest:

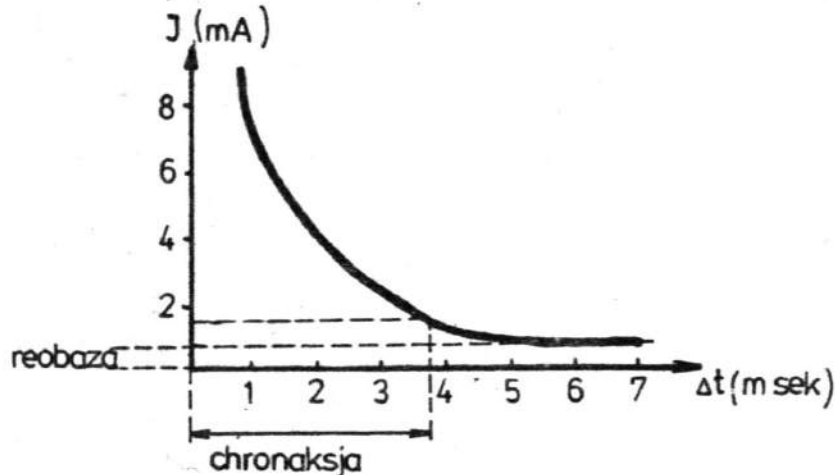
- zapoznanie studentów z możliwościami zastosowania stymulacji elektrycznej,
- określanie parametrów superkompensacji po wysiłku.

III. Wiadomości teoretyczne

1. Elektrostymulacja

Cechą charakterystyczną wszystkich komórek, tkanek żywych jest zdolność reagowania na działanie bodźców. Warunkiem wystąpienia pobudzenia jest dostarczenie w określonym czasie odpowiedniej ilości energii. Wartość natężenia bodźca konieczną do wywołania stanu pobudzenia nazywa się wartością progową bodźca. Jest zrozumiałe, że bodziec o natężeniu mniejszym od wartości progowej nie będzie wywoływał stanu pobudzenia. Miarą pobudliwości tkanek jest

między innymi chronaksja. Chronaksja jest to najkrótszy czas impulsu prądu stałego o natężeniu równym podwójnej reobazie, który powoduje reakcję tkanki. Wartość chronaksji wyraża się w jednostkach czasu /ryc.5.12.1/.



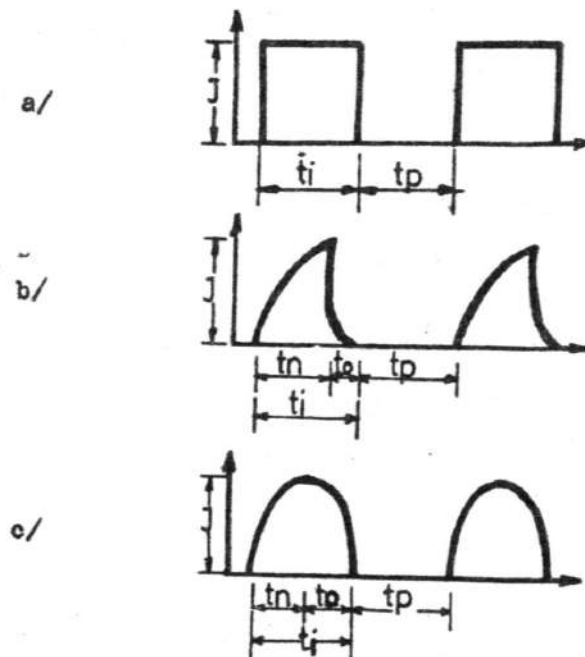
Ryc.5.12.1. Zależność prądu progowego od czasu działania bodźca.

Reobaza jest to najmniejsza /progowa/ wartość natężenia impulsu prostokątnego, która powoduje reakcję tkanki. W praktyce, do wyznaczenia reobazy wystarczy zastosować impuls trwający 1 sekundę. Wartość reobazy wyraża się w jednostkach natężenia. Duże wartości reobazy i chronaksji świadczą o małej pobudliwości tkanki i odwrotnie.

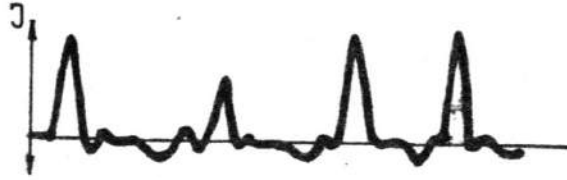
Urządzeniem służącym do pobudzania tkanek prądem elektrycznym jest elektrostymulator, a zabieg, w którym jest używany, nazywamy elektrostymulacją. W zależności od wielkości elektrod i punktu ich przyłożenia wyróżniamy elektrostymulację jednobiegunową i dwubiegunową. W elektrostymulacji jednobiegunowej mięsień lub nerw pobudza się elektrodą czynną, która jest mniejsza od elektrody biernej, umieszczonej na skórze w dostatecznie dużym oddaleniu. Powoduje to większą gęstość prądu pod elektrodą czynną. Elektrodę czynną przykładamy do skóry w miejscu odpowiadającym tzw. punktowi motorycz-

nemu. Wyróżnia się punkty motoryczne nerwów i mięśni. Punkt motoryczny nerwu odpowiada miejscu na skórze, w którym nerw znajduje się najbliższej jej powierzchni. Punkt motoryczny mięśnia znajduje się w miejscu, w którym nerw wnika do mięśnia. Metoda elektrostymulacji dwubiegunowej polega na ułożeniu na skórze dwóch równej wielkości elektrod w pobliżu przyczepów mięśnia /w miejscu przejścia mięśnia w ścięgno/. W metodzie tej biegun ujemny łączy się z elektrodą ułożoną obwodowo.

W elektrostymulacji używa się prądów o częstotliwości od 0,5 do 500 Hz złożonych z impulsów elektrycznych o różnym kształcie. Wyróżniamy prądy o przebiegu prostokątnym, trójkątnym, sinusoidalnym składającym się z impulsów stanowiących połówkę sinusoidy /ryc.5.12.2/ oraz prądu faradycznego /ryc.5.12.3/.



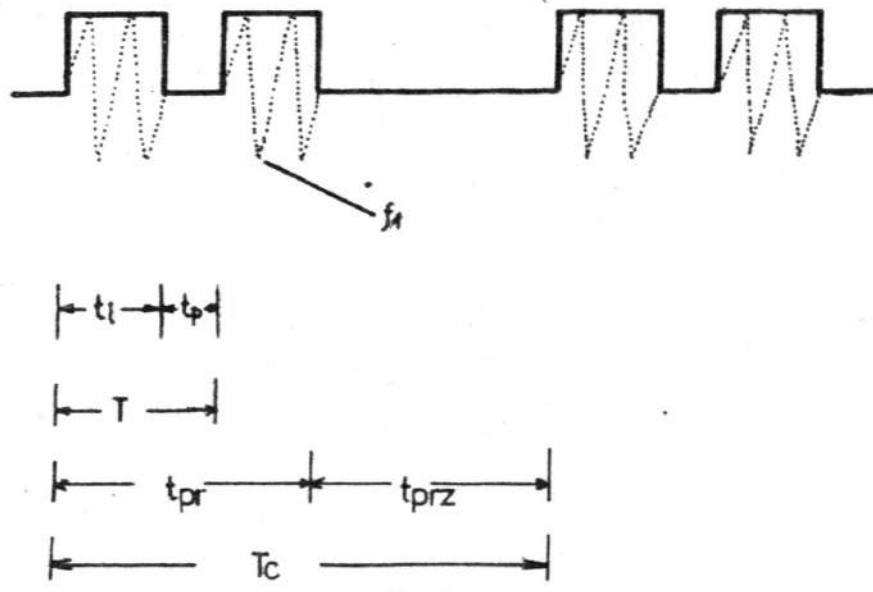
Ryc.5.12.2. Parametry impulsów prostokątnego /a/, trójkątnego /b/ i sinusoidalnego /c/: t_i - czas trwania impulsu, t_p - czas przerwy, t_n - czas narastania natężenia, t_o - czas opadania, I - natężenie.



Ryc.5.12.3. Prąd faradyczny.

Prąd faradyczny jest asymetrycznym prądem indukcyjnym o częstotliwości od 50 do 100 Hz, który otrzymuje się z induktora. Wywołuje tępcowy skurcz mięśnia, trwający przez cały czas jego przepływu. Działające na mięsień w krótkich odstępach czasu impulsy, uniemożliwiają jego rozkurcz. Zgodnie z prawem Du Bois Reymonda, które głosi, że przyczyną powstania bodźca nie jest sam prąd, lecz dostatecznie szybka zmiana jego natężenia w czasie, najskuteczniejszym bodźcem jest prąd prostokątny. Cechą charakterystyczną jest bardzo krótki, bliski zera czas narastania i opadania wartości natężenia. Na rycinie 5.12.4 przedstawiono przykładowy sygnał prądu używanego do stymulacji, gdzie:

- f_1 - częstotliwość nośna,
- f_2 - częstotliwość impulsów $/f_2 = \frac{1}{T}/$,
- I - amplituda natężenia impulsów,
- t_1 - czas trwania impulsu,
- t_p - czas przerwy,
- T - okres, który jest sumą czasu trwania impulsu i następującej po niej przerwy $/T = t_1 + t_p/$,
- τ - okres wypełnienia, który jest stosunkiem czasu trwania impulsu do okresu $/\tau = \frac{t_1}{T}/$, określa stopień wypełnienia impulsami przebiegu każdego prądu impulsowego,
- t_{pr} - czas projekcji bodźca,
- t_{prz} - czas przerwy odpoczynku,
- T_c - okres cyklu $/T_c = t_{pr} + t_{prz}/$.



Ryc.5.12.4. Parametry prądu stosowanego w stymulacji. Objśnienia w tekście.

Znajomość powyższych zależności jest niezbędna do wykonywania zabiegów przy użyciu prądów impulsowych.

Przykład. Mamy wykonać zabieg aparatem posiadającym regulację czasu trwania impulsu t_1 oraz regulację ich częstotliwości. Obliczyć czas trwania impulsu t_1 , jeżeli częstotliwość impulsów f wynosi 80 Hz a okres wypełnienia τ jest równy 20%.

$$\tau = \frac{t_1}{T} \quad /5.12.1/$$

$$f = \frac{1}{T} \quad T = \frac{1}{f} \quad /5.12.2/$$

Jeżeli za T podstawimy $\frac{1}{f}$, to:

$$\tau = \frac{t_1}{\frac{1}{f}} = t_1 \cdot f \quad t_1 = \frac{\tau}{f} \quad /5.12.3/$$

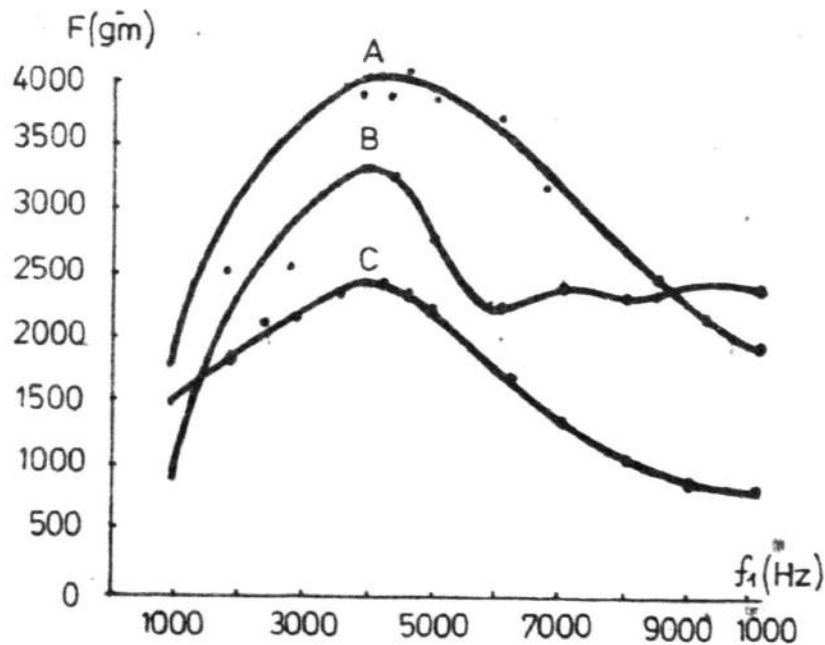
$$t_1 = \frac{0,20}{80} S = 0,0025 \text{ s}$$

/5.12.4/

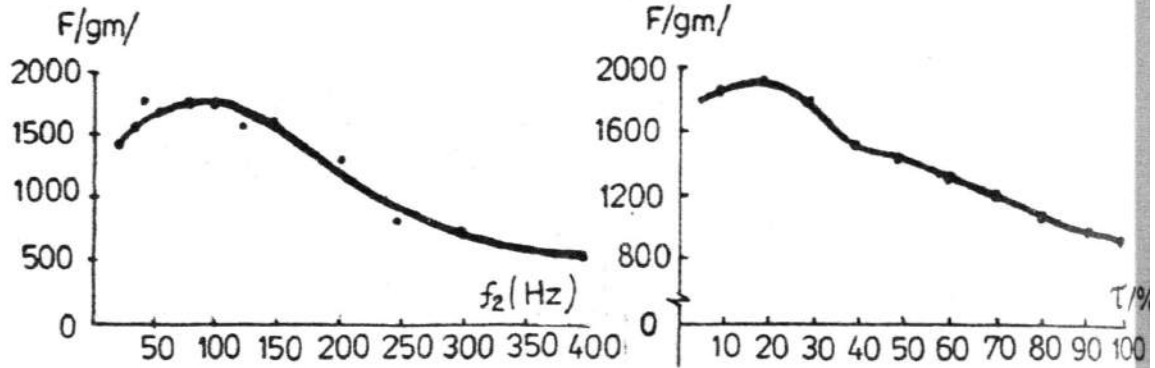
$$[t_1] = \left[\frac{1}{\text{Hz}} \right] = \left[\frac{1}{\text{s}} \right] = [s]$$

Czas trwania impulsu t_1 wynosi 2,5 milisekundy.

W badaniach optymalizujących parametry prądu stymulacyjnego wywołującego maksymalny moment mięśniowy otrzymano maksymalną siłową odpowiedź mięśnia na bodziec w funkcji częstotliwości nośnej w przedziale 2500-5000 Hz /ryc.5.12.5/, a maksymalną siłę rozwijał mięsień przy częstotliwości impulsów 80 Hz /ryc.5.12.6/ i okresie wypełnienia 20% /ryc.5.12.7/. Badanie wielkości siłowej odpowiedzi mięśnia w funkcji wielkości amplitudy natężenia dla częstotliwości impulsów jest ograniczone występowaniem tzw. bariery bólowej. Zmiana częstotliwości na wyższą pozwala badanemu znosić większe amplitudy prądu, które nie powodują jednak zwiększenia siłowych odpowiedzi, lecz ich zmniejszenie /ryc.5.12.8/.

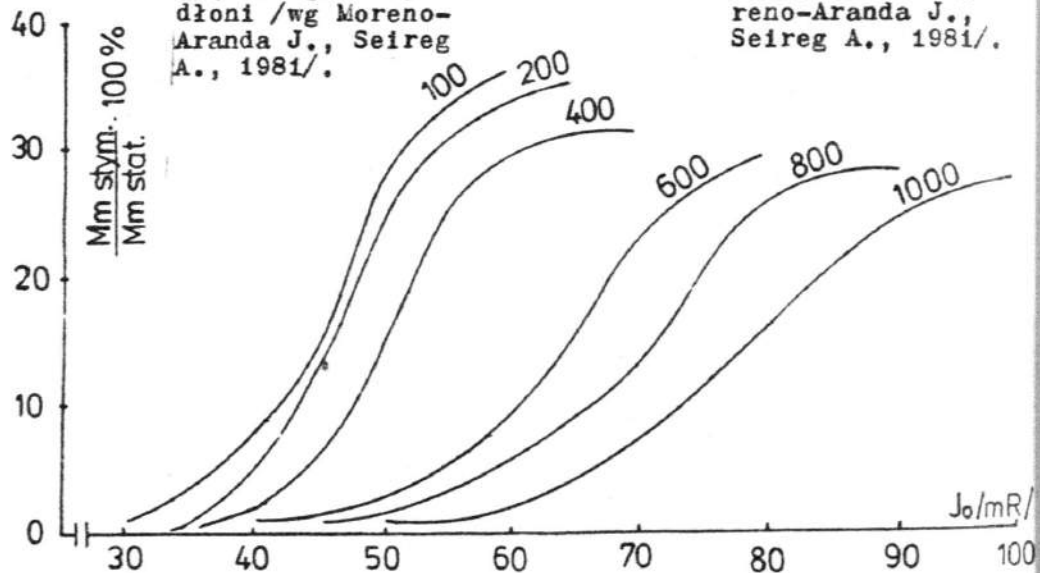


Ryc.5.12.5. Zależność siły od częstotliwości nośnej f_1 dla mięśni:
A - zginaczy podszwowych stopy, B- zginaczy dłoni,
C - dwugłowego ramienia /wg Moreno-Aranda J., Seireg A., 1981/.



Ryc.5.12.6. Zależność siły od częstotliwości impulsów f_2 dla mięśni zginaczy dłoni /wg Moreno-Aranda J., Seireg A., 1981/.

Ryc.5.12.7. Zależność siły od okresu wypełnienia τ dla mięśni zginaczy dłoni /wg Moreno-Aranda J., Seireg A., 1981/.

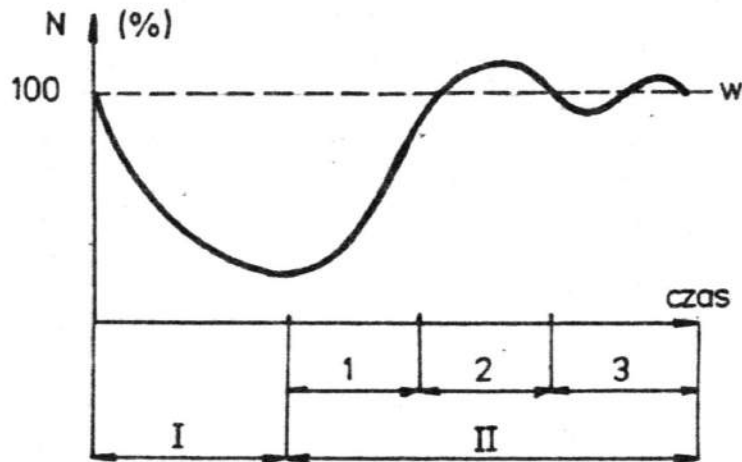


Ryc.5.12.8. Zależność siły, mierzonej stosunkiem momentu siły stymulacyjnej - $M_{m \text{ stym}}$ do momentu siły statycznej $M_{m \text{ stat}}$ od amplitudy prądu stymulacyjnego dla częstotliwości impulsów w przedziale od 100 Hz do 1000 Hz /wg Kopański R. i wsp., 1981/.

Otrzymane charakterystyki są podobne u różnych badanych i dla różnych mięśni, różnią się tylko wielkością rozwijanego maksymalnego momentu zewnętrznego oraz natężenia prądu stymulacyjnego. Wstępne napięcie mięśnia, przed zadziałaniem bodźca, zmniejsza nieprzyjemne wrażenia czuciowe.

2. Zjawisko superkompensacji

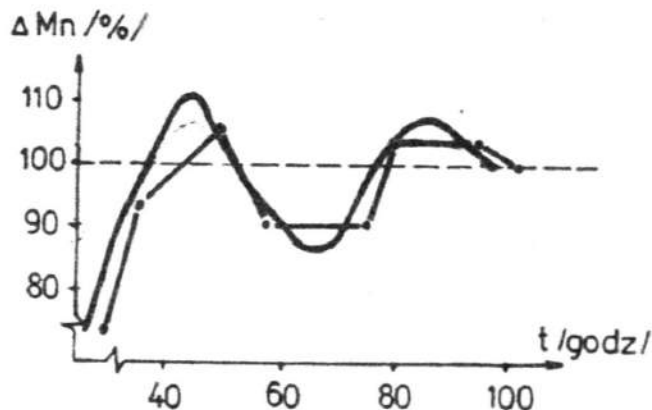
Każdy wysiłek fizyczny w zależności od obciążenia wywołuje zmiany w organizmie człowieka. Badania przebiegu zmian cech fizycznych po różnego rodzaju obciążeniach treningowych mają istotne znaczenie w procesie treningowym. Przyjmuje się, że przebieg zmian /np. procesów biochemicznych/ po wysiłku ma charakter drgań gasnących, określanych przez Weigerta jako zjawisko superkompensacji. Na rycinie 5.12.9 przedstawiono schematycznie przebieg procesu utraty i odnowy substancji energetycznych ulegających rozpadowi w czasie pracy mięśni oraz odbudowie w fazie wypoczynku.



Ryc.5.12.9. Przykładowy przebieg procesu utraty i odnowy substancji energetycznych ulegających rozpadowi w czasie pracy mięśnia oraz odbudowie w fazie wypoczynku. I - praca mięśnia, II - wypoczynek, 1 - faza odnowy, 2 - faza superkompensacji, 3 - faza równowagi, w - poziom wyjściowy przed rozpoczęciem pracy.

W czasie pracy mięśnia /I/ następuje rozpad źródeł energetycznych oraz gromadzenie się w tkankach produktów przemiany np. kwasu mlekowego, ciał ketonowych i innych. W czasie wypoczynku /II/ ustaje rozpad źródeł energetycznych, rozpoczyna się ich resynteza i powrót do poziomu wyjściowego /faza 1/. Co prawda resynteza ATP, fo-

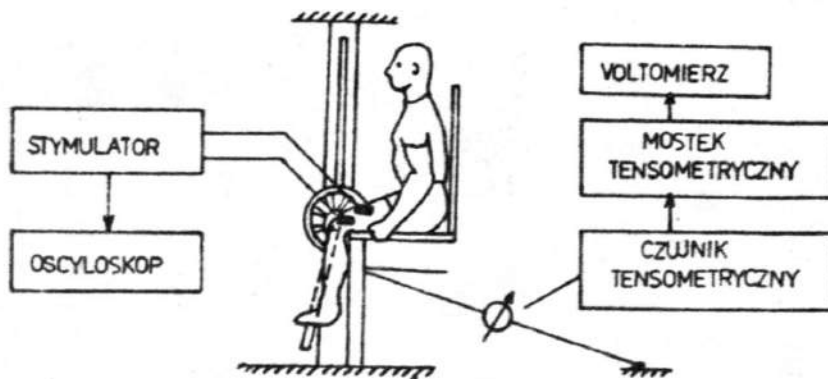
sfokreatyny i glikogenu odbywa się częściowo w czasie pracy, lecz równocześnie odbywa się intensywny rozpad, co w sumie powoduje ogólne obniżenie się poziomu tych substancji. W fazie 2 obserwujemy "nadprodukcję" źródeł energetycznych w mięśniu, co określono jako superkompensację. W fazie równowagi /3/ obserwujemy powrót do poziomu wyjściowego. Badania zjawiska superkompensacji źródeł energetycznych i siły wykazują ich synchronizację /ryc.5.12.10/. Dlatego do badania tego zjawiska możemy wykorzystać efekt siłowej odpowiedzi mięśnia na bodziec elektryczny.



Ryc.5.12.10. Przebieg zmian procentowych wartości sumy momentów siły 10 zespołów mięśniowych po treningu ciężkim oraz wynik aproksymacji danych u jednego z badanych /wg Wit A. i wsp., 1985/.

3. Opis stanowiska

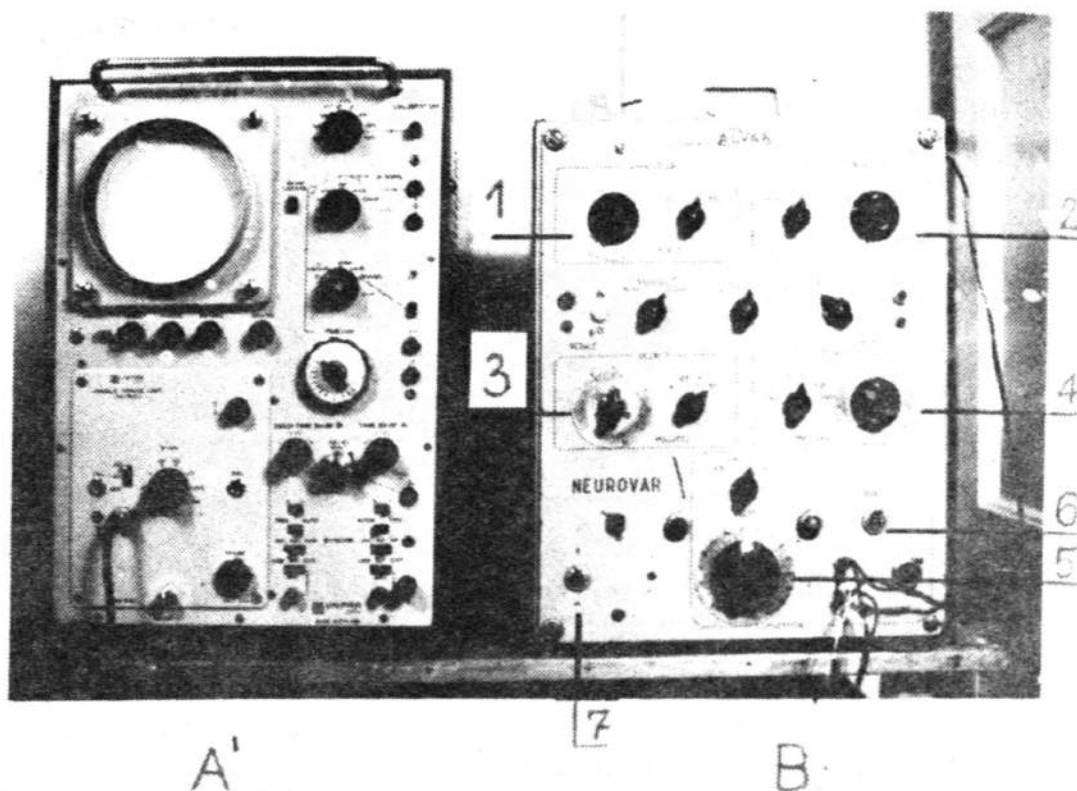
Pomiarów czasu wystąpienia superkompensacji dokonujemy na stanowisku do pomiarów prędkości w funkcji siły z zastosowaniem toru pomiarowego złożonego ze stymulatora elektrycznego typu "Alwar", oscyloskopu, skoby tensometrycznej, mostka tensometrycznego i woltomierza /ryc.5.12.11/.



Ryc.5.12.11. Schemat stanowiska do pomiarów czasu wystąpienia superkompensacji.

Elektrostymulator "Alwar" /ryc.5.12.12/ jest to aparat zasilany prądem zmiennym z sieci 220 V, 50 Hz. Wartość generowanego napięcia prądu prostokątnego wynosi 0-150 V. Czas trwania impulsów i przerw między nimi jest regulowany płynnie w zakresie od 0 ms do 100 ms, a czas projekcji w zakresie 0-1000 ms. Częstotliwość zmian napięcia można regulować od 0 do 1000 Hz.

Do obserwacji impulsów prądu stymulacyjnego używamy oscyloskopu, gdzie przebieg zmian obserwuje się na ekranie. Badanego sadzamy na stanowisku do pomiaru $\omega = f/Mr/$ w stawie kolanowym. Stabilizujemy pasami uda oraz tułów do oparcia siedziska. Stosujemy stymulację powierzchniową mięśnia czworogłowego uda umieszczając elektrody na powierzchni uda kończyny badanej. Moment siły jest rozwijany przez mięśnie za pomocą bodźca elektrycznego stymulatora o parametrach: częstotliwość impulsów $f = 80$ Hz, okres wypełnienia $\tau = 20\%$, czas trwania impulsu $t_1 = 2,5$ ms, czas przerwy $t_p = 10$ ms, czas projekcji bodźca $t_{pr} = 2$ s, czas przerwy odpoczynku $t_{prz} = 1$ min. Prostowniki kolana kurcząc się, prostują kończynę dolną w stawie kolanowym, która naciska na dźwignię obrotową do której przymocowany jest czujnik tensometryczny.



Ryc.5.12.12. Oscyloskop /A/ i elektrostymulator "Alwar" /B/.

Opis płyty czołowej elektrostymulatora:

- 1 - pokrętło regulacji częstotliwości impulsów,
- 2 - pokrętło regulacji czasu trwania impulsów,
- 3 - pokrętło regulacji czasu przerw,
- 4 - pokrętło regulacji czasu projekcji,
- 5 - pokrętło regulacji napięcia prądu stymulacyjnego,
- 6 - przełącznik napięcia prądu na elektrody /Arret/,
- 7 - przełącznik zasilania sieciowego.

IV. Przebieg ćwiczenia

1. Zestawić aparaturę i po sprawdzeniu przez asystenta podłączyć do sieci:

a/ Stymulator "Alwar":

- pokrętła regulacji natężenia, częstotliwości prądu, czasów trwania i przerw impulsów ustawić w położenie zero,
- przełącznik napięcia prądu na elektrody wyłączony,
- przełącznikiem /7/ włączyć zasilanie.

b/ Oscyloskop:

- przełącznikiem "mains" włączyć zasilanie.

c/ Mostek tensometryczny:

- przełącznikiem "sieć" włączyć zasilanie.

d/ Woltomierz:

- przełącznikiem "sieć" włączyć zasilanie.

2. Przygotowanie badanego:

- badany zajmuje miejsce na stanowisku pomiarowym,
- zwilżone elektrody mocujemy na powierzchni uda kończyny badanej: elektroda czynna /-/ proksymalnie, elektroda bierna /+/ dystalnie,
- ustawić na stymulatorze następujące parametry prądu stymulacyjnego:
 - regulator 1 - częstotliwość impulsów $f = 80 \text{ Hz}$,
 - regulator 2 - czas trwania pojedynczego impulsu $t_1 = 2,5 \text{ ms}$,
 - regulator 3 - czas przerwy $t_{prz} = 1 \text{ min}$,
 - regulator 4 - czas projekcji $t_{pr} = 2 \text{ sek}$,
 - regulator 5 - napięcie prądu stymulacyjnego I dobrać dla każdego badanego tak, by otrzymać maksymalną siłową odpowiedź mięśnia na bodziec bez odczucia bólu.

3. Dokonać zapisu maksymalnego momentu siły podczas stymulacji:

$$F_{\max_{stym}} = 100\% Mm_w$$

4. Przeprowadzenie pomiaru

Badany wykonuje na stanowisku pomiarowym $\omega = f/Mr/$ 12- sekundowy wysiłek z częstotliwością 1,5 Hz:

a/ dynamiczny z momentem oporującym, dla którego moc była największa. Opis powyższego pomiaru znajduje się w instrukcji do ćwiczeń "Model mięśnia Hilla i pomiar prędkości rozwijanej przez prostowniki stawu kolanowego w zależności od wartości momentu obciążającego staw". Jako miarę obciążenia przyjęto średnią moc maksymalną prostowania kończyn dolnych w stawie kolanowym;

b/ 12-sekundowy wysiłek statyczny - z momentem oporującym, dla którego moc była największa. Badany jest stabilizowany pasami, utrzymuje wyprostowaną w stawie kolanowym kończynę. Na-

stępnie co minutę dokonujemy pomiaru MSMS stymulując badanego przez około 10 minut. Wyniki pomiaru napięcia odpowiadającego momentowi siły wpisać do tabeli 5.12.1.

V. Opracowanie wyników pomiarowych

1. Na podstawie zmierzonego napięcia, obliczyć rozwijany moment siły korzystając z zależności:

$$M_m = k_m \cdot U \quad /5.12.5/$$

gdzie: M_m - moment siły /N·m/,
 U - zmierzone napięcie /V/,
 k_m - stały współczynnik /N·m·V⁻¹/.

2. Sporządzić wykres zależności M_m w funkcji czasu.
3. Oblicz i zaznacz na wykresie:
 M_{m_w} - wyjściowy moment siły,
 t_1 - czas trwania fazy od zakończenia pracy do powrotu wartości do poziomu wyjściowego,
 t_2 - czas trwania superkompensacji
4. Podaj w procentach wartość maksymalnej różnicy momentu siły M_m w stosunku do momentu wyjściowego M_{m_w} .

SPRAWOZDANIE Z ĆWICZENIA: 5.12
WYKORZYSTANIE ELEKTROSTYMULACJI DO BADANIA ZJAWISKA
SUPERKOMPENSACJI MIĘŚNI PO WYSILKU

	Imię i nazwisko	Rok studiów	Grupa	Data
Wykonał				

Ocena	Podpis

Wiek badanego
Wysokość ciała badanego
Masa badanego
Dyscyplina sportowa
Staż zawodniczy

1. Wyniki pomiarów napięcia odpowiadającego momentowi siły wpisać do tabeli 5.12.1 i obliczyć rozwijany moment siły.

Tabela 5.12.1. Wyniki pomiarów napięcia odpowiadającego momentowi siły

Rodzaj wysiłku, $k_m = \dots\dots\dots$

t /min/	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
U /V/											
M _m /N·m/											

W czasie t/0/ wpisać wyjściowy moment siły M_w.

2. Wyniki pomiaru obciążenia wpisać do tabeli 5.12.2.

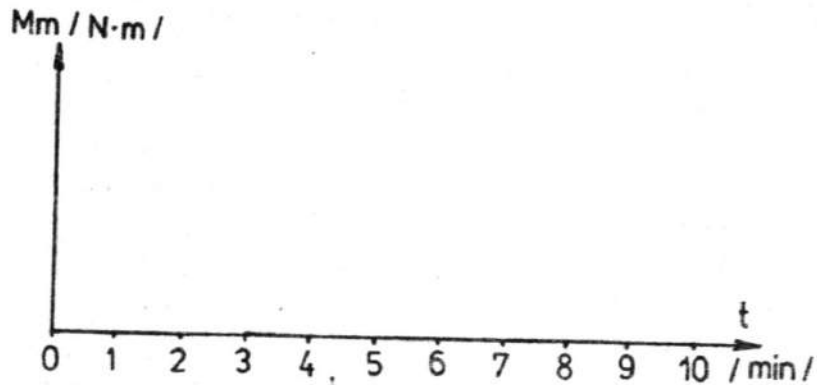
Tabela 5.12.2. Wyniki pomiaru obciążenia

Wartość momentu oporującego M_r = /N·m/

Lp	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
t /ms/										
P /W/										

Średnia moc maksymalna prostowania kończyny dolnej w stawie kolanowym wynosi

3. Sporządzić wykres zależności M_m w funkcji czasu dla wysiłków:
a/ dynamicznego b/ statycznego.



Ryc.5.12.13. Zależność wartości momentu siły M_m od czasu t .

4. Oblicz i zaznacz na wykresie:

M_{m_w} - wyjściowy moment siły, $M_{m_w} = \dots$

t_1 - czas trwania fazy od zakończenia pracy do powrotu wartości do poziomu wyjściowego, $t_1 = \dots$

t_2 - czas trwania superkompensacji, $t_2 = \dots$

5. Podaj w procentach wartość maksymalnej różnicy momentu siły M_m w stosunku do momentu wyjściowego M_{m_w} .

6. Jakie korzyści może uzyskać trener z tego typu badań?

7. Wnioski i uwagi dotyczące przebiegu eksperymentu.

5.13. Charakterystyka parametrów siłowej odpowiedzi mięśnia na bodziec elektryczny

I. Wstęp

Jednym z głównych zagadnień interesujących trenerów i zawodników jest to, jakie predyspozycje wrodzone lub nabyte w trakcie treningu sportowego mają wpływ na uzyskany przez zawodnika rezultat sportowy. Mięśnie szkieletowe zawodników uprawiających różne dyscypliny sportowe wykazują różną strukturę włókien mięśniowych. Mięśnie zawodników dyscyplin wytrzymałościowych wykazują większy udział włókien wolnokurczliwych /ST - slow twitch fibers/, a u zawodników dyscyplin szybkościowych obserwuje się większy udział włókien szybko kurczliwych /FT - fast twitch fibers/. Badanie predyspozycji danego zespołu mięśni do rodzaju wysiłku pozwala pośrednio wnioskować o kompozycji mięśnia bez potrzeby pobierania próbek za pomocą biopsji oraz umożliwia dokonywanie wstępnej selekcji młodzieży do poszczególnych dyscyplin sportowych /szczególnie LA/. Analiza parametrów szybkościowych i szybkościowo-siłowych mięśni może służyć do kontroli stanu wytrenowania.

II. Cel ćwiczeń

Celem ćwiczeń jest zapoznanie studentów z możliwością wykorzystania stymulacji elektrycznej do zadawania ściśle określonego bodźca w celu określenia czasu, szybkości narastania i spadku momentu siły.

III. Wiadomości teoretyczne

1. Wprowadzenie

W mięśniu szkieletowym człowieka wyróżniamy dwa typy włókien mięśniowych: wolnokurczliwe /ST/ i szybko kurczliwe /FT/. Włókna wolnokurczliwe uzyskują energię do skurczu podczas procesów tle-

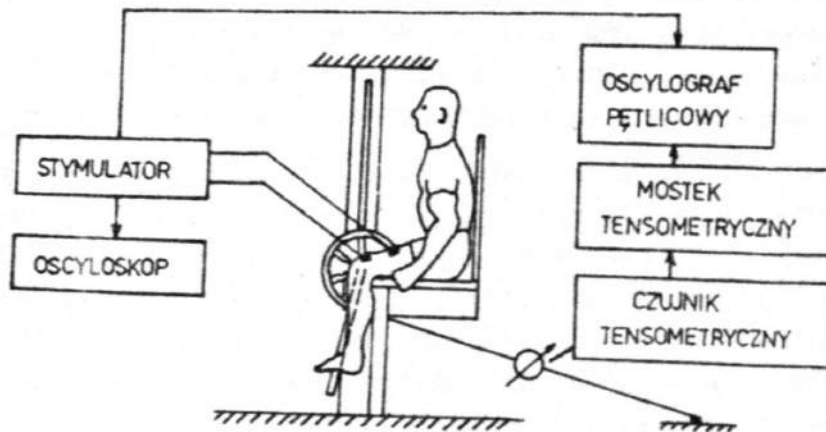
nowych. Włókna te, w porównaniu z włóknami FT, cechuje wyższa zawartość mitochondriów oraz wyższa aktywność procesów oksydacyjnych. Charakteryzują się większą odpornością na zmęczenie, krótszym czasem skracania. Maksymalne napłęcie występuje u nich po 80 ms. Wyróżniamy włókna szybkokurczliwe glikolityczno-tlenowe /FTa/ i glikolityczne /FTb/. Stwierdza się u nich wyższą niż we włóknach ST aktywność enzymów katalizujących przemiany w przebiegu glikolizy. Posiadają krótszy czas reakcji. Czas skurczu włókien FT wynosi w przybliżeniu 30 ms. Szybciej rozwijają siłę, pracują przy najwyższych prędkościach i sile, ale wykazują większy spadek siły i większą akumulację kwasu mlekowego niż włókna ST.

W zależności od składu włókien mięśniowych mięśnie szkieletowe charakteryzują się różnym czasem oraz szybkością narastania i spadku siły. Zależność F/t/ możemy określić za pomocą elektrostymulacji, tj. metody pozwalającej badać efekt siłowej odpowiedzi mięśnia na bodziec elektryczny. Badając zależność pomiędzy czasem narastania i spadku siły oraz średnią szybkością narastania i spadku siły mięśni zawodników uprawiających dyscypliny szybkościowe i wytrzymałościowe okazało się, że zawodnicy dyscyplin wytrzymałościowych uzyskiwali znacznie dłuższe czasy i mniejsze średnie prędkości narastania siły niż przedstawiciele dyscyplin szybkościowych. Parametrami istotnie różnicującymi charakterystyki mięśni są czasy skurczu, rozkurczu oraz średnie szybkości narastania i spadku siły.

2. Opis stanowiska

Stanowisko do pomiarów czasu, szybkości narastania i spadku momentu siły składa się z dwóch części: stanowiska do pomiaru prędkości w funkcji siły oraz toru pomiarowego złożonego ze stimulatora elektrycznego typu "Alwar", oscyloskopu, skoby tensometrycznej, mostka tensometrycznego i oscylografu pętlicowego N-115 /ryc. 5.13.1/. Badany zajmuje miejsce na stanowisku do pomiaru $\dot{W} = f/Mm/$ w stawie kolanowym. Stabilizujemy pasami udo oraz tułów do oparcia siedziska. W celu określenia charakterystyk F/t/ stosu-

jemy stymulację powierzchniową mięśnia czworogłowego uda umieszczając elektrody na powierzchni uda kończyny badanej. Mięsień, pod wpływem bodźca elektrycznego kurcząc się, prostuje kończynę dolną w stawie kolanowym, która naciskając na dźwignię obrotową, do której przymocowany jest czujnik tensometryczny, rozciąga go. Na oscylografie pętlicowym rejestrowana jest charakterystyka F/t oraz impuls stymulacyjny.



Ryc. 5.13.1. Stanowisko do pomiaru czasu, szybkości narastania i spadku momentu siły.

IV. Przebieg ćwiczenia

1. Zestawić aparaturę i po sprawdzeniu przez asystenta podłączyć do sieci.

a/ Stymulator "Alwar":

- pokrętkę regulacji napięcia, częstotliwości prądu, czasów trwania i przerw impulsów ustawić w położenie zero,
- przełącznik napięcia prądu na elektrody wyłączony,
- włączyć zasilanie przełącznikiem "SIEĆ" w położenie /M/.

b/ Oscyloskop katodowy:

- przełącznikiem "SIEĆ" włączyć zasilanie.

c/ Mostek tensometryczny:

- przełącznikiem "SIEĆ" włączyć mostek tensometryczny, do którego podłączona jest skoba tensometryczna.

d/ Oscylograf pętlicowy:

- przełącznikiem "SIEĆ" włączyć zasilacz,
- przełącznikiem "SIEĆ" włączyć rejestrator,
- przełącznik "lampa rtęciowa" na rejestratorze ustawić w położenie "włączony". Przed przystąpieniem do pomiarów należy poczekać do momentu włączenia lampy rtęciowej sygnalizowanego przez pojawienie się świetlnych plamek na skali rejestratora
- ustawić na rejestratorze żadaną szybkość przesuwu papieru.

2. Przygotowanie badanego:

- badany zajmuje miejsce na stanowisku pomiarowym,
- nawilżone elektrody mocujemy na powierzchni uda kończyny badanej: elektroda czynna /-/ proksymalnie, elektroda bierna /+/ dystalnie,
- ustawić na stymulatorze następujące parametry prądu stymulacyjnego: częstotliwość impulsów $f = 80 \text{ Hz}$,
czas trwania pojedynczego impulsu $t_1 = 2,5 \text{ ms}$,
czas projekcji $t_{pr} = 2 \text{ s}$,
czas przerwy $t_{prz} = 2 \text{ min}$,
- przełącznik "Arret" w położenie włączające prąd na elektrody. Napięcie prądu stymulacyjnego I dobrać indywidualnie dla każdego badanego tak, by otrzymać maksymalną siłową odpowiedź mięśnia na bodziec elektryczny bez odczucia bólu.

3. Przeprowadzenie pomiaru:

- uruchomić zapis rejestratora oscylografu pętlicowego jednocześnie wyzwalając impuls prądu elektrycznego ze stymulatora
- po zakończeniu pomiarów rozłączyć tor pomiarowy.

V. Opracowanie wyników pomiarowych

1. Obliczyć moment siły rozwinięty przez stymulowany mięsień wg wzoru:

$$M_m = F_g \cdot r_g$$

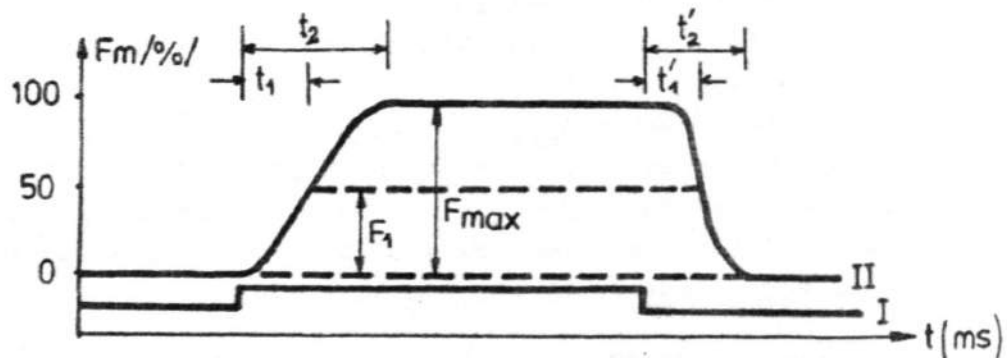
/5.13.1/

gdzie: F_z - siła zewnętrzna rozwijana w skurczu dowolnym lub wymuszonym /stymulacja/; $F_z = U \cdot k_n$ gdzie: U - zmierzone napięcie /V/, k_n - stały współczynnik / $N \cdot V^{-1}$ /

r_z - ramię siły zewnętrznej.

2. Z badać następujące parametry krzywej F/t /ryc.5.13.2/:

- t_1 - czas uzyskania 50% siły maksymalnej / $F_1 = 50\% F_{max}$ /,
 - t_2 - czas uzyskania siły maksymalnej / F_{max} /,
 - v_1 - średnia szybkość narastania siły do 50% F_{max} , $v_1 = \frac{F_1}{t_1}$
 - v_2 - średnia szybkość narastania siły do F_{max} , $v_2 = \frac{F_{max}}{t_2}$
 - t'_1 - czas spadku siły do 50% F_{max} / F'_1 /,
 - t'_2 - czas spadku siły do poziomu wyjściowego,
 - v'_1 - średnia szybkość spadku siły do 50% F_{max} , $v'_1 = \frac{F'_1}{t'_1}$
 - v'_2 - średnia szybkość spadku siły do poziomu wyjściowego,
- $$v'_2 = \frac{F_{max}}{t'_2}$$



Ryc.5.13.2. Przykładowy schemat zapisu siłowej odpowiedzi mięśnia trójgłowego łydki na bodziec elektryczny. I - impuls stymulacyjny, II - krzywa F/t , Objaśnienia w tekście.

a uzyskane wyniki pomiarów wpisać do tabeli 5.13.2.

Średnią arytmetyczną \bar{x} obliczamy wg wzoru:

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \cdot \sum_{i=1}^n x_i = \frac{x_1 + x_2 + \dots + x_n}{n} \quad /5.13.2/$$

Standardowe odchylenie Δ , które jest miarą rozproszenia wyników względem jakiegoś punktu /np. średniej wartości/, obliczamy wg wzoru:

$$\begin{aligned} \Delta &= \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n /x_i - \bar{x}/^2} = \\ &= \sqrt{\frac{/x_1 - \bar{x}/^2 + /x_2 - \bar{x}/^2 + \dots + /x_n - \bar{x}/^2}{n-1}} \quad /5.13.3/ \end{aligned}$$

3. Sprawdzić, czy otrzymane parametry krzywych F/t/ różnicują zawodników uprawiających różne typy dyscyplin sportowych /np. LA, sprinterzy i długodystansowcy/.

Aby stwierdzić, czy uzyskane parametry różnią się istotnie, należy obliczyć łączną wariancję \hat{s} dwu wartości wg wzoru:

$$\hat{s} = \frac{n_1 \Delta_1^2 + n_2 \Delta_2^2}{n_1 + n_2 - 2} \quad /5.13.4/$$

Następnie obliczamy błąd standardowy różnicy obu średnich

$$\begin{aligned} /s_{\bar{x}_1 - \bar{x}_2}/ \\ s_{\bar{x}_1 - \bar{x}_2} = \hat{s} \sqrt{\frac{1}{n_1} + \frac{1}{n_2}} \quad /5.13.5/ \end{aligned}$$

Podstawiając za \hat{s} zależność /5.13.4/ otrzymujemy:

$$s_{\bar{x}_1 - \bar{x}_2} = \sqrt{\frac{n_1^2 \Delta_1^2 + n_2^2 \Delta_2^2}{n_1 + n_2 - 2}} \cdot \sqrt{\frac{1}{n_1} + \frac{1}{n_2}} \quad /5.13.6/$$

Średnie w obu populacjach są różne, gdy różnice między średnimi arytmetycznymi przekroczy co do bezwzględnej wartości liczb-

bę $\lambda_{\alpha}^{s_{\bar{x}_1 - \bar{x}_2}}$, co możemy zapisać:

$$|\bar{x}_1 - \bar{x}_2| > \lambda_{\alpha}^{s_{\bar{x}_1 - \bar{x}_2}} \quad /5.13.7/$$

Dla liczebności w próbkach $/n < 30/$ współczynnik zależy jeszcze od liczby obserwacji, a ściślej mówiąc od liczby:

$$f = n_1 + n_2 - 2 \quad /5.13.8/$$

Liczbę $/f/$ nazywamy liczbą stopni swobody. W tym przypadku współczynnik $/\lambda/$ występujący w wartości krytycznej oznaczamy symbolem $/t_{f, \alpha}/$. Wartość jego odczytujemy dla różnych poziomów istotności w tabelicy rozkładu Studenta $/tab. 5.13.1/$.

Jeżeli okaże się, że $|\bar{x}_1 - \bar{x}_2| > t_{f, \alpha}$ to mówimy, że średnie różnią się na poziomie istotności $/\alpha/$.

Przykład. Pomierzono pojemność życiową płuc 7 pływaków i 13 ciężarowców. Średnie arytmetyczne i standardowe odchylenia wynosiły odpowiednio $\bar{x}_1 = 5,654 /l/, \Delta_1 = 0,646 /l/, \bar{x}_2 = 4,436 /l/, \Delta_2 = 0,477$. Czy na podstawie tych wyników można twierdzić, że średnia pojemność życiowa płuc u ogółu pływaków jest inna niż u ciężarowców?

Najpierw, korzystając ze wzoru $/5.13.4/$, obliczamy łączną wariancję obu wartości:

$$\hat{s}^2 = \frac{n_1 \Delta_1^2 + n_2 \Delta_2^2}{n_1 + n_2 - 2} \quad /5.13.9/$$

$$\hat{s}^2 = \frac{7 \cdot 0,646^2 + 13 \cdot 0,477^2}{7 + 13 - 2} = \frac{7 \cdot 0,417 + 13 \cdot 0,227}{18} = \frac{2,92 + 2,95}{18} = \frac{5,87}{18}$$

$$\hat{s}^2 = 0,326$$

Następnie obliczamy błąd standardowy różnicy obu średnich wg wzoru $/5.13.5/$:

$$s_{\bar{x}_1 - \bar{x}_2} = \hat{s} \sqrt{\frac{1}{n_1} + \frac{1}{n_2}} \quad /5.13.10/$$

$$s_{\bar{x}_1 - \bar{x}_2} = \sqrt{0,326} \cdot \sqrt{\frac{1}{7} + \frac{1}{13}} = \sqrt{0,326} \cdot \sqrt{0,220} \quad /5.13.11/$$

$$s_{\bar{x}_1 - \bar{x}_2} = 0,268 \quad /5.13.12/$$

Liczba stopni swobody wynosi /5.13.8/:

$$f = 7 + 13 - 2 = 18 \quad /5.13.13/$$

Z tablicy I odczytujemy wartość $t_{f,\alpha}$ dla poziomu istotności $\alpha = 0,05$ i liczby stopni swobody $f = 18$.

$$t_{18;0,05} = 2,10 \quad /5.13.14/$$

Zatem wartość krytyczna $t_{f,\alpha}$ wynosi:

$$t_{f,\alpha} \cdot s_{\bar{x}_1 - \bar{x}_2} = 2,10 \cdot 0,268 = 0,563 \quad /5.13.15/$$

Ponieważ różnica obu średnich rytmetycznych

$$\bar{x}_1 - \bar{x}_2 = 5,654 - 4,436 = 1,218 \quad /5.13.16/$$

przekracza wartość krytyczną

$$|\bar{x}_1 - \bar{x}_2| > t_{f,\alpha} \quad /5.13.17/$$

$$1,218 > 0,563 \quad /5.13.18/$$

to możemy stwierdzić, że średnia pojemność życiowa płuc pływaków różni się od średniej pojemności życiowej ciężarowców na poziomie istotności $\alpha = 0,05$.

Tabela 5.13.1. Rozkład Students. Wartości krytyczne t_{α}

t \ α	0,10	0,05	0,01	0,001
1	6,31	12,71	63,66	636,62
2	2,92	4,30	9,92	31,80
3	2,35	3,18	5,84	12,94
4	2,13	2,78	4,60	8,61
5	2,02	2,57	4,03	6,86
6	1,94	2,45	3,71	5,96
7	1,90	2,37	3,50	5,40
8	1,86	2,31	3,36	5,04
9	1,83	2,26	3,25	4,78
10	1,81	2,23	3,17	4,59
12	1,78	2,18	3,06	4,32
14	1,76	2,15	2,98	4,14
16	1,75	2,12	2,92	4,02
18	1,73	2,10	2,88	3,92
20	1,72	2,09	2,84	3,85
22	1,72	2,07	2,82	3,79
24	1,71	2,06	2,80	3,74
26	1,71	2,06	2,78	3,71
28	1,70	2,05	2,76	3,67
30	1,70	2,04	2,75	3,65

SPRAWOZDANIE Z ĆWICZENIA:5.13
CHARAKTERYSTYKA PARAMETRÓW SIŁOWEJ ODPOWIEDZI MIĘŚNIA
NA BODZIEC ELEKTRYCZNY

	Imię i nazwisko	Rok studiów	Grupa	Data
Wykonał				

Ocena	Podpis

Wiek badanego	
Wysokość ciała badanego	
Masa badanego	
Dyscyplina sportowa	
Staż zawodniczy	

1. Średnie wartości momentów sił mięśniowych oraz parametrów szybkościowych i szybkościowo-siłowych każdego badanego wpisać do tabeli 5.13.2.

Tabela 5.13.2. Wyniki pomiarów parametrów krzywej $F\dot{y}t/$.

Dyscyplina sportowa	Lp.	M_{mI}	M_{mII}	t_1	F_1	v_1	t_2	F_{max}	v_2	t'_1	F'_1	v'_1	t'_2	F'_{max}	v'_2
		N·m	N·m	ms	N	$\frac{N}{ms}$	ms	N	$\frac{N}{ms}$	ms	N	$\frac{N}{ms}$	ms	N	$\frac{N}{ms}$
	1														
	2														
	3														
	4														
	5														
	6														
	7														
	8														
	9														
	10														
	\bar{x}_1														
	Δ_1														
	1														
	2														
	3														
	4														
	5														
	6														
	7														
	8														
	9														
	10														
	\bar{x}_2														
	Δ_2														

M_{mI} - moment w skurczu dowolnym, M_{mII} - moment w skurczu wymuszonym

2. Sprawdzić czy otrzymane parametry krzywych F/t/ różnicują zawodników trenujących i
Wyniki wpisać do tabeli 5.13.3.

Tabela 5.13.3. Wyniki obliczeń testu T-studenta dla parametrów Krzywych F/t/.

Parametr	Mm _I N·m	Mm _{II} N·m	t ₁ ms	F ₁ N	v ₁ $\frac{N}{ms}$	t ₂ ms	F _{max} N	v ₂ $\frac{N}{ms}$	t' ₁ ms	F' ₁ N	v' ₁ $\frac{N}{ms}$	t' ₁ ms	F _{max} N	v' ₂ $\frac{N}{ms}$
\bar{x}_1														
Δ_1														
\bar{x}_2														
Δ_2														
\hat{s}^2														
$S_{\bar{x}_1 - \bar{x}_2}$														
$ \bar{x}_1 - \bar{x}_2 $														
t _{f, α}														
Czy różni- cuje: tak, nie														

3. Na podstawie wyników badań uzasadnij, do jakiej dyscypliny sportowej może być predysponowany badany?
4. Do czego można wykorzystać tego typu badania i jakie korzyści może uzyskać trener ze znajomości wyników tych badań?
5. Uwagi dotyczące przebiegu eksperymentu?

5.14. Badanie bioelektrycznej funkcji mięśni metodą elektromiografii

I. Wstęp

Istnieje szereg metod badawczych, których wspólną cechą jest analizowanie tzw. biosygnatów, czyli zmian pewnych wielkości w czasie /najczęściej potencjałów elektrycznych/, zachodzących w badanym organizmie. Zarejestrowane zmiany takiej wielkości, na przykład w funkcji czasu, nazywamy przebiegiem fizjologicznym. Postać takiego przebiegu dostarcza informacji o funkcjonowaniu źródła biosygnatu, a zwłaszcza o patologicznych odstępstwach od normy. Może więc służyć za informację diagnostyczną. Istnieje szereg biosygnatów, które współczesna medycyna wykorzystuje w badaniach podstawowych do lepszego zrozumienia mechanizmów odpowiedzialnych za generację biosygnatów, bądź w celach rutynowej diagnostyki klinicznej. Najpowszechniej znane i najczęściej badane w celach diagnostycznych są przebiegi fizjologiczne związane z pracą serca, czyli elektrokardiogramy /EKG/, mózgu, czyli elektroencefalogramy /EEG/. Zapis sygnałów elektrycznych pochodzących z siatkówki oka pobudzonej bodźcami świetlnymi nazywamy elektretinogramami /ERG/, zaś zapisane sygnały elektryczne pochodzące z włókien czy zespołów mięśniowych nazywamy elektromiogramami /EMG/. Badanie czynności bioelektrycznej mięśnia może służyć ogólnej ocenie działania układu mięśniowego, współdziałania mięśni i ich ośrodkowej kontroli i regulacji. W celach diagnostycznych przeprowadza się podstawowe badania elektromiograficzne, w których ocenia się czynność spoczynkową, wysiłkową - przy słabym i maksymalnym skurczu, w miarę możliwości także czynność pojedynczych włókien mięśniowych /SFEMG/. Ponadto ocenia się szybkość przewodzenia ruchowego, czuciowego w nerwach obwodowych lub w poszczególnych ich odcinkach, okres utajenia /latencja/ oraz charakterystykę zbiorczego potencjału mięśniowego i potencjału nerwu. Badania elektromiograficzne, w klinice chorób nerwowo-mięśniowych, umożliwiają:

- ustalenie, czy mamy do czynienia z mięśniem zdrowym czy zmienionym chorobowo,

- określenie w ramach zmian chorobowych, czy są one charakteru neurogennego czy miogennego,
- śledzenie dynamiki procesu chorobowego w czasie,
- ustalenie, czy proces ma charakter lokalny czy uogólniony,
- śledzenie zmian, jakie zachodzą w narządzie ruchu podczas przebiegu procesów kompensacji po uszkodzeniu oraz w przypadku zmiany funkcji mięśnia po przeniesieniu przyczepu w inne miejsce /np. zmiana zginacza na prostownik/.

Sygnały miopotencjałów z mięśni ludzi zdrowych, mięśni częściowo porażonych czy z mięśni kikutu wykorzystywane są do sterowania biomanipulatorami, bioprotezami i aparatami ortopedycznymi. W biomechanice sportu wykorzystywane są do badania wewnętrznej struktury aktu ruchowego, badania zmęczenia lokalnego oraz podczas modelowania pracy mięśni.

II. Cel ćwiczenia

Celem ćwiczenia jest: wyznaczenie związków zachodzących między wybranymi parametrami elektrycznymi a wybranymi parametrami mechanicznymi mięśni podczas wykonywania różnych ćwiczeń fizycznych.

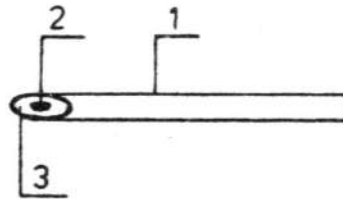
III. Wiadomości teoretyczne

1. Wprowadzenie

Każdy przejaw działalności układu nerwowo-mięśniowego w organizmie żywym powoduje powstanie i zmiany miopotencjałów. Elektryczny impuls nerwowy wywołuje pobudzenie mięśnia. Stan pobudzenia rozprzestrzenia się wzdłuż mięśnia, powodując zmianę jego naprężenia i zjawiska elektrycznego, które można zarejestrować w postaci różnicy potencjałów. Wartość miopotencjałów w pewnych zakresach jest proporcjonalna do mechanicznych zmian średniego naprężenia włókien mięśniowych, a tym samym do siły rozwijanej przez mięsień. Tak więc miopotencjały mogą być wykorzystane do uzyskania

informacji o parametrach mechanicznych mięśnia. Odbiór miopotencjałów odbywa się za pomocą czujników, zwanych elektrodami. Generalnie stosowane są dwa rodzaje elektrod: wkłuwane i powierzchniowe. Wyróżnia się następujące typy elektrod:

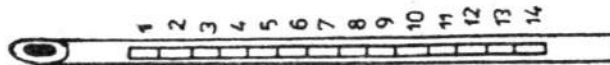
- elektroda koncentryczna igłowa /monopolarna/, zbudowana jest z drutu platynowego umieszczonego wewnątrz stalowej rurki /kaniuli/ i odizolowanego od niej przez osadzenie go w powłoce żywicy epoksydowej /araldile/. Napięcie czynnościowe mięśnia jest odprowadzone z powierzchni platynowej i mierzy się w stosunku do kaniuli, która w tym przypadku odgrywa rolę elektrody obojętnej /odniesienia, ryc.5.14.1/;



Ryc.5.14.1. Schemat elektrody koncentrycznej igłowej. 1 - kaniula
2 - drut platynowy, 3 - araldile.

- elektroda dwubiegunowa /biopolarna/, składa się z dwu izolowanych wzajemnie drutów platynowych umieszczonych w kaniuli, osadzonych w żywicy epoksydowej. Potencjał czynnościowy zbierany jest między przewodzącymi wierzchołkami platynowych powierzchni, natomiast kaniula nie ma z nimi żadnego połączenia. Średnica elektrod wynosi od 0,3 do 0,65 mm, długość od 2 do 6,5 cm;
- elektroda wielobiegunowa, składa się najczęściej z 14 odprowadzeń odizolowanych od siebie i rozmieszczonych w dokładnie określonej odległości. Elektrody są wykonane z drutów platynowych osadzonych w żywicy epoksydowej wzdłuż kaniuli /ryc.5.14.2/;

- elektrody drucikowe - wykonane są z bardzo cienkiego, srebrnego drutu $/25 \mu\text{m}/$, izolowanego specjalnym lakierem lub nylonowym oplotem. Do mięśnia wprowadzane są za pomocą igieł strzykawkowych. Są łatwe do implantacji i usuwania. Mogą odbierać potencjał globalny z mięśnia lub potencjał pojedynczej jednostki ruchowej.



Ryc.5.14.2. Schemat elektrody wielobiegunowej z 14 odprowadzeniami /Disa typ 13K43/.

Elektroda powierzchniowa zbudowana jest ze srebrnego krążka osadzonego w żywicy epoksydowej. Wyróżniamy dwa rodzaje odprowadzeń elektrod powierzchniowych:

- odprowadzenie monopolarne /jednobiegunowe/, w którym rejestrujemy sygnał w stosunku do elektrody zero,
- odprowadzenie bipolarne /dwubiegunowe/, gdzie rejestrujemy różnicę sygnałów pomiędzy dwoma elektrodami czynnymi.

Elektrody wkłuwane znajdują głównie zastosowanie w diagnostyce klinicznej, do rejestracji miopotencjałów z pojedynczych jednostek motorycznych lub ich pęczków. Średnia amplituda potencjałów pojedynczych jednostek motorycznych wynosi $200-250 \mu\text{V}$, natomiast czas ich trwania od 13 do 16 ms. Elektrody powierzchniowe stosowane są przeważnie w badaniach mięśni ludzi zdrowych. Pozwalają one na ocenę globalnej /sumarycznej/ czynności elektrycznej pracującego mięśnia. Zarejestrowany sygnał EMG uzyskujemy w wyniku nakładania się pojedynczych miopotencjałów jednostek motorycznych. Amplituda potencjałów wynosi od kilku μV do kilku mV, a częstotliwość od kilku Hz do kilku kHz. Podstawowa częstotliwość EMG odprowadzanego za pomocą elektrod powierzchniowych wynosi 10-350 Hz, maksy-

malna do 1500 Hz. Maksymalna częstotliwość rejestrowana za pomocą elektrod wkłuwanych wynosi 10000 Hz. Wartości amplitudy i częstotliwości mogą służyć za miarę aktywności mięśnia. W ocenie czynności bioelektrycznej mięśnia bierze się pod uwagę zarówno charakterystykę potencjału każdej jednostki ruchowej indywidualnie, jak też zachowanie całej populacji potencjałów. Najważniejszym i najbardziej wymiernym parametrem pojedynczego potencjału jest jego czas trwania oraz amplituda. Czas trwania potencjału zależy od rozmieszczenia płytek ruchowych, warunkujących różnicę w czasie dotarcia potencjału od poszczególnych włókien do elektrody odbiorczej oraz od liczby włókien mięśniowych wpływających na potencjał czynnościowy. Kształt /liczba faz, tzn. wychylenie od linii zerowej/ potencjału zależy od czynników fizjologicznych /rodzaju włókien mięśniowych, temperatury włókien, warunków tlenowych/ i technicznych /np. położenie elektrod/. Amplitudę mierzymy od wierzchołka ujemnego do wierzchołka dodatniego. Zmniejsza się ona wraz ze wzrostem odległości elektrody odbiorczej od źródła potencjału, wzrasta w zależności od liczby czynnych włókien mięśniowych i od ich średnicy. Miejsce zamocowania elektrod określa się doświadczalnie. Globalną czynność mięśnia możemy określić kilkoma sposobami /ryc. 5.14.3/:

A. Liczenie załamek na elektromiogramie.

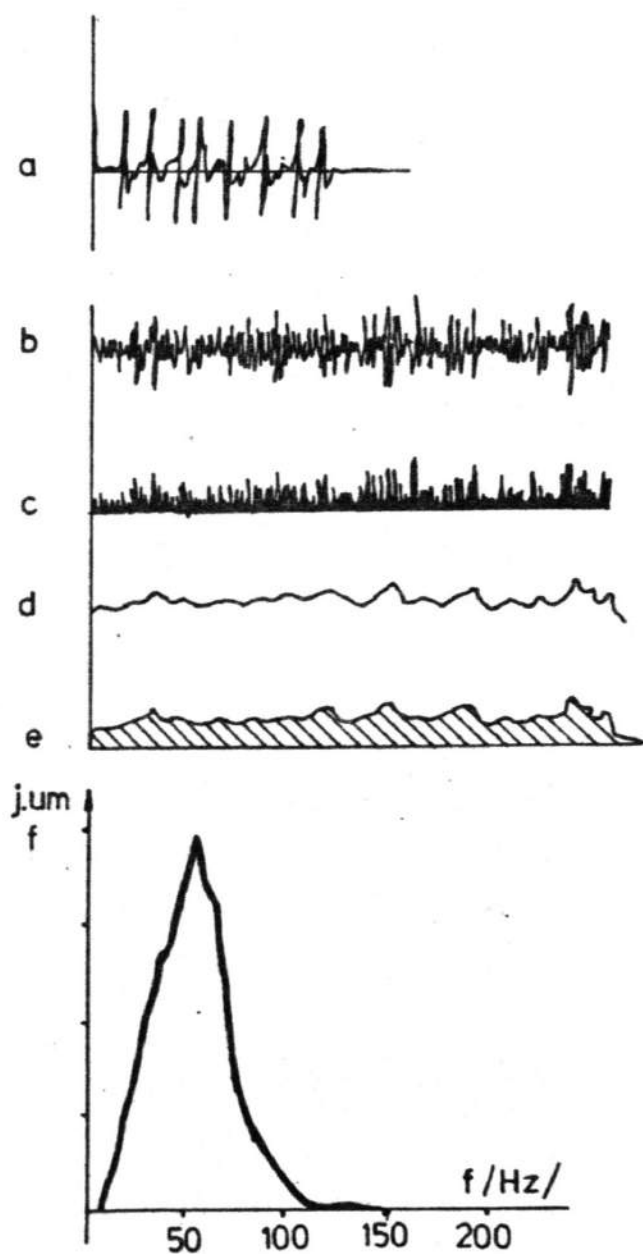
Sposób ten stosowany jest przy elektrodach wkłuwanych, przy stosunkowo niewielkim naprężeniu mięśnia. Impulsy są wyraźne, o stałej amplitudzie. Łatwo zliczyć ich liczbę w jednostce czasu.

B. Prostowanie zapisu EMG.

Polega na przeniesieniu ujemnych wartości sygnału nad oś zero. Sygnał wyprostowany otrzymujemy na wyjściu prostownika.

C. Obwiednia sygnału EMG.

Obwiednię otrzymujemy po przejściu sygnału przez filtr inercyjny dolnoprzepustowy. Czasami niesłusznie nazywa się ją sygnałem scałkowanym. Tak przetworzony sygnał jest najbardziej podobny z mechanogramem siły dla ruchów powolnych i statyki.



Ryc.5.14.3. Zapis elektromiograficzny zarejestrowany elektrodami wkuwanymi /a/, czterosekundowy zapis EMG zarejestrowany elektrodami powierzchniowymi /b/ oraz jego wartości uzyskane po opracowaniu sygnału: prostowanie zapisu /c/, obwiednia sygnału /d/, pole podlegające scałkowaniu /e/ oraz widmo mocy EMG /f/.

D. Obliczanie średniej wartości z maksymalnych amplitud w jednostce czasu.

Jest to najprostszy sposób opracowania EMG. Z uzyskanych danych wylicza się średnie wartości amplitudy bierzących miopotencjałów mięśnia U_1 oraz wartość średnią z maksymalnej amplitudy uzyskanej w teście dla tego samego mięśnia U_{1max} . Następnie oblicza się współczynnik udziału włókien mięśniowych, który określa stopień udziału włókien mięśniowych i-tego mięśnia przy założeniu, że U_{1max} odzwierciedla pracę wszystkich włókien mięśniowych tego mięśnia:

$$\frac{U_1}{U_{1max}} \leq 1 \quad /5.14.1/$$

gdzie: U_1 - wartość bierząca miopotencjału i-tego mięśnia,
 U_{1max} - maksymalna wartość miopotencjału tego samego i-tego mięśnia.

E. Zintegrowany elektromiogram /IEMG/.

Jest to suma arytmetyczna powierzchni między zapisem i linią zerową lub powierzchnią z jednej strony linii zerowej /całkowanie sygnału EMG/.

F. Widmo mocy EMG /PSD/.

Jest to przetwarzanie danych sygnału EMG metodą tzw. analizy fourierowskiej. Istotą tej analizy jest znane twierdzenie, że dowolna funkcja y/x , gdzie w omawianym przypadku x jest czasem t , natomiast y jest wysokością sygnału, może być traktowana jako superpozycja, suma funkcji periodycznych zależnych od zmiennej czasowej. Ogólnie, oprócz prostych przypadków pewnych klas funkcji, y/t jest to suma nieskończona, co można zapisać w postaci:

$$y/t = \sum_{i=1}^n A_i \cdot \cos/\omega_i \cdot t + \psi_i/ \quad /5.14.2/$$

gdzie: ω_i - jest częstotliwością dla i-tej składowej,
 ψ_i - fazą /albo przesunięciem czasowym/.

A_1 - miarą intensywności i-tej składowej o częstotliwości ω_1 ,
n - dąży od 1 do nieskończoności.

Ogólnie zamiast sumowania dokonujemy całkowania częstotliwości, faz i amplitud zmieniających się w sposób ciągły.

Opisane podejście zastosowane do obliczania danych sygnału EMG pozwala otrzymać tzw. widmo mocy, z którego możemy zorientować się, jakie częstotliwości są dominujące, a jakie mniej ważne. Widmo mocy zależy od:

- kształtu potencjałów jednostek motorycznych,
- wielkości wyładowań jednostek motorycznych,
- obszaru badanego mięśnia /najbliższej w stosunku do elektrod/,
- liczby włókien w poszczególnych jednostkach motorycznych,
- liczby aktywnych jednostek,
- stopnia synchronizacji wyładowań poszczególnych jednostek motorycznych,
- składu włókien mięśniowych,
- zjawiska filtrowania i tłumienia sygnału przez tkanki występujące między elektrodami a powierzchnią mięśnia /np. tkanka tłuszczowa, woda/.

Widmo mocy /PSD/ nie daje istotnych różnic w zależności od położenia elektrod. Udziały częstotliwości w PSD dla mięśni szkieletowych człowieka wahają się w przedziale od 10 do 300 Hz przy rejestracji za pomocą elektrod powierzchniowych. Przy rejestracji miopotencjałów elektrodami igłowymi, obserwuje się widmo mocy o wysokiej częstotliwości /dominują częstotliwości w zakresie 100-450 Hz/. Wraz ze wzrostem siły skurczu następuje przesunięcie udziału w stronę wyższych częstotliwości /następuje zmiana proporcji średniej wartości widma mocy/.

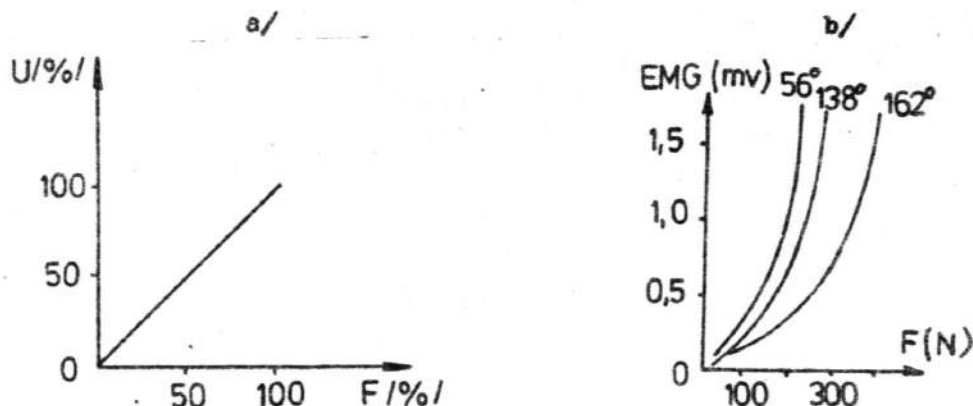
2. Zależność między EMG a niektórymi parametrami biomechanicznymi ruchu w stawach

Zapis wielkości miopotencjałów z równoczesną rejestracją podstawowych parametrów biomechanicznych /droga, czas, prędkość, przyspieszenie, siła/ pozwala nam określić:

- jak zmienia się napięcie mięśni w zależności od kierunku i wartości sił zewnętrznych,
- które mięśnie w danym ćwiczeniu spełniają najistotniejszą rolę,
- w jakim momencie /czasie/ włączył się do pracy dany mięsień.

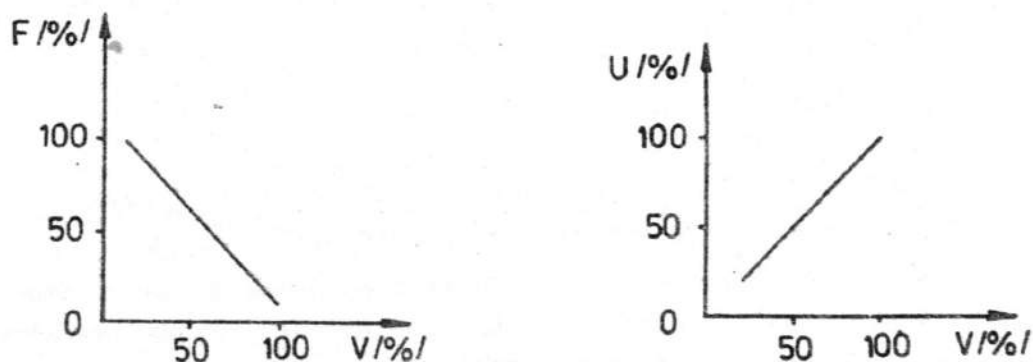
Na ogół, przy wykonywaniu nawet najprostszego ruchu biorące w nim udział mięśnie nie pracują selektywnie, lecz są zaangażowane w różnym stopniu, w zależności od sytuacji i warunków pracy. Odmienny obraz pracy mięśni uzyskuje się w warunkach nieruchomej kończyny, podczas ruchów wolnych czy też ruchów szybkich. Przy ruchach wolnych można wyraźnie wyodrębnić pracę mięśni antagonistów, tzn. przy zginaniu pracują tylko zginacze, a przy prostowaniu prostowniki. Przy ruchach szybkich pracują /w pewnych fazach ruchu/ jednocześnie mięśnie zginacze i prostowniki. Badając elektromiogramy mięśni podudzia i uda podczas wyskoków z obciążeniem i bez obciążenia stwierdzono, że niezależnie od wielkości obciążenia wartość EMG była zawsze maksymalna lub submaksymalna. Wysokości różniły się czasem trwania oraz występowaniem rozluźnienia mięśni w czasie lotu w wyskoku bez obciążenia, czego nie obserwowano w wyskoku z obciążeniem. Porównując elektromiogramy mięśni wykonanych podczas ćwiczeń izometrycznych, izotonicznych i izokinetycznych stwierdzono, że bioelektryczna funkcja mięśni jest wynikiem położenia katowego, a nie rodzaju ćwiczeń. Badając zależność między potencjałem mięśnia w statyce a rozwijaną siłą otrzymano charakterystykę liniową /Lippold, 1952/ lub charakterystykę krzywoliniową /Vredendregt i Rau, 1973, ryc.5.14.4/. Przyczyna tego zjawiska może tkwić w samej zasadzie określania wielkości potencjałów mięśniowych za pomocą elektrod powierzchniowych. Wiadomo, że w mięśniu tylko przy maksymalnej sile pracują równocześnie prawie wszystkie lub wszystkie /stres/ włókna mięśniowe. Przy małych i średnich siłach włókna mięśniowe rozwijają naprężenie losowo. Niektóre pracują, inne są rozluźnione, wymieniając się podczas pracy. Elektrody wychwytyją jednak miopotencjały głównie od włókien znajdujących się w ich sąsiedztwie. Przy siłach maksymalnych pracują prawie wszystkie włókna, ale wielkość EMG nadal zależy od tych, które są w pobliżu elektrod. Stąd może wynikać nie-

proporcjonalne zmniejszenie wielkości potencjału mięśniowego. O wprost proporcjonalnej zależności między EMG i siłą możemy mówić tylko wówczas, gdy wartość siły mieści się w przedziale od 0 do 0,6-0,8 wartości siły maksymalnej a prędkość ruchu jest bliska lub równa zero. Istnieje zależność liniowa między prędkością i siłą w ruchu, przy stałej wartości elektromiogramu /ryc. 5.14.5/ oraz



Ryc.5.14.4. Zależność pomiędzy wartością EMG /U/ a rozwijaną siłą /F/ w warunkach statyki /v=0/, wg Lippolda /a/, Vredenbregta i Rau /b/.

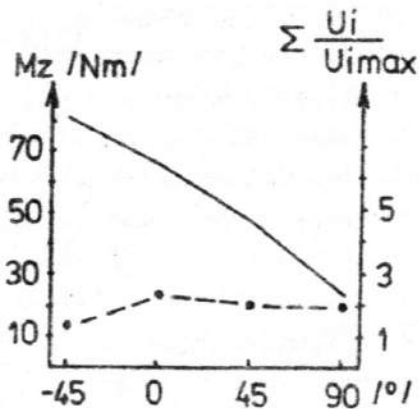
pomiędzy prędkością ruchu i wartością EMG przy stałej wartości siły obciążającej /ryc.5.14.6/.



Ryc.5.14.5. Zależność między siłą /F/ a prędkością /v/ przy stałej wartości EMG /U=const/.

Ryc.5.14.6. Zależność między EMG /U/ a prędkością ruchu /v/ przy stałej sile obciążającej /F=const/.

Ponadto w badaniach elektromiograficznych zespołów mięśni stwierdzono prawie stałą wartość sumy ich miopotencjałów, jeśli badany miał za zadanie stale rozwijać maksymalną siłę /ryc.5.14.7/. Stała wartość sumy miopotencjałów była niezależna od położenia kątownego w stawie, natomiast moment siły zmieniał się w funkcji kąta stawowego.



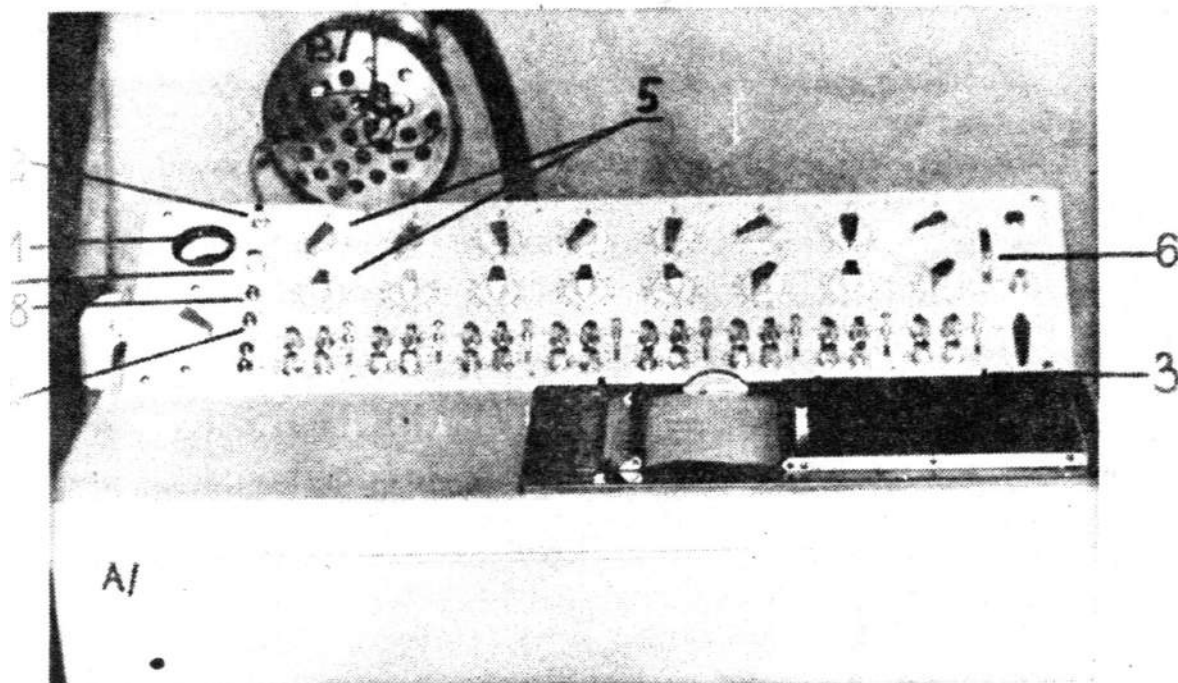
Ryc.5.14.7. Przebiegi maksymalnego momentu zewnętrznego /linia ciągła/ oraz sumy $\frac{U_i}{U_{imax}}$ zginaczy stawu ramiennego /linia przerywana/ w funkcji kąta.

Wyniki dotychczasowych badań pozwalają na sformułowanie tezy o liniowej zależności między EMG a niektórymi parametrami biomechanicznymi ruchu w stawach.

3. Opis stanowiska badawczego

Bioelektryczną funkcję mięśnia rejestruje się za pomocą 8-kanalowego elektromiografu produkcji NRD /ryc.5.14.8/.

Każdy kanał posiada wyjście, do którego można dołączyć oscylograf, magnetofon lub głośnik. Odbierane sygnały, przez zamocowane na mięśniach elektrody, przekazywane są do urządzeń wzmacniających i rejestrujących elektromiografu. Zapis otrzymujemy na taśmie papierowej. Zapis EMG może być zniekształcony artefaktami. Artefak-



Ryc.5.14.8. Elektromiograf /A/ i głowica do podłączania elektrod /B/. Objaśnienia w tekście.

tem nazywamy każdy zarejestrowany potencjał, który nie powstaje w mięśniu, nerwie lub mózgu. Istnieją źródła powstawania artefaktów:

- w samej aparaturze EMG /artefakty techniczne/,
- zakłócenia pochodzące z zewnątrz. Stanowią najbardziej dokuczliwe artefakty. Występują w postaci częstotliwości sieciowej 50 Hz. Zakłócenia te nakładają się na zapis elektromiograficzny szczególnie wyraźnie przy dużych czułościach wzmacniaczy.
- artefakty od elektrod i przewodów,
- artefakty pochodzące od pacjenta np. zbyt duża oporność między naklejonymi na mięsień elektrodami, która powinna wynosić: dla badań w statyce do $10\text{ k}\Omega$, dla badań w dynamice do $5\text{ k}\Omega$.

IV. Przebieg ćwiczenia

1. Podłączyć elektromiograf do sieci:

- przełącznikiem "SIEĆ" włączyć zasilanie,
- podłączyć przewody elektrod do głowicy /B/,

- pokrętkami położenia elektrod na głowicy /5/, na kanale pierwszym ustawić współrzędne elektrod na głowicy,
- sprawdzić czy między przewodami elektrod i elektrodami przepływa prąd naciskając przycisk /4/,
- nacisnąć przycisk /4/ i pokrętkiem /2/ wyzerować omomierz.

2. Przygotowanie badanego:

- dokonać wyboru badanych mięśni,
- zaznaczyć na powierzchni skóry miejsca obrysów brzuśców aktonów przy maksymalnym napięciu mięśni przez badanego,
- z pola obrysu brzuśców zmyć tłuszcz wałką nasączoną spirytusem,
- za pomocą papieru ściernego usunąć zrogowaciały naskórek z pola obrysu brzuśców,
- miseczki elektrod wypełnić pastą elektrolityczną,
- za pomocą przyklepców nakleić elektrody na oczyszczone pola mięśni.

3. Podłączenie badanego:

- a/ podłączyć przewody do naklejonych na mięśnie elektrod,
- b/ sprawdzić oporność pomiędzy naklejonymi na mięsień elektrodami
 - pokrętkami położenia elektrod na głowicy /5/ kanału pierwszego ustawić współrzędne elektrod na głowicy,
 - wcisnąć przycisk /4/ i odczytać wskazanie omomierza /1/.

Uwaga: W przypadku oporności większej niż 10 k Ω odkleić elektrody i jeszcze raz przygotować badanego.

4. Przeprowadzenie pomiaru:

- a/ włączyć zapis rejestratora elektromiografu:
 - przełącznik przesuwu taśmy /3/ w położenie "Ein"
 - przełącznik /6/ w położenie "Messen";
- b/ zapisać wzorcowy sygnał impulsu EMG:
 - pokrętko regulatora /7/ ustawić w położenie 200,
 - nacisnąć przycisk /8/, amplituda zarejestrowanego pojedynczego impulsu wzorcowego wynosi 200 mV;

c/ wydać polecenie wykonania następujących ćwiczeń:

- test maksymalnego napięcia badanych mięśni w celu uzyskania U_{imax} ,
- w warunkach statyki rozwijać maksymalny i dowolne momenty sił w wybranym położeniu kątowym z równoczesną rejestracją elektromiogramów badanych mięśni $/U_1/$.

V. Opracowanie wyników pomiarowych

1. Z zarejestrowanych przebiegów miopotencjałów badanych mięśni w czasie wykonywania testu $/U_{imax}/$ oraz w funkcji rozwijanego momentu zewnętrznego w zależności od położenia kąowego $/U_1/$, obliczyć średnie wartości amplitud miopotencjałów mięśni a uzyskane wyniki wpisać do tabeli 5.14.1.
2. Obliczyć współczynnik udziału mięśni $\frac{U_1}{U_{imax}}$, gdzie U_1 - wartość bierząca miopotencjału i-tego mięśnia, U_{imax} - wartość maksymalna miopotencjału tego samego i-tego mięśnia, w funkcji rozwijanego momentu zewnętrznego w zależności od położenia kąowego, a obliczone wartości wpisać do tabeli 5.14.2.
3. Na podstawie wyników pomiaru zawartych w tabeli 2 wykreślić zależność pomiędzy:

$$M_z / \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \frac{U_1}{U_{imax}} /, \quad M_{z_{max}} / \mathcal{L} /, \quad \sum \frac{U_1}{U_{imax}} / \mathcal{L} /, \quad \frac{U_1}{U_{imax}} / \mathcal{L} /.$$

4. Wyznaczyć kolejność włączania się mięśni w poszczególnych ruchach, położeniach kątowych podczas rozwijania maksymalnego i dowolnego momentu zewnętrznego. Wyniki wpisać do tabeli 5.14.3.

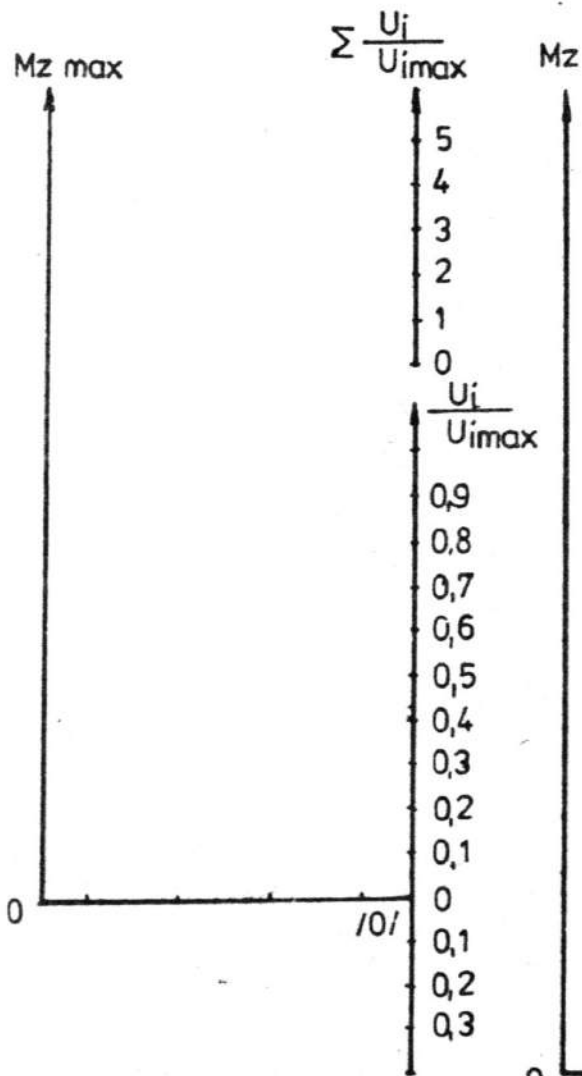
SPRAWOZDANIE Z ĆWICZENIA: 5.14
BADANIE BIOELEKTRYCZNEJ PUNKCJI MIĘŚNI METODĄ
ELEKTROMIOGRAFII

	Imię i nazwisko	Rok studiów	Grupa	Data
Wykonał				

Ocena	Podpis

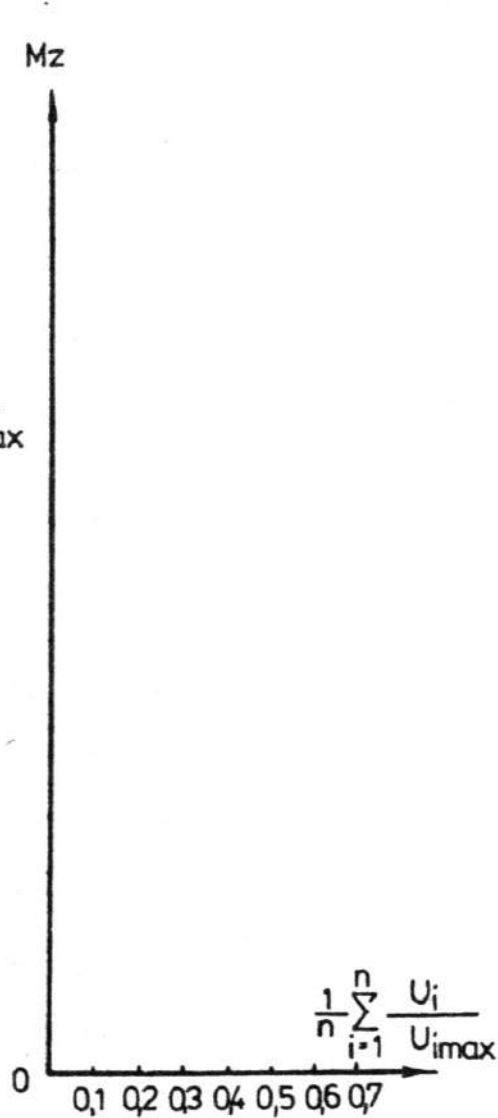
Wiek badanego	
Wysokość ciała badanego	
Masa badanego	
Dyscyplina sportowa	
Staż zawodniczy	

1. Wpisać do tabeli 5.14.1 średnie wartości amplitud miopotencjałów mięśni zarejestrowanych w czasie wykonywania testu U_{imax} oraz w funkcji rozwijanego momentu zewnętrznego w zależności od położenia kąowego $/U_1/$.
2. Obliczyć i wpisać do tabeli 5.14.2 współczynniki udziału mięśni $\frac{U_1}{U_{imax}}$ w funkcji rozwijanego momentu zewnętrznego w zależności od położenia kąowego.
3. Na podstawie wyników pomiaru zawartych w tabeli 5.14.2, wykreślić zależność pomiędzy $Mz / \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \frac{U_1}{U_{imax}} /$, $Mz_{max} / \mathcal{L} /$,
 $\frac{U_1}{U_{imax}} / \mathcal{L} /$, $\sum \frac{U_1}{U_{imax}} / \mathcal{L} /$.
4. Wyznaczyć kolejność włączania się mięśni w poszczególnych ruchach, położeniach kąowych podczas rozwijania maksymalnego i dowolnego momentu zewnętrznego. Wyniki wpisać do tabeli 5.14.3.



Ryc. 5.14.9. Przebiegi

$\frac{U_i}{U_{imax}}$, sumy $\frac{U_i}{U_{imax}}$,
 Mz_{max} w funkcji położenia
 kąowego dla
 w stawie



Ryc. 5.14.10. Zależność między

momentem zewnętrznym a średnią
 wartością $\frac{U_i}{U_{imax}}$ dla
 w stawie

5.15. Ocena techniki skoku w dal z miejsca na podstawie przyjętego kryterium

I. Wstęp

Można wymienić nieskończoną liczbę czynników, od których zależy wynik sportowy. Wszystkie te czynniki w różny sposób wpływają na trzy główne, za które uważa się:

- cechy fizyczne,
- technikę,
- taktykę.

Najprościej ocenia się cechy fizyczne przez bezpośredni pomiar, na przykład charakterystykę mocy z wyeliminowaniem wpływu techniki i taktyki. Ocena techniki ruchu jest bardzo istotnym problemem, z którym spotyka się każdy zawodnik i trener. Najczęściej ocena ta polega na porównywaniu parametrów ruchu z parametrami osiąganymi przez mistrza w danej dyscyplinie. Metoda porównywania z mistrzem jest powszechnie stosowana i równie powszechnie krytykowana ze względu na to, że nie uwzględnia ona różnic cech fizycznych pomiędzy porównywanymi zawodnikami. Bezwzględnie najlepszym sposobem oceny techniki ruchu jest badanie jej skuteczności, czyli wpływu na wynik sportowy. Nie ma kryteriów skuteczności techniki. Skuteczność jest najlepszym kryterium oceny techniki ruchu. Technikę /sposób wykonania czynności ruchowej/ można oceniać na podstawie dowolnego poprawnie sformułowanego kryterium. Takie kryterium powinno spełniać warunki:

- dotyczyć techniki ruchu /sposobu wykonania czynności ruchowej/,
- być możliwym do zmierzenia lub obliczenia na podstawie pomiarów,
- pomiar powinien być dokonany w warunkach jak najbardziej zbliżonych do startowych.

Jeżeli kryterium oceny techniki nie jest skuteczność, można za jego pomocą porównywać techniki różnych zawodników. Skuteczność mówi o sposobie wykorzystania cech fizycznych przez zawodni-

ka w celu maksymalizacji wyniku sportowego i nie ma podstaw do porównywania za jego pomocą technik różnych zawodników. Pojęcie kryterium oceny techniki ruchu w sporcie jest bardzo podobne do pojęcia funkcjonału jakości występującego w technice. Na podstawie kryterium /funkcjonału jakości/ można optymalizować technikę w celu osiągnięcia maksymalnego wyniku sportowego /poszukiwanie techniki najskuteczniejszej/ lub za pomocą dowolnie przyjętego kryterium, którego wpływ na wynik może nie być jednoznaczny. Na podstawie dużej liczby badań technik różnych zawodników można metodami statystycznymi poszukiwać zależności między dowolnym poprawnie sformułowanym kryterium oceny techniki a wynikiem sportowym. W przypadku istotnej pozytywnej zależności między wynikiem sportowym a przyjętym kryterium oceny techniki ruchu można to kryterium zastosować do optymalizacji techniki. Optymalizacja techniki na podstawie kryterium nie mającego pozytywnej korelacji z wynikiem sportowym pozbawiona jest sensu. Bardzo często zdarzają się nieporozumienia polegające na skrajnie różnych ocenach tej samej techniki. Wynika to najczęściej z przyjęcia różnych kryteriów oceny techniki ruchu. Dlatego bardzo ważne jest, aby mówiąc o ocenie techniki precyzyjnie określić kryterium tej oceny.

II. Cel ćwiczenia

Celem ćwiczenia jest zapoznanie studentów z pojęciami: technika ruchu i kryterium oceny techniki ruchu oraz przeprowadzenie pomiarów i obliczeń pozwalających na ocenę techniki skoku w dal z miejsca na podstawie skuteczności i przyjętego kryterium.

III. Wiadomości teoretyczne

1. Technika ruchu

Technika wykonywania czynności ruchowej jest - obok taktyki i cech fizycznych - podstawowym czynnikiem decydującym o rezultacie sportowym. Paradoksem jest jednak, że dotąd nie ma jednoznacz-

nej definicji techniki ruchu. Nie oznacza to oczywiście, że próby określenia, co to jest technika ruchu, nie były podejmowane. Na przykład według Fidelusa technika ruchu jest ogólnym sposobem rozwiązania zadania ruchowego, określonym przez taktykę działania oraz fizyczne i psychiczne cechy człowieka, a umożliwiającym racjonalne wykorzystanie jego charakterystyk strukturalnych i dynamicznych. Bober proponuje w odniesieniu do ruchów sportowych uzupełnić tę definicję o element uwzględniający cel ich wykonania, jakim jest uzyskiwanie maksymalnych wyników sportowych. Technika sportową, według Bobera, jest określony biomechanicznymi zasadami ruchu człowieka sposób wykonania czynności sportowych w zakresie wyznaczonym przez odpowiednie dla danej konkurencji przepisy, które zapewnia wykorzystanie cech fizycznych i strukturalnych człowieka przy osiągnięciu maksymalnego rezultatu sportowego.

W pierwszej z wymienionych definicji zawęża się możliwości rozwiązania zadania ruchowego tylko do tych sposobów, które w racjonalny sposób wykorzystują właściwości danego osobnika, jakimi są jego cechy fizyczne i psychiczne oraz strukturalne i dynamiczne charakterystyki jego układu ruchowego. Oznaczałoby to, że nieracjonalny sposób wykorzystania tych właściwości do rozwiązania zadania ruchowego nie jest techniką ruchu. Nieuchronnie pojawia się więc pytanie: które z rozwiązań uznać za racjonalne i przyjąć jako technikę danego ruchu, a które odrzucić?

Druga z przytoczonych definicji narzuca ponadto jako dodatkowy warunek taki sposób wykonania ruchu, który przy osiągnięciu maksymalnego rezultatu sportowego zapewnia wykorzystanie cech fizycznych i strukturalnych człowieka. Tu z kolei rodzą się nowe wątpliwości: czy człowiek może w ogóle zrealizować jakiekolwiek zadanie ruchowe nie wykorzystując cech fizycznych i strukturalnych aparatu ruchu? Czy słuszne jest łączenie definicji techniki ruchu z warunkiem osiągnięcia jak najlepszego rezultatu sportowego?

W związku z powyższym proponujemy, aby techniką ruchu nazywać sposób wykonania zadania ruchowego, a techniką ruchu w sporcie taki sposób wykonywania czynności sportowych, na który zezwalają przepisy danej konkurencji.

2. Kryterium oceny techniki ruchu

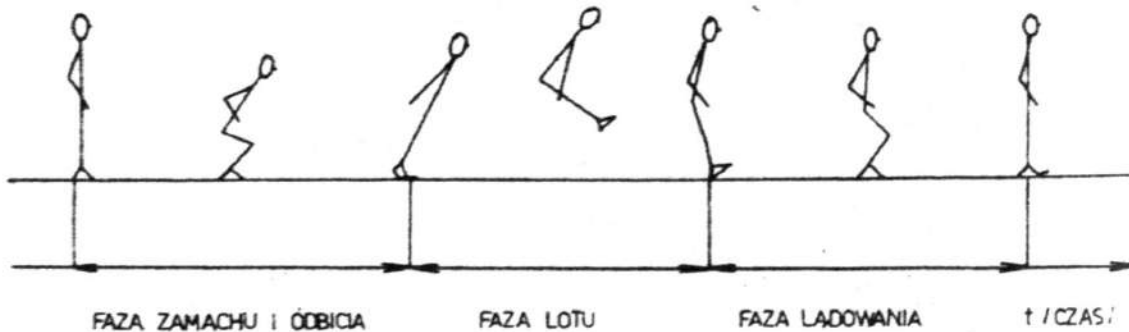
Z definicji techniki ruchu wynika, że istnieje nieskończenie wiele sposobów realizacji zadania ruchowego a więc nieskończenie wiele technik ruchu. Należy jednak pamiętać, że w praktyce do osiągnięcia celu stosowane są techniki, które są do siebie podobne choć nie idetyczne /w myśl zasady niepowtarzalności zjawisk/. Na przykład miotacz wielokrotnie pchający kulę za każdym razem robi to nieco inaczej, ale dla obserwującego go widza podobieństwo każdego pchnięcia jest niewątpliwe. Postawmy teraz pytanie: jak oceniać technikę ruchu? Aby odpowiedzieć na to pytanie, zauważmy wcześniej, że każde zadanie ruchowe ukierunkowane jest na osiągnięcie określonego celu. Ocena techniki ruchu powinna więc brać pod uwagę przede wszystkim w jakim stopniu dana technika pozwala ten cel osiągnąć. Opierając się na ogólnym wyjaśnieniu hasła "kryterium" podanym w Encyklopedii Powszechnej PWN kryterium techniki ruchu zdefiniujemy jako: zasadę pozwalającą jednoznacznie ocenić sposób wykonania zadania ruchowego pod względem zbliżenia do określonych i wybranych wcześniej parametrów przestrzenno-czasowych. Zwracamy uwagę na to, że z wielu względów pomiar tych parametrów może okazać się bardzo trudny.

Zasadę pozwalającą ocenić technikę wykonania ruchu ze względu na wynik sportowy, nazywamy skutecznością. Zakładamy przy tym, że cechy fizyczne zawodnika i stosowana przez niego taktyka nie ulegają zmianie podczas badania /wypróbowania/ kolejnych technik. Oczywiście, w różnych konkurencjach sportowych mamy najczęściej do czynienia z niezwykle skomplikowanymi zadaniami ruchowymi. Ocena techniki ruchu na podstawie skuteczności, czyli jakości wykorzystania potencjału ruchowego /cech fizycznych/, jest skomplikowaną procedurą badawczą, którą można oceniać techniki tylko konkretnego zawodnika. Ocena techniki na podstawie skuteczności jest równoznaczna z jej optymalizacją, czyli z poszukiwaniem techniki najlepszej ze względu na wynik sportowy przy określonych cechach fizycznych zawodnika. W praktyce sportowej bardzo często zachodzi konieczność porównywania technik różnych zawodników. Można tego dokonać na podstawie dowolnie przyjętego kryterium, mając

świadomość, że taka ocena najczęściej nie mówi nic o wykorzystaniu możliwości zawodnika. Na przykład można oceniać technikę biegu różnych zawodników na podstawie pionowych wahań środka masy, ale wątpliwe jest, czy najlepszy na podstawie tego kryterium zawodnik jest jednocześnie najskuteczniejszy. Nie można jednak wykluczyć, że istnieją kryteria, których zbieżność ze skutecznością jest istotna.

3. Teoretyczne podstawy oceny techniki skoku w dal z miejsca

Załóżmy, że zadaniem ruchowym postawionym przed osobą badaną jest wykonanie skoku w dal z miejsca na jak największą odległość. Schematyczny rysunek przedstawiający poszczególne fazy rozpatrywanego ruchu przedstawiono na ryc.5.15.1.



Ryc.5.15.1. Skok w dal z miejsca

Cały akt ruchowy podzielono na trzy fazy:

- 1/ faza zamachu i odbicia - czas upływający od chwili rozpoczęcia ruchu do momentu oderwania stóp od podłoża,
- 2/ faza lotu - czas, w którym skaczący nie ma kontaktu z podłożem,

3/ faza lądowania - czas upływający od chwili zetknięcia stóp z podłożem do przyjęcia przez skaczącego pozycji wyjściowej.

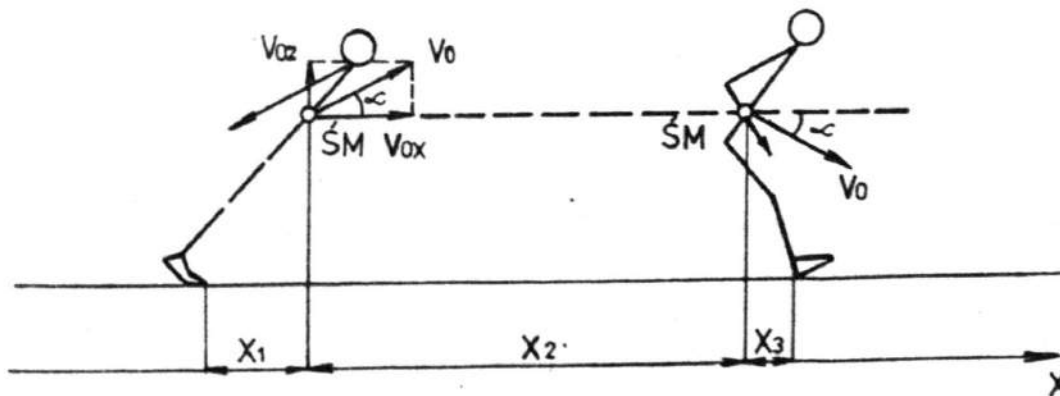
Upraszczając rzeczywiste zjawisko /skok w dal/ do modelu w postaci punktu materialnego wyrzucanego z określoną prędkością /ryc.5.15.2 można wyszczególnić od czego zależy zasięg skoku. Zgodnie z tym co pokazano na ryc.5.15.2. całkowita odległość uzyskana podczas skoku jest równa:

$$x = x_1 + x_2 + x_3 \quad /5.15.1/$$

Ponieważ wartość odległości x_1 oraz x_3 może ulec niewielkim zmianom, podczas zmian techniki skoku, a ponadto odległości x_1 i x_3 są dużo mniejsze od wartości odległości x_2 , więc istotną zmianę zasięgu skoku x można uzyskać przez zmianę odległości x_2 . Wiadomo również, że x_2 zależy od prędkości środka masy v_0 w chwili oderwania skaczącego od podłoża oraz kąta α , pod jakim jest ona nachylona w stosunku do płaszczyzny poziomej:

$$x_2 = \frac{v_0^2 \sin 2\alpha}{g} \quad /5.15.2/$$

Ze wzoru /5.15.2/ widać, że zasięg x_2 jest funkcją dwóch zmiennych α i v_0 .



Ryc.5.15.2. Położenie skaczącego w chwili oderwania od podłoża i w chwili lądowania / $\dot{S}M$ - środek masy skaczącego/.

Przyjęto kryterium, które mówi, że ta technika odbicia jest lepsza, która podczas skoku w dal z miejsca zapewnia największą wartość x_2 /ryc.5.15.2/. Kryterium to jest prawie równoznaczne ze skutecznością. Inaczej mówiąc, z wielu różnych sposobów odbicia tego samego zawodnika ten jest najlepszy, dla którego wartość zasięgu x_2 wyrażona wzorem:

$$x_2 = \frac{\sqrt{v_{ox}^2 + v_{oz}^2} \sin 2\alpha}{g} \quad /5.15.3/$$

jest maksymalna.

gdzie: v_{ox} - składowa pozioma prędkości odbicia w kierunku skoku,

v_{oz} - składowa pionowa prędkości odbicia,

$$\alpha = \arctg \frac{v_{oz}}{v_{ox}},$$

g - przyspieszenie ziemskie,

$$v_o^2 = v_{ox}^2 + v_{oz}^2.$$

Przykładem kryterium, które nie jest jednoznaczne ze skutecznością jest maksymalna wartość następującego wyrażenia:

$$k = \frac{x_2 g}{v^2 \sin/2 \cdot 45^\circ/} = \frac{x_2 g}{v^2} \quad /5.15.4/$$

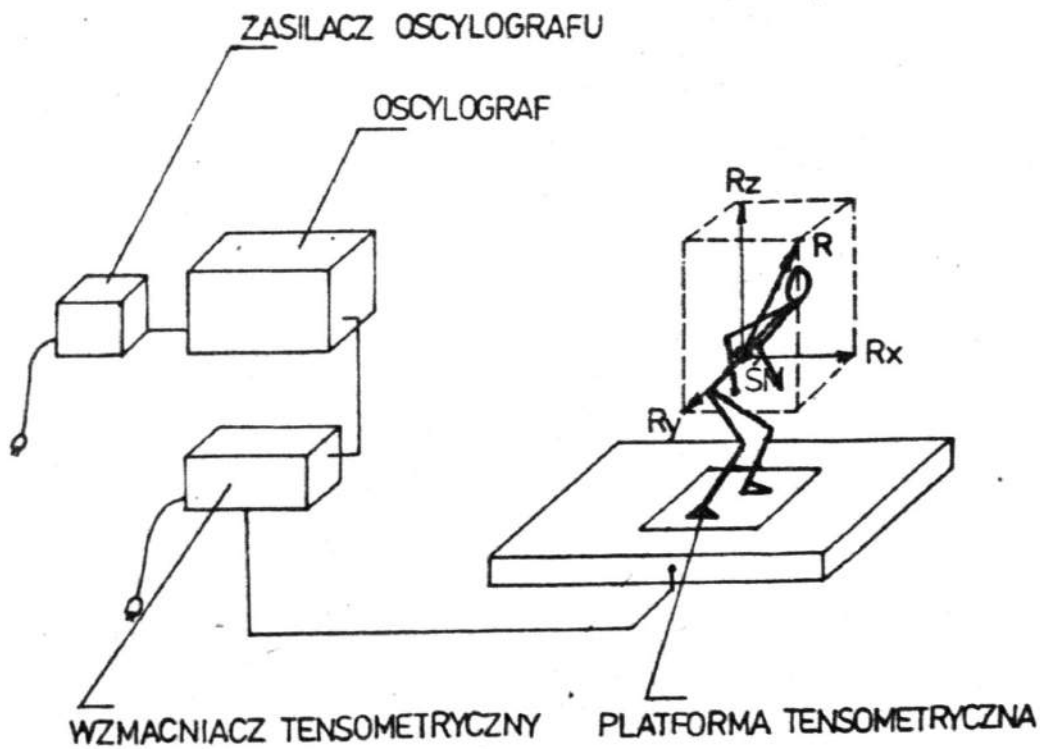
gdzie: $v^2 = v_{ox}^2 + v_{oy}^2 + v_{oz}^2$

Powyższe kryterium nie jest jednoznaczne ze skutecznością i wynika z następujących przesłanek:

- najkorzystniejszy jest kąt wylotu prędkości odbicia równy $\alpha = 45^\circ$,
 - niekorzystna jest poprzeczna składowa prędkości odbicia v_{oy} .
- Porównuje się rzeczywisty zasięg skoku x_2 , uzyskany na podstawie obliczeń z idealnym zasięgiem, jaki uzyskałby zawodnik podczas odbicia się z prędkością v pod kątem 45° do poziomu. Posługując się tym kryterium można porównywać techniki różnych zawodników. Współczynnik k może zmieniać się w zakresie od 0 do 1.

4. Metoda pomiaru i opis stanowiska laboratoryjnego

Schemat stanowiska laboratoryjnego przedstawiono na ryc. 5.15.3. Dokładny opis toru pomiarowego został podany w instrukcji pod tytułem "Pomiar wysokości uniesienia środka masy podczas wyskoku na platformie dynamometrycznej". Podczas pomiaru rejestrowane są trzy składowe siły reakcji podłoża: pionowa R_z oraz poziome w kierunku skoku R_x i w kierunku prostopadłym do skoku R_y .



Ryc. 5.15.3. Schemat toru pomiarowego

IV. Przebieg ćwiczenia

1. Uruchomienie toru pomiarowego

a. Platforma tensometryczna PT2-00:

- dołączyć przewody od składowych R_x , R_y i R_z platformy do odpowiednich wejść: pierwszego, drugiego i trzeciego kanału wzmacniacza tensometrycznego /tylna ścianka wzmacniacza/.

b. Wzmacniacz tensometryczny TT-6c:

- uzemieć obudowę wzmacniacza,
- sprawdzić czy wzmacniacz jest wyłączony /przycisk "SIEĆ" wyciśnięty/,
- włączyć wtyczkę wzmacniacza do gniazdka,
- przycisk układu zasilającego tensometry ustawić w pozycji 5 V /tylna ścianka/,
- wyjścia prądowe wzmacniacza /przełącznik na tylnej ściance/ połączyć z wybranymi kanałami oscylografu pętlicowego,
- włączyć wzmacniacz przyciskiem "SIEĆ",
- przełącznik wzmocnienia pierwszego kanału wzmacniacza ustawić w pozycji "10" /najmniejsze wzmocnienie/,
- włączyć miernik wzmacniacza przyciskiem "0",
- kolejno włączyć pierwszy, drugi i trzeci kanał wzmacniacza przyciskami 1, 2 i 3,
- wyzerować kolejno kanały wzmacniacza / $\Delta U = 0$ /.

Zerowanie układu mostka wykonuje się za pomocą gałek "R" i "C" kolejnych kanałów w ten sposób, aby wskazówka miernika wzmacniacza znalazła się dokładnie pośrodku skali /gałka "R"/ i w okienku poniżej miernika pojawiły się po bokach dwie kontrastowe kreski /gałka "C"/. Czynność tę należy wykonać kolejno dla wyższych stopni wzmocnienia.

Uwaga: Nie wolno dopuścić, aby sygnał wejściowy spowodował wychylenie wskazówki miernika poza skalę.

c. Oscylograf pętlicowy:

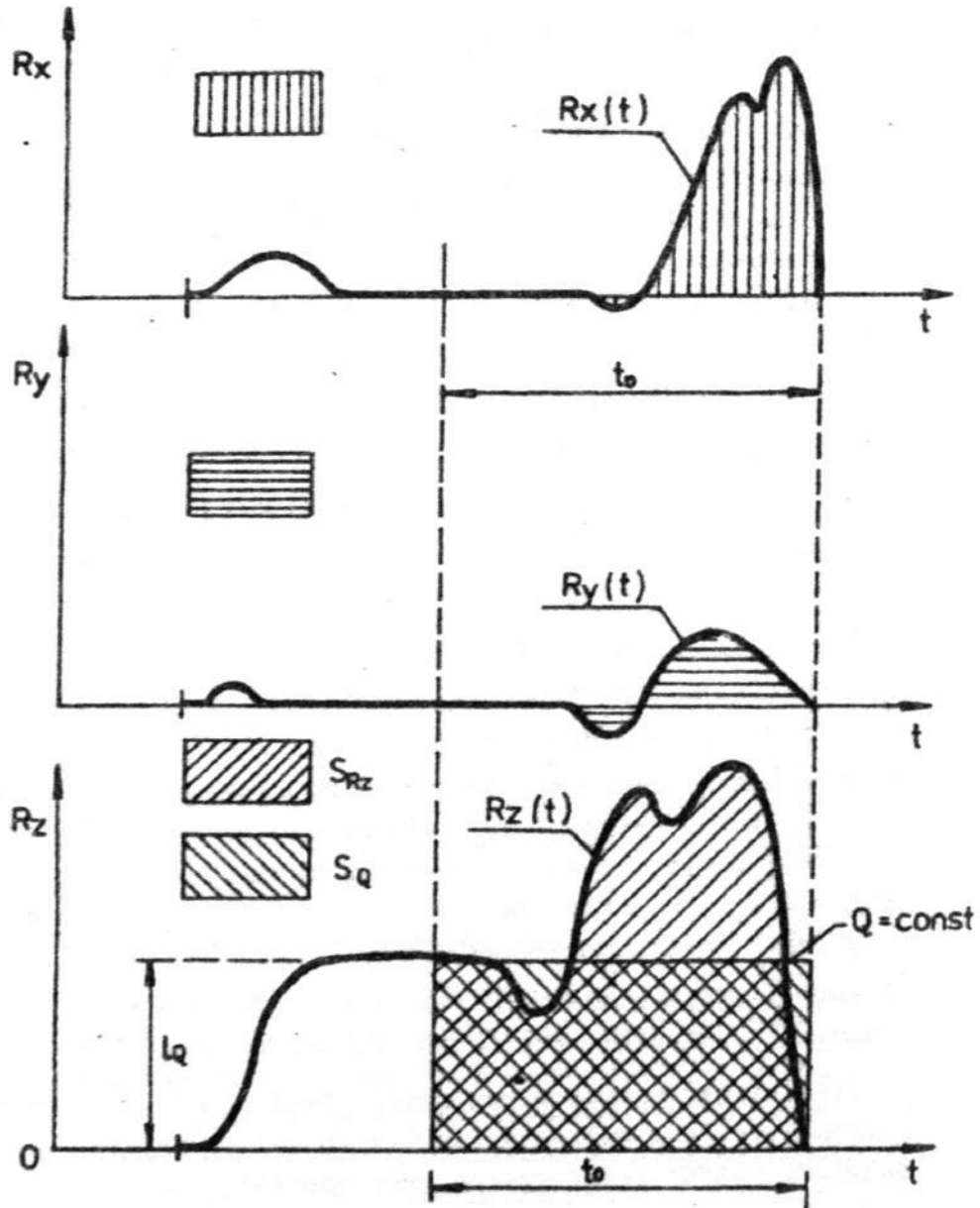
- uziemić obudowę oscylografu,
- sprawdzić czy przycisk "SIEĆ" rejestratora jest wyłączony,
- włączyć wtyczkę zasilacza oscylografu do gniazdka sieciowego,
- włączyć rejestrator przełącznikiem "SIEĆ",
- przełącznik "lampa rtęciowa" na rejestratorze ustawić w pozycji "włączony". Przed przystąpieniem do pomiarów należy poczekać do momentu włączenia się lampy rtęciowej sygnalizowanego pojawieniem się świetlnych plamek na skali rejestratora,
- ustawić na oscylografie żadaną szybkość przesuwu papieru.

2. Sposób wykonania pomiarów.

- a. Osoba badana staje na podeście za platformą.
- b. Wykonujący pomiar uruchamia zapis oscylografu i chwilę potem poleca badanemu wejść na płytę platformy.
- c. Badany po wejściu na płytę platformy przez chwilę stara się zachować nieruchomą pozycję a następnie wykonuje skok w dal na jak największą odległość.
- d. Po wykonaniu skoku przez badanego prowadzący pomiar powinien wyłączyć zapis oscylografu i oderwać część światłoczułego papieru z zarejestrowanym przebiegiem zmian wartości składowych R_x , R_y i R_z siły reakcji podłoża R. W celu wywołania przebiegów papier należy nasświetlić.
- e. Przebiegi zmian składowych sił reakcji podłoża należy zarejestrować dwukrotnie dla dwóch różnych technik skoku.
- f. Po zakończeniu pomiarów rozłączyć obwód pomiarowy. Przed wyjęciem wtyczek z gniazdek sieciowych należy wyłączyć przełączniki "SIEĆ" rejestratora oraz wzmacniacza.

V. Opracowanie wyników pomiarowych

Wartości prędkości środka masy skaczącego v_0 i v w chwili oderwania od platformy oraz kąt nachylenia do płaszczyzny poziomej α oblicza się według następującego schematu:



Ryc. 5.15.4. Przykład przebiegu zmian wartości składowych R_x , R_y i R_z siły reakcji podłoża R zarejestrowany podczas skoku w dal z miejsca na platformie tensometrycznej.

1. Przygotowanie zarejestrowanych przebiegów zmian wartości składowych R_x , R_y i R_z siły reakcji podłoża do pomiarów.

- Zaznaczyć na taśmie z zarejestrowanymi przebiegami odpowiednie wielkości tak jak to zrobiono na ryc.5.15.4.

2. Obliczenie wartości współczynników k_t , k_{Fx} , k_{TtX} , k_{Fy} , k_{Tty} , k_{Fz} , k_{Ttz} .

W celu obliczenia z wykresów wybranych wartości czasu, siły i popędu siły należy obliczyć odpowiednie współczynniki, mówiące jakiej wartości czasu lub siły odpowiada 1 mm odległości i jakiej wartości popędu siły odpowiada 1 mm² powierzchni na wykresie, osobno dla każdej składowej. W przypadku liczenia czasu mnożymy interesujące nas odległości podane w milimetrach przez współczynnik k_t i otrzymujemy czas w sekundach. Podobnie licząc siłę mnożymy odległość z wykresu podaną w milimetrach przez odpowiedni dla danej składowej współczynnik k_F i jako wynik otrzymujemy siłę w niutonach. Przez pomnożenie pola podanego w milimetrach do kwadratu przez odpowiedni współczynnik k_{TT} otrzymamy szukany popęd siły w niutonosekundach.

Do tabeli 5.15.1 wpisać prędkość przesuwu taśmy v oraz masę osoby badanej m .

- Współczynnik k_t obliczyć z zależności:

$$k_t = \frac{1}{v} \left[\frac{s}{mm} \right] \quad /5.15.5/$$

- Obliczyć ciężar osoby badanej Q z zależności:

$$Q = mg \quad /5.15.6/$$

gdzie: g - przyspieszenie ziemskie równe $9,81 \frac{m}{s^2}$.

- Zmierzyć na zarejestrowanym przebiegu długość odcinka l_Q [mm]

- Obliczyć współczynnik k_{Fz} ze wzoru:

$$k_{Fz} = \frac{Q}{l_Q} \left[\frac{N}{mm} \right] \quad /5.15.7/$$

- Obliczyć współczynnik k_{ITz} z zależności:

$$k_{ITz} = k_{Fz} k_t \left[\frac{Ns}{mm^2} \right] \quad /5.15.8/$$

Wyniki pomiaru l_Q oraz obliczeń Q , k_t , k_{Fz} i k_{ITz} wpisać to tabeli 5.15.1

- Za pomocą dokładnego dynamometru przyłożyć kolejno siły Q_x i Q_y w kierunkach x i y .
- Obliczyć współczynnik k_{Fx} ze wzoru:

$$k_{Fx} = \frac{Q_x}{l_{Qx}} \left[\frac{N}{mm} \right] \quad /5.15.9/$$

- Obliczyć współczynnik k_{Fy} ze wzoru:

$$k_{Fy} = \frac{Q_y}{l_{Qy}} \left[\frac{N}{mm} \right] \quad /5.15.10/$$

- Obliczyć współczynnik k_{ITx} :

$$k_{ITx} = k_{Fx} k_t \left[\frac{Ns}{mm^2} \right] \quad /5.15.11/$$

- Obliczyć współczynnik k_{ITy} :

$$k_{ITy} = k_{Fy} k_t \left[\frac{Ns}{mm^2} \right] \quad /5.15.12/$$

Wyniki pomiarów Q_x , Q_y , l_{Qx} , l_{Qy} oraz obliczeń k_{Fx} , k_{Fy} , k_{ITx} , k_{ITy} wpisać do tabeli 5.15.1.

3. Obliczenie popędu

- zmierzyć za pomocą planimetru pola powierzchni figur ograniczonych krzywymi: $R_z/t/$ i osią $t/S_{Rz}/$, prostą Q i osią $t/S_Q/$, $R_y/t/$ i osią $t/S_{Ry}/$, $R_x/t/$ i osią $t/S_{Rx}/$ /Ryc.5.15.4/. Wyniki pomiarów S_{Rz} , S_Q , S_{Ry} , S_{Rx} wpisać do tabeli 5.12.2.

- Obliczyć wartość popędu siły Π_{Rz} , Π_Q , Π_z , Π_y , Π_x według zależności:

$$\Pi_{Rz} = k_{\Pi z} S_{Rz} \quad /5.15.13/$$

$$\Pi_Q = k_{\Pi z} S_Q \quad /5.15.14/$$

$$\Pi_z = \Pi_{Rz} - \Pi_Q \quad /5.15.15/$$

$$\Pi_y = k_{\Pi y} S_{Ry} \quad /5.15.16/$$

$$\Pi_x = k_{\Pi x} S_{Rx} \quad /5.15.17/$$

Wyniki obliczeń wpisać do tabeli 5.15.2

4. Obliczenie prędkości środka masy skaczącego v_0 w chwili oderwania od podłoża oraz jej kąta nachylenia do poziomu \mathcal{L} .

- Obliczyć wartości składowych poziomych v_{ox} i v_{oy} oraz składowej pionowej v_{oz} prędkości v według zależności:

$$v_{ox} = \frac{\Pi_x}{m}, \quad /5.15.18/$$

$$v_{oy} = \frac{\Pi_y}{m}, \quad /5.15.19/$$

$$v_{oz} = \frac{\Pi_z}{m}, \quad /5.15.20/$$

- Obliczyć wartość prędkości v_0 według wzoru:

$$v_0 = \sqrt{v_{ox}^2 + v_{oz}^2} \quad /5.15.21/$$

- Obliczyć kąt nachylenia prędkości v_0 do poziomu według zależności:

$$\mathcal{L} = \text{arc tg } \frac{v_{oz}}{v_{ox}} \quad /5.15.22/$$

- Obliczyć całkowitą prędkość odbicia:

$$v = \sqrt{v_{ox}^2 + v_{oy}^2 + v_{oz}^2} \quad /5.15.23/$$

Wyniki pomiaru wartości v_{ox} , v_{oy} , v_{oz} , v_0 , v oraz wpisać do tabeli 5.15.3.

- Obliczyć wartość zasięgu skoku x_2 :

$$x_2 = \frac{v_0^2 \sin 2\alpha}{g} \quad /5.15.24/$$

- Obliczyć wartość współczynnika k :

$$k = \frac{x_2 g}{v^2} \quad /5.15.25/$$

Obliczone wartości x_2 i k wpisać do tabeli 5.15.3.

SPRAWOZDANIE Z ĆWICZENIA: 5.15:

OCENA TECHNIKI SKOKU W DAL Z MIEJSCA NA PODSTAWIE PRZYJĘTEGO
KRYTERIUM.

	Imię i Nazwisko	Rok studiów	Grupa	Data
Wykonał				

Ocena	Podpis

Technika I:
.....
Technika II:
.....

Tabela 5.15.3. Wyniki pomiaru długości skoku

Nr techniki skoku	V_{Ox}	V_{Oy}	V_{Oz}	V_0	V	α	x_2	k
-	m/s	m/s	m/s	m/s	m/s	rad	m	-
I								
II								

2. Oceń techniki wykonania skoku ze względu na skuteczność.

3. Oceń techniki wykonania ruchu ze względu na przyjęte kryterium:

$$k = \frac{x_2 g}{v^2} \rightarrow \max$$

4. Zaproponuj kryterium oceny techniki ruchu w dowolnej dyscyplinie i uzasadnij wybór.

5. Dlaczego ocena techniki ruchu na podstawie kryterium różnego od skuteczności może nie mieć żadnego znaczenia.

5.16. Piśmiennictwo do rozdziału 5.

1. Baltin A.J.: Wlijanije intiensivnoj dwigatelnoj dziejatelno-
sti baskietbolistow na tiechniku broska miacza w korziniu w przyż-
kie. "Teorija i Praktika Fiziczeskoj Kultury". 1985, nr 9.
2. Bartosiewicz G., Wit A.: Skoczność czy moc. "Sport Wyczynowy"
1985, nr 6.

3. Bączyk S.: Podstawy z chemii ogólnej i biochemii w zakresie studiów wychowania fizycznego. Warszawa - Poznań 1974. PWN.
4. Bier W.: Biofizyka. Warszawa 1968. PWN.
5. Bober T.: Biomechanika. Wrocław 1983. AWF.
6. Bober T.: Biomechaniczne kryteria skuteczności techniki sportowej. "Sport Wyczynowy" 1979, nr 9,10.
7. Bober T.: Obiektywne kryteria techniki ruchu. "Zeszyty naukowe AWF we Wrocławiu" 1977, nr 22.
8. Brenke H., Dietrich L.: Die Bestimmung der Rücken - und Bauchmuskulatur. "Medizin und Sport" 1986, nr 3.
9. Buśko K.: Niektóre metody bezinwazyjnego określania proporcji włókien mięśniowych. "Sport Wyczynowy" 1983, nr 3.
10. Buchtał F.: Wprowadzenie do elektromiografii. Warszawa 1961. PZWL.
11. Buczek M.: Sportowe urządzenia treningowe i badawcze. Materiały i prace Instytutu Sportu. Warszawa 1985.
12. Dąbrowska A. i inni: Dyspozycje siłowe zawodników judo a skuteczność ich techniki. "Sport Wyczynowy" 1986, nr 3-4.
13. Dega W.: Ortopedia i rehabilitacja. Warszawa 1983. PWN.
14. Denisiuk L.: Elementy teorii i historii wychowania fizycznego. Warszawa 1969. PZWS.
15. Doński D.: Biomechanika ćwiczeń fizycznych. Warszawa 1963. Sport i Turystyka.
16. Empacher A.: Mały słownik matematyczny. Warszawa 1967. Wiedza Powszechna.
17. Fidelus K. i inni: Przewodnik do ćwiczeń z biomechaniki. Warszawa 1975. AWF.
18. Fidelus K.: Zarys biomechaniki ćwiczeń fizycznych. Warszawa 1983. AWF.
19. Fidelus K.: Powstawanie nawyków ruchowych. Warszawa 1974. AWF.
20. Fidelus K. i inni: Biomechanics VIIA i VIIB. Warszawa 1981. PWN.

21. Fidelus K.: Miejsce i znaczenie techniki ruchu w teorii sportu. Warszawa 1970. Sport i Turystyka.
22. Fidelus K.: Technika ruchów ludzkich. Podstawowe Problemy współczesnej Techniki. Warszawa 1974. PAN, PWN, t.XVIII.
23. Głuchowski J., Parfianowicz L., Wolf J.: Modelowanie i optymalizacja indywidualnych technik ruchu. Raport Instytutu Sportu pod red. A.Komora. Warszawa nr 105.2.04.1 - 03:00: 01 : 84.
24. Goluch A.: Określenie czasu, szybkości narastania i spadku siły mięśni oraz ich zmian w rocznym cyklu treningowym. AWF Warszawa 1980. Praca doktorska.
25. Hausmanowa-Petrusewicz I.: Elektromiografia kliniczna. Warszawa 1980. PZWL.
26. Israel S. i inni: Die Alterscharakteristik der Muskelkraft sportlich aktiver Frauen und Männer zwischen dem 30 und 60 Lebensjahr. Sportwissenschaftliche Beiträge Leipzig. "Theorie und Praxis der Körperkultur" 1986, nr 2.
27. Jakowlew N.: Biochimijska. Moskwa 1964. Fizkultura i Sport.
28. Kabsch A.: Biomechaniczna ocena chodu w protezie osób amputowanych powyżej stawu kolanowego usprawnianych na obozach narciarskich. Poznań 1966. AWF.
29. Koerner I.B.: Normal human locomotion. University of Alberta 1980.
30. Komor A.: Analiza techniki ruchu zawodnika w podnoszeniu ciężarów. Raport Instytutu Sportu. Warszawa 1980, nr 105-06-13.
31. Kopański R. i inni: Zmiany parametrów biomechanicznych mięśni pod wpływem stosowanych obciążeń treningowych z wykorzystaniem metod elektrostymulacyjnych. Raport Instytutu Sportu Warszawa 1981, nr 105.3.0.12.
32. Kwiatkowski W. i inni: Analogowe i cyfrowe systemy pomiarowe. Warszawa 1983. Wydawnictwa Politechniki Warszawskiej.
33. Mayerson N.H., Milano R.A.: Goniometric measurement reliability in physical medicine. "Archives of Physical Medicine and Rehabilitation" 1984, vol.65, nr 2.

34. Mika T.: Fizykoterapia. Warszawa 1979. PZWL.
35. Miller D.I., Nelson R.C.: Biomechanics of sport. Philadelphia 1973. Lea and Febiger.
36. Morecki A.: Miernictwo mechanicznych parametrów maszyn metodami elektrycznymi. Łódź 1972. PWN.
37. Morecki A., Ekiel J., Fidelus K.: Bionika ruchu. Warszawa 1971. PWN.
38. Moreno-Aranda J., Seireg A.: Electrical parameters for over-the-skin muscle stimulation. "Journal of Biomechanics" 1981, vol.14, nr 9.
39. Moreno-Aranda J., Seireg A.: Investigation of over-the-skin electrical stimulation parameters for different normal muscles and subjects. "Journal of Biomechanics" 1981, vol. 14, nr 9.
40. Morton D.J.: Human locomotion and body form. Baltimore 1952. Williams and Wilkins.
41. Naglak Z.: Trening sportowy. Wrocław 1977. PWN.
42. Siedlecki A., Konopa J.: Laboratorium analogowych przyrządów i układów pomiarowych. Warszawa 1983. Wydawnictwa Politechniki Warszawskiej.
43. Styburski W.: Przetworniki tensometryczne. Warszawa 1976. WNT.
44. Szukiewicz H. i inni: Zasady działania narządu ruchu. Warszawa 1977. AWF.
45. Szukiewicz H. i inni: Badania nad rozłożeniem siły nacisku na stopę metodą tensometryczną. Warszawa 1966. PWN.
46. Trzaskoma Z.: Wybrane zagadnienia procesu treningowego w podnoszeniu ciężarów. Warszawa 1985. Instytut Sportu.
47. Ueya K.: Using an inertial wheel and power meter to measure muscular power and energy with an application to biomechanics. PWN Warszawa Biomechanics VIIB.
48. Weiss M.: Ujednoczona metoda oznaczania zakresów ruchów. "Chirurgia Narządu Ruchu i Ortopedia Polska" 1953, t.XVIII.

49. Weiss M., Zembaty A.: Fizjoterapia dla medycznych studiów zawodowych - wydział fizjoterapii. Warszawa 1983. PZWL.
50. Winter D.A.: Biomechanics of human movement. New York, Chichester, Brisbane, Toronto 1979. A.Wiley - Interscience Publication, John Wiley and Sons.
51. Wit A.: Biomechanika dla instruktorów sportu. Warszawa 1984. Stołeczna Federacja Sportu Rada Programowa.
52. Wit A.: Zagadnienia regulacji w procesie rozwoju siły mięśniowej na przykładzie zawodników uprawiających podnoszenie ciężarów. Warszawa 1980. Instytut Sportu.
53. Wit A. i inni: Wpływ ilości wykonywanej pracy i wielkości rozwijanej mocy przez mięsień na poziom fosfokreatyny i siłę mięśnia w fazie superkompensacji. "Wychowanie Fizyczne i Sport" 1977, nr 4.
54. Wit A. i inni: Parameters of stimulating current. "Biology of Sport" 1985, vol.2, nr 1.
55. Żukow J., Jufrikow: Tajniki Fosbury - flop. "Legkaja atletika" 1986, nr 12.
56. Encyklopedia Powszechna PWN. Warszawa 1984.