

# ZAGADNIENIE POMIARU WYBRANYCH CECH RUCHÓW PATOLOGICZNYCH KOŃCZYNY GÓRNEJ CZŁOWIEKA

Małgorzata Świder

*Instytut Maszyn, Napędów i Pomiarów Elektrycznych, Politechnika Wroclawska, Wrocław*

## 1 WSTĘP

Praca dotyczy analizy zjawiska drżenia kończyny górnej człowieka, głównie zaś ilościowej oceny drżenia jako jednego z rodzajów ruchu patologicznego. Drżenie jako rodzaj ruchu może mieć charakter fizjologiczny (prawidłowy) lub patologiczny (nieprawidłowy). Stanowi jeden z podstawowych objawów schorzeń neurologicznych. Analizując drżenie należy zwrócić uwagę na następujące jego cechy: rozmieszczenie, amplituda, częstotliwość, czynniki wpływające na jego nasilenie lub złagodzenie. Drżenie występuje w zespołach uszkodzenia układu pozapiramidowego oraz w zespołach mózdkowych [11, 13]. Wśród metod stosowanych do ilościowej oceny parametrów drżenia wykorzystuje się przetworniki przemieszczenia, prędkości, siły i przyspieszenia, czujniki laserowe, techniki fotograficzne oraz badanie elektromiograficzne stosowane jako uzupełniające. Powszechne zastosowanie zyskała metoda wykorzystująca akcelerometr jako przetwornik pomiarowy do pomiaru przyspieszeń punktów charakterystycznych ciała człowieka [2, 3].

Celem pracy było:

- 1 opracowanie modelu fizycznego drżenia kończyny górnej człowieka,
- 2 opracowanie metody zbierania informacji o stanie wybranych cech charakteryzujących drżenie oraz określenie sposobu oceny stanu tych cech jako miary badanego ruchu,
- 3 przeprowadzenie weryfikacji opracowanej metody pomiarowej.

Stworzenie modelu fizycznego drżenia polegało na określeniu i doborze cech charakteryzu-

jących badany ruch kończyny. Ruch ten analizowano w przestrzeni dwuwymiarowej. Wprowadzono nowe parametry opisujące zjawisko drżenia kończyny górnej. Na bazie techniki video opracowano metodę pomiarową do ilościowej oceny stanu tych parametrów. Metodę zweryfikowano na podstawie eksperymentu w grupie osób bez objawów drżenia patologicznego (grupa kontrolna) oraz w grupie podejrzanej o istnienie drżenia o charakterze patologii, z uwagi na przebytą chorobę (grupa eksperymentalna).

Sformułowano następujące tezy pracy:

- 1 Istnieje możliwość wykorzystania komputerowej analizy obrazów video do określania parametrów drżenia kończyny górnej człowieka.
- 2 Możliwe jest zastosowanie funkcji gęstości prawdopodobieństwa jako skończonej mieszanki dwuwymiarowych rozkładów ciągłych do opisu drżenia kończyny górnej człowieka.
- 3 Opracowana metoda pomiarowa może być wykorzystana do różnicowania drżenia prawidłowego i patologicznego oraz wyznaczenia skuteczności terapii w przypadku choroby alkoholowej.

## 2 MODEL DRŻENIA KOŃCZYNY GÓRNEJ CZŁOWIEKA

Do rozważań przyjęto, że model mechaniczny kończyny górnej zawiera jeden sztywny człon. Założono, że przy wyprostowanej kończynie następuje usztywnienie połączenia w stawach: łokciowym, promieniowo-nadgarstkowym, śród-nadgarstkowym i w stawach nadgarstko-

śródręcznych. Oznacza to, że ruch kończyny odbywa się w połączeniach obręczy kończyny górnej, w stawie ramiennym i w stawach śródręczno-paliczkowych i międzypaliczkowych ręki. W analizie drżenia kończyny, ruchy w obrębie stawów śródręczno-paliczkowych i międzypaliczkowych zostały pominięte. Ponadto przyjęto uproszczenie, że ruch kończyny górnej odbywa się w przestrzeni dwuwymiarowej. Przy tak postawionych założeniach, mięśnie biorące udział w ruchu kończyny to mięśnie obręczy kończyny i niektóre mięśnie kończyny górnej wolnej. Analizowane drżenie kończyny jest wynikiem drżenia tych grup mięśniowych. Wyróżniono dwie cechy charakteryzujące drżenie kończyny górnej człowieka. Są to:

- trajektoria ruchu kończyny w przestrzeni dwuwymiarowej, która jest jednoznacznie określona na podstawie współrzędnych poziomych i pionowych w układzie  $x-y$ ,
- łączna funkcja gęstości prawdopodobieństwa zmiennych opisujących położenie kończyny w przestrzeni dwuwymiarowej.

Podstawą do określenia obu wyróżnionych cech drżenia była identyfikacja funkcji zmian wektora współrzędnych  $W(t)$  kończyny w czasie.

Dla określonej chwili czasu  $t_i$ , krzywą łączącą punkty o współrzędnych  $(x_i, y_i)$  nazwano trajektorią ruchu kończyny w przestrzeni dwuwymiarowej.

Do analizy funkcji gęstości pewnej zmiennej  $D$  opisującej położenie kończyny w przestrzeni dwuwymiarowej przyjęto, że łączna funkcja gęstości prawdopodobieństwa  $f(d)$  stanowi skończoną mieszkankę dwuwymiarowych rozkładów ciągłych. Funkcja  $f(d)$  jest postaci:

$$f(d) = \sum_{j=1}^k P_j \cdot f_j(d), \quad \sum_{j=1}^k P_j = 1 \quad (1)$$

gdzie:

$k$  - liczba składowych mieszkanki,

$P_j$  - parametr (waga) mieszkający  $j$ -tego rozkładu składowego mieszkanki,

$f_j(d)$  - funkcja gęstości  $j$ -tego rozkładu składowego mieszkanki.

W celu wyodrębnienia poszczególnych składowych badanego rozkładu dokonano klasyfikacji zbioru, którego elementami były realizacje zmiennej  $D$ .

### 3 METODA POMIAROWA

Na bazie techniki video opracowana została nowa, ilościowa metoda pomiaru parametrów drżenia kończyny. W metodach wizyjnych zestaw znaczników (markery bierne lub czynne), mocowany w punktach charakterystycznych ciała człowieka, wraz z odpowiednią kamerą rejestrującą wykorzystuje się do zapisu zmiany współrzędnych tych punktów. Umieszczając markery w odpowiednich punktach na kończynie, na podstawie obrazu zarejestrowanego przez kamerę uzyskujemy informację o ruchu kończyny w przestrzeni [6, 7, 12]. W opracowanej metodzie zastosowano bierny marker w kształcie pierścienia, koloru czarnego, mocowany na przedramieniu w połowie odległości (w przybliżeniu) pomiędzy łokciem a nadgarstkiem. Do rejestracji ruchu kończyny wykorzystano jedną kamerę. Opis ruchu przeprowadzono w przestrzeni dwuwymiarowej w układzie  $x-y$ . Pomiar parametrów drżenia dotyczył kończyny górnej człowieka.

Podstawowym elementem systemu pomiarowego jest komputerowa karta akwizycji obrazu 'frame grabber'. W badaniach wykorzystano dwie karty: kartę Video Blaster Plus oraz kartę Show Time Plus wchodzącą w skład systemu MultiScan v. 6.02 [10]. (Computer Scanning Systems, Sp. z o.o., Warszawa). Część programowa systemu MultiScan została przystosowana do realizacji zadań pomiarowych w zakresie oceny parametrów drżenia kończyny człowieka. Analiza polegała na wyszukaniu w zarejestrowanym obrazie obiektu o kształcie zastosowanego markera i określeniu współrzędnych jego środka ciężkości. Dokładność określenia współrzędnych środka ciężkości markera wynosiła  $\pm 1$  pixel. Czulość systemu pomiarowego określono na podstawie wymiarów markera w układzie współrzędnych rzeczywistych  $x-y$  oraz w układzie współrzędnych ekranowych  $x'-y'$ . Czulość ta zależy od odległości pomiędzy kończyną (markerem) a płaszczyzną styczną do obiektywu kamery i może się zmieniać podczas pomiaru ze względu na ruch kończyny w przestrzeni trójwymiarowej. Do analizy parametrów drżenia przyjęto, że czulość systemu pomiarowego jest stała podczas rejestracji ruchu kończyny. Oznacza to założenie, że drżenie odbywa się w przestrzeni dwuwymiarowej. Ponadto przyjęto, że czulość w kierunku poziomym i pionowym jest jednakowa. Ruch

kończyny analizowano na podstawie ruchu środka ciężkości markera (punkt O). Dla określonej chwili czasu  $t_i$ , na podstawie obrazu zarejestrowanego przez kamerę, wyznaczano wartość wektora współrzędnych punktu O w układzie  $x$ - $y$ . Identyfikacji uległ zatem wektor współrzędnych  $W(t_i)$ . Współrzędne środka ciężkości markera stanowią realizacje zmiennej  $D$ , która opisuje położenie kończyny w badanej przestrzeni.

Ocena trajektorii ruchu kończyny polegała na określeniu maksymalnego przesunięcia punktu O w kierunku poziomym i pionowym, w ciągu ustalonego czasu pomiaru  $\Delta t$ . Przesunięcie to, jako dwuwymiarowy wektor przemieszczenia  $T$ ,  $T = [T_x \ T_y]^T$ , przyjęto jako ocenę stanu tej cechy drżenia.

W badaniach założono, że nie jest znana postać analityczna funkcji gęstości prawdopodobieństwa zmiennej  $D$ . Do analizy tego rozkładu zastosowano metodę nieparametrycznej estymacji funkcji gęstości  $f(d)$ . Estymację tę przeprowadza się na podstawie obserwacji dwuwymiarowych  $d_i$ ,  $d_i = [x_i \ y_i]^T$ , których znajomość pozwala wyznaczyć funkcję  $f(d)$  jako ocenę funkcji gęstości  $f(d)$ . Zastosowano jedną z najpopularniejszych metod estymacji gęstości wielowymiarowej, tzn. metodę estymatora jądrowego [5, 14]. Ogólną postać estymatora jądrowego dla przestrzeni dwuwymiarowej przedstawia zależność (2). Jako jądro zastosowano funkcję gęstości dwuwymiarowego standaryzowanego rozkładu normalnego.

Poza estymacją funkcji gęstości  $f(d)$ , w celu wyodrębnienia składowych mieszanek dwuwymiarowych rozkładów ciągłych, zastosowano iteracyjną metodę  $k$  średnich jako niehierarchiczną metodę klasyfikacji [9].

$$\hat{f}(d) = (n \cdot h^2)^{-1} \cdot \sum_{i=1}^n K [h^{-1} \cdot (d - d_i)] \quad (2)$$

gdzie:

$h$  - tzw. szerokość okna, będąca liczbą dodatnią,

$K$  - tzw. jądro będące funkcją, która spełnia taki sam warunek jak funkcja gęstości i dodatkowo warunek jednomodalności o modalnej w punkcie  $d_i$ .

W metodzie tej punktem wyjściowym jest pewna zadana z góry klasyfikacja początkowa złożona z  $k$  klas. Stosowana funkcja kryterium

to ogólna suma odległości wewnątrzklasowych liczonych od środka klas. W badaniach przyjęto klasyfikację początkową  $k=2$ . Ostatecznie, parametry rozkładu zmiennej  $D$  określono jako wektor  $\Theta$  postaci:

$$\Theta = [k \ \hat{f}_{\max}(d)]^T \quad (3)$$

gdzie:

$k$  - liczba wyróżnionych klas,

$\hat{f}_{\max}(d)$  - wartość maksymalna estymatora funkcji gęstości zmiennej  $D$ .

#### 4 POMIARY PARAMETRÓW DRŻENIA KOŃCZYNY

Przed wykorzystaniem opracowanego systemu pomiarowego do ilościowej oceny parametrów drżenia kończyny zbadano podstawowe statyczne właściwości metrologiczne tego systemu, dla ustalonych warunków pomiaru. Jako kartę 'frame grabber' digitalizującą obraz ze źródła video wykorzystano kartę Video Blaster Plus. Określono następujące parametry: czułość systemu pomiarowego, rozdzielczość pomiarową, zakres pomiarowy, charakter funkcji przetwarzania, podstawowe błędy pomiarowe. Opracowany system pomiarowy charakteryzuje liniowość przetwarzania oraz niewielki błąd przesunięcia zera równy 1 pixel. Uzyskane właściwości metrologiczne świadczą o możliwości wykorzystania systemu opartego na technice video do ilościowej oceny parametrów drżenia kończyny górnej człowieka.

Do pomiarów wybranych parametrów drżenia wykorzystano kartę Show Time Plus. Pomiaru zostały przeprowadzone w dwóch grupach (N, A), łącznie wzięły w nich udział 64 osoby. W skład grupy N weszły 32 osoby zdrowe tzn. bez objawów drżenia patologicznego będącego wynikiem zaburzeń neurologicznych. W grupie tej było 20 mężczyzn i 12 kobiet w wieku od 20 do 64 lat. Grupę A tworzyli pacjenci poradni odwykowej uzależnieni od alkoholu. W grupie tej było 20 mężczyzn i 12 kobiet w wieku od 29 do 61 lat, o różnym okresie abstynencji (od 1 do 78 miesięcy). Poza czterema osobami z grupy A wszyscy byli praworęczni, badane grupy były jednorodnie ze względu na płeć i wiek.

Pomiar parametrów drżenia kończyny górnej przeprowadzony był w warunkach typowego testu neurologicznego (postawa siedząca, stopy

złączone oparte o podłoże, plecy wyprostowane, obie kończyny górne wyciągnięte przed siebie). Najpierw rejestrowano ruch prawej kończyny a następnie, po krótkim odpoczynku, lewej. Czułość systemu pomiarowego została określona niezależnie dla prawej i lewej kończyny. Na taśmie video zarejestrowano ruch kończyny o czasie trwania równym  $\Delta t_{max}=1$  min. Pomiar parametrów drżenia przeprowadzono analizując ruch w dwóch przedziałach czasowych:  $\Delta t_1=6,4$  s (przypadek P1) i  $\Delta t_2=12,8$  s (przypadek P2). Częstotliwość zapisu w systemie komputerowym obrazu zarejestrowanego przez kamerę wynosiła  $f_z=10$  klatek/s. Częstotliwość ta została dobrana metodą eksperymentalną a także wynikała z analizy fizjologicznej badanego zjawiska [4, 8].

### 1.1 Analiza wektora przemieszczenia $T$

Uzyskane wyniki pomiarów wektora przemieszczenia  $T$  w obu grupach poddano analizie statystycznej przy pomocy testów nieparametrycznych [1]. Wykorzystano test Wilcozona i Manna-Whitneya. Do oceny zależności pomiędzy badanymi zmiennymi zastosowano analizę korelacyjną Spearmana.

#### 4.1.1 Charakterystyka grupy kontrolnej (grupa N)

W grupie kontrolnej, w podgrupach wyróżnionych ze względu na płeć (M, K) i wiek, w obu przypadkach (P1, P2) nie stwierdzono istotnych statystycznie różnic w wartościach wektora przemieszczenia  $T$ . Podobnie było przy porównaniu wartości tego wektora dla prawej i lewej kończyny. Wystąpiły natomiast różnice pomiędzy składową poziomą i pionową wektora  $T$  dla prawej i lewej kończyny. Składowa pozioma  $T_x$  jest w sposób istotny statystycznie mniejsza niż składowa pionowa  $T_y$ . Jest to wynikiem sposobu pomiaru parametrów drżenia. Postawa siedząca osoby badanej częściowo eliminuje drżenie posturalne, które, z uwagi na ograniczoną ruchomość kończyny w kierunku poziomym w obrębie stawu ramiennego i połączeniach obręczy kończyny górnej, w głównej mierze decyduje o składowej poziomej wektora  $T$ . Ponadto wystąpiły istotne różnice w wartościach wektora przemieszczenia określonych dla czasu pomiaru  $\Delta t_1$  oraz  $\Delta t_2$ . Różnice te mogły być spowodowane m.in. zmęczeniem osoby badanej. Zmęczenie

to dało wzrost wartości badanego parametru drżenia kończyny przy dłuższym czasie pomiaru. Analizując wyniki grupy kontrolnej stwierdzono też niewielką dodatnią korelację pomiędzy wiekiem a składową poziomą wektora przemieszczenia  $T$ , dla prawej i lewej kończyny oraz czasu  $\Delta t_1$ . Można to tłumaczyć postępującym z wiekiem drżeniem posturalnym, które uwidacznia się w składowej  $T_x$  wektora  $T$ .

#### 4.1.2 Charakterystyka grupy osób uzależnionych od alkoholu (grupa A)

W grupie tej, podobnie jak w grupie kontrolnej, nie stwierdzono istotnych statystycznie różnic w wartościach wektora  $T$  w podgrupach wyróżnionych ze względu na płeć i wiek. Również wystąpiły różnice pomiędzy składową poziomą i pionową wektora przemieszczenia  $T$ , dla prawej i lewej kończyny (zależność analogiczna jak w grupie N). Ponadto, podobnie jak w grupie kontrolnej, dla krótszego czasu pomiaru (przypadek P1) wartości wektora  $T$  były w sposób istotny statystycznie mniejsze od tych uzyskanych dla przypadku P2. W przeciwieństwie do grupy kontrolnej, w grupie eksperymentalnej wystąpiły istotne różnice w wartościach wektora przemieszczenia przy porównaniu prawej i lewej kończyny. Jest to wyraźnie widoczne dla przypadku P1, natomiast wydłużenie czasu pomiaru częściowo eliminuje obserwowaną prawidłowość. Wartość wektora  $T$  określona dla prawej kończyny była mniejsza niż dla lewej. Może to być wynikiem praworęczności osób z grupy A (tylko cztery osoby były leworęczne). Większa sprawność prawej kończyny mogła spowodować mniejsze drżenie. Praworęczność należy jednak traktować tylko jako jeden z czynników, które mogły być odpowiedzialne za to zjawisko. W grupie kontrolnej wszystkie osoby były także praworęczne, a efekt o którym mowa nie wystąpił. Przyczyna mniejszej wartości wektora  $T$  dla prawej kończyny może wynikać zatem przede wszystkim z właściwości grupy A. W grupie eksperymentalnej nie wystąpiła korelacja pomiędzy wiekiem a składową poziomą wektora przemieszczenia. Zauważono natomiast, że wydłużenie okresu abstynencji powoduje istotny spadek wartości wektora  $T$ . Zjawisko to wystąpiło tylko dla składowej poziomej wektora przemieszczenia, dla prawej kończyny. Jako jedną z miar skuteczności procesu leczenia uzależnienia alkoholowego można zatem przyjąć

systematyczne zmniejszanie się wartości składowej poziomej wektora  $T$ .

#### 4.1.3 Porównanie badanych grup

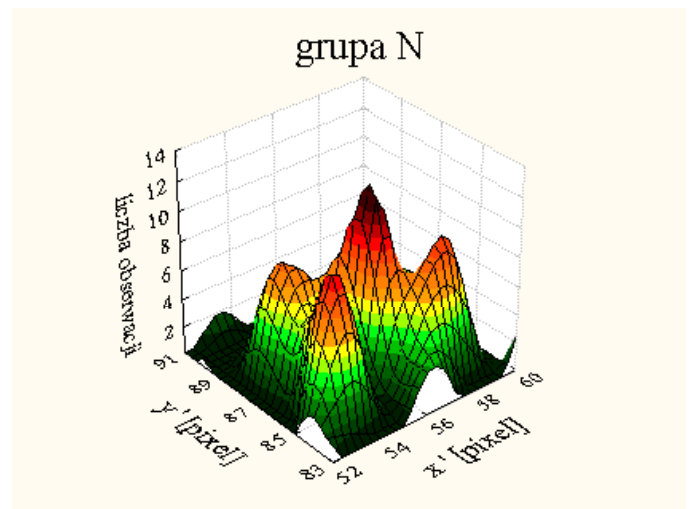
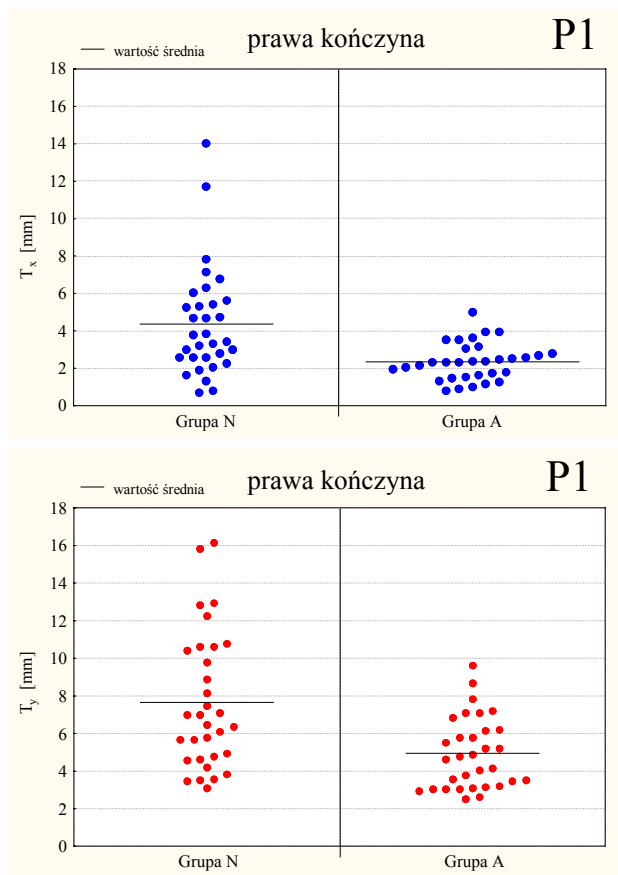
Porównanie wartości wektora przemieszczenia  $T$  w grupach kontrolnej i eksperymentalnej dało istotne statystycznie różnice, które wystąpiły w obu badanych przypadkach (P1, P2), ale tylko dla prawej kończyny. W grupie A wartość wektora  $T$  była mniejsza niż w grupie kontrolnej. Porównanie obu badanych grup przedstawia Rys.1. Wektor przemieszczenia  $T$  różnicuje badane grupy dając różnice wewnątrzgrupowe i międzygrupowe.

#### 4.2 Analiza rozkładu zmiennej losowej $D$

Uzyskane wyniki pomiarów wektora  $\Theta$ , jako parametru rozkładu zmiennej  $D$ , poddano analizie statystycznej przy pomocy testów nieparametrycznych [1]. Wykorzystano testy Wilcozona, Manna-Whitneya i test chi-kwadrat. Do oceny liczby klas zastosowano analizę skupień przez grupowanie metodą k-średnich.

#### 4.2.1 Charakterystyka grupy kontrolnej (grupa N)

W grupie kontrolnej nie stwierdzono istotnych statystycznie różnic w wartościach wektora  $\Theta$ , w podgrupach wyróżnionych ze względu na płeć oraz wiek (przypadek P1 i P2). Również brak było różnic pomiędzy prawą i lewą kończyną, niezależnie od czasu trwania pomiaru. Przykładowy rozkład zmiennej  $D$  charakterystyczny dla grupy N przedstawiono na Rys.2. Wystąpiły natomiast istotne różnice w wartościach wektora  $\Theta$  określonych dla czasu pomiaru  $\Delta t_1$  oraz  $\Delta t_2$ , dla obu kończyn. Różnice te dotyczyły tylko wartości estymatora funkcji gęstości  $f_{\max}(d)$ , wzrost czasu pomiaru spowodował spadek wartości  $f_{\max}(d)$ .

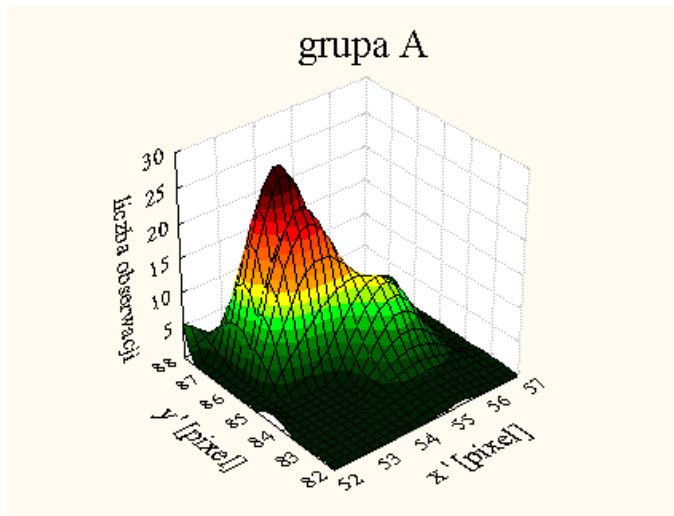


Rys. 2. Typowy dwuwymiarowy rozkład zmiennej losowej  $D$  uzyskany dla reprezentanta grupy kontrolnej. Liczba wyróżnionych klas wynosi  $k = 4$ .

#### 4.2.2 Charakterystyka grupy osób uzależnionych od alkoholu (grupa A)

W grupie A, podobnie jak w grupie kontrolnej, nie zaobserwowano różnic w wartościach wektora  $\Theta$  w podgrupach wyróżnionych ze względu na płeć i wiek. Wystąpiły natomiast różnice pomiędzy prawą i lewą kończyną. Liczba wyróżnionych klas dla prawej kończyny była mniejsza niż dla lewej, natomiast wartość estymatora funkcji gęstości zmiennej  $D$  wzrosła dla prawej kończyny. Jest to wyraźnie obserwowalne dla przypadku P1, natomiast wydłużenie czasu pomiaru częściowo eliminuje te różnice. Przykładowy rozkład zmiennej losowej  $D$  charakterystyczny dla grupy A przedstawia Rys.3. W grupie A wystąpiły także istotne różnice w wartościach wektora  $\Theta$  określonych dla

czasu pomiaru  $\Delta t_1$  oraz  $\Delta t_2$ , dla obu kończyn. Dotyczyły one wartości estymatora funkcji gęstości  $f_{\max}(d)$ , charakter zmian był analogiczny jak w grupie N. Ponadto zauważono, że wydłużenie okresu abstinencji powoduje istotny spadek liczby wyróżnionych klas. Zjawisko to wystąpiło tylko dla prawej kończyny, dla przypadku P1. Oznaczać to może, że w początkowym etapie leczenia uzależnienia od alkoholu, rozkłady zmiennej losowej  $D$  są zbliżone do tych uzyskanych w grupie kontrolnej. Miarą skuteczności procesu leczenia może być zatem zmniejszanie się liczby klas.

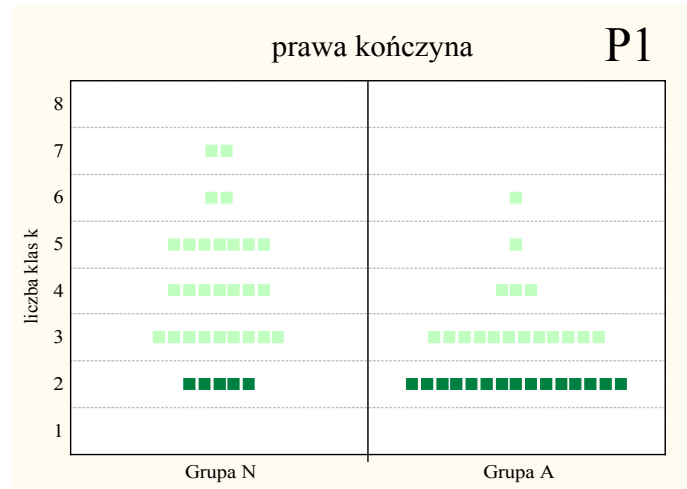


Rys. 3. Typowy dwuwymiarowy rozkład zmiennej losowej  $D$  uzyskany dla pacjenta poradni odwykowej. Liczba wyróżnionych klas wynosi  $k = 2$ .

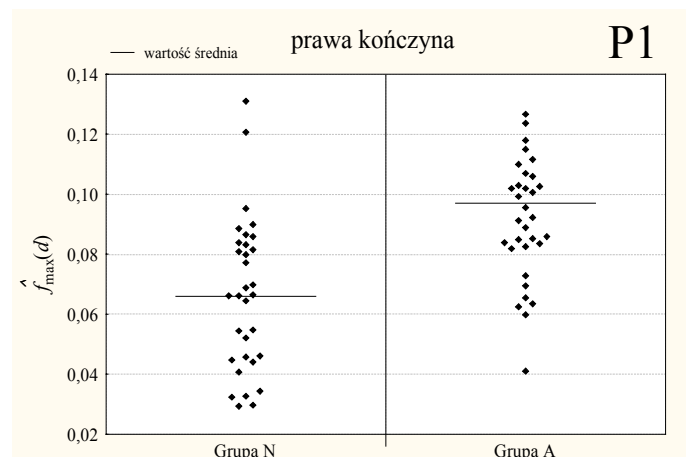
#### 4.2.3 Porównanie badanych grup

Porównanie wartości wektora  $\Theta$  w badanych grupach dało istotne statystycznie różnice. Różnice te wystąpiły tylko dla prawej kończyny. W grupie N dla czasu  $\Delta t_1$ , poza pięcioma przypadkami liczba wyróżnionych klas była większa niż 2, natomiast w grupie A dla prawie połowy przypadków (15 z 32) uzyskano  $k=2$ . Podobny wynik otrzymano dla przypadku P2: w grupie N dla większości przypadków (30 z 32) otrzymano  $k > 2$ , natomiast w grupie A dla 13 z 32 przypadków uzyskano  $k=2$ . Dla przypadku P1 wyniki te zobrazowano na Rys.4. Okazało się, że typowym zjawiskiem dla pacjentów poradni odwykowej jest to, że liczba składowych rozkładu zmiennej losowej  $D$  wynosi dla prawie połowy przypadków dwa, podczas gdy w grupie kontrolnej jest ona zdecydowanie większa. Oznacza to, że w grupie A funkcja gęstości  $f(d)$  zmiennej  $D$  stanowi mieszaną zwykle dwóch

dwuwymiarowych rozkładów ciągłych, w odróżnieniu od grupy N gdzie liczba składowych mieszanek jest statystycznie większa (Rys.2., Rys.3.).



Rys. 4. Porównanie międzygrupowe liczby klas ( $k$ ) jako jednego z parametrów rozkładu zmiennej losowej  $D$ , dla przypadku P1 (test chi-kwadrat z poprawką Yatesa;  $\chi^2 = 5,89$ ;  $p = 0,015$ ).



Rys. 5. Porównanie międzygrupowe wartości estymatora funkcji gęstości ( $f_{\max}(d)$ ) dla przypadku P1; dla przypadku P2 uzyskano wynik analogiczny (test Manna-Whitneya;  $p = 0,0001$  dla P1 i P2).

Ponadto, analizując rozkład zmiennej losowej  $D$ , zaobserwowano różnice międzygrupowe przy porównaniu wartości estymatora funkcji gęstości  $f_{\max}(d)$ . Wartość tego estymatora w grupie eksperymentalnej była statystycznie większa niż w grupie kontrolnej (Rys.5.). Podobnie jak dla wektora przemieszczenia  $T$ , parametry rozkładu zmiennej losowej  $D$  określone wektorem  $\Theta$  różnicują badane grupy dając różnice wewnątrz- i międzygrupowe.

## 5 PODSUMOWANIE

1. Opracowana metoda pomiarowa jest całkowicie nieinwazyjna i praktycznie bezkontaktowa. Zastosowanie biernego markera pozwala na odizolowanie osoby badanej od elektrycznych układów zasilających, zwiększając tym bezpieczeństwo pracy podczas pomiarów. Użyty marker zapewnia dużą swobodę ruchów kończyny, umożliwia ocenę wybranych parametrów drżenia w różnych sytuacjach, bez ograniczeń wynikających z istnienia przewodów łączeniowych. Zaletą metody jest duża dostępność użytego sprzętu oraz stosunkowo niski koszt. Analiza drżenia kończyny może być przeprowadzana w różnych sytuacjach np. przy wykonywaniu zadań celowych lub w stanie spoczynku kończyny. Metoda pozwala tu na dużą dowolność w rodzaju stosowanego testu pomiarowego. Nie ma też ściśle określonych wymagań odnośnie miejsca przeprowadzenia pomiarów. Dokładność pomiarów parametrów drżenia, wynikająca z zastosowanej metody pomiarowej, zależy od dokładności określenia współrzędnych środka ciężkości markera, która wynosi  $\pm 1$  pixel. Przy niewielkich wartościach wektora przemieszczenia  $T$  może powodować to duży błąd pomiaru. Wzrost czułości systemu pomiarowego, np. przez zastosowanie pierścieni pośrednich w kamerze, może zmniejszyć wartość tego błędu. Jest to możliwe do zrealizowania i sprawdzenia w ramach przyszłych badań.
2. Analizując wybrane parametry drżenia kończyny górnej człowieka przyjęto, że czułość systemu pomiarowego w kierunku poziomym i pionowym jest jednakowa i stała w trakcie pomiaru dla danej osoby. Są to uproszczenia, które mogły wpłynąć na dokładność oceny parametrów drżenia.
3. Ocena parametrów drżenia kończyny została przeprowadzona na bazie modelu, który zakładał, że przy wyprostowanej kończynie następuje usztywnienie połączenia w stawach: łokciowym, promieniowo-nadgarstkowym, śródnadgarstkowym i w stawach nadgarstkowo-śródręcznych. Dodatkowo, w zależności od położenia wyjściowego kończyny, mogą wystąpić ruchy nawracania lub odwracania przedramienia i ręki. Założono, że dopuszczalny był tylko jeden z tych ruchów, który określał pozycję wyjściową kończyny. Pozycja ta była niezmienna podczas trwania pomiarów. W rzeczywistości założenia te mogły nie być spełnione, powodując dodatkowe źródło błędów przy ocenie parametrów drżenia. Zastosowanie w przyszłości drugiej kamery pozwoli na analizę drżenia kończyny w trzech wymiarach i wyeliminowanie niektórych wspomnianych wyżej błędów. Zwiększy to jednak znacznie koszty systemu pomiarowego.
4. Obie wybrane cechy drżenia różnicują badane grupy osób. Pierwsza teza pracy została udowodniona. Skuteczność metody wykazana w przestrzeni dwuwymiarowej stanowi podstawę dalszych prac w analizie drżenia w przestrzeni trójwymiarowej.
5. Dla wektora przemieszczenia  $T$  wystąpiły wyraźne różnice pomiędzy składową poziomą  $T_x$  i pionową  $T_y$  ( $T_x < T_y$ ). Wzrost czasu pomiaru spowodował istotny wzrost wartości wektora  $T$ . Stwierdzono, że w grupie A wartość wektora przemieszczenia dla kończyny prawej jest mniejsza niż dla lewej oraz, że w grupie tej dla kończyny prawej wartość wektora przemieszczenia jest mniejsza niż w grupie kontrolnej. Ponadto, wydłużenie okresu abstynencji spowodowało spadek wartości składowej poziomej wektora przemieszczenia  $T$ , dla prawej kończyny.
6. Stwierdzono, że w grupie A liczba klas jest mniejsza dla prawej kończyny niż dla lewej. Ponadto w grupie tej dla prawej kończyny liczba klas jest mniejsza niż w grupie kontrolnej. Dla pacjentów poradni odwykowej, funkcja gęstości zmiennej losowej  $D$  stanowi mieszkankę zwykle dwóch dwuwymiarowych rozkładów ciągłych podczas gdy w grupie kontrolnej liczba składowych mieszkanki jest istotnie statystycznie większa. Wartość estymatora funkcji gęstości w grupie A jest większa dla prawej kończyny niż dla lewej oraz w grupie tej, wartość  $f_{\max}(d)$  dla kończyny prawej jest większa niż w grupie kontrolnej. Estymator funkcji gęstości zmienia się w grupach odwrotnie niż liczba klas. Wzrost czasu pomiaru powoduje w obu grupach spadek wartości estymatora funkcji gęstości, natomiast wydłużenie okresu abstynencji dało obniżenie liczby klas, dla prawej kończyny. Słuszność drugiej tezy pracy została wykazana.

7. Opracowana metoda została wykorzystana do porównania drżenia kończyny górnej człowieka w dwóch grupach. Drżenie kończyny w grupie kontrolnej należy traktować jako drżenie o charakterze fizjologicznym. Natomiast w grupie eksperymentalnej można przypuszczać, że drżenie kończyny ma inny charakter w wyniku zmian jakie nastąpiły w układzie nerwowym na skutek przebytej choroby alkoholowej. Porównanie międzygrupowe wybranych cech drżenia kończyny dało istotne statystycznie różnice. Wykazano, że opracowana metoda oparta na rejestracji obrazu techniką video może być wykorzystana w celach diagnostycznych do różnicowania drżenia prawidłowego i patologicznego. Wykazano to na przykładzie choroby alkoholowej, dla której znaleziono miarę skuteczności terapii odwykowej. Udowodniono tym samym słuszność trzeciej tezy pracy.

8. Przyszłe badania, w zakresie analizy drżenia kończyny na bazie opracowanej metody pomiarowej, mogą dotyczyć:

- zastosowania metody do oceny parametrów drżenia kończyny górnej człowieka w przypadku innych jednostek chorobowych (np. choroba Parkinsona),
- analizy wybranych parametrów drżenia: w przestrzeni trójwymiarowej, w grupach o istotnie zróżnicowanej ręczności kończyn, w pomiarach o zróżnicowanym czasie trwania,
- analizy rozproszenia wyników pomiaru parametrów drżenia kończyny przy pomiarach wielokrotnych (np. podczas jednego dnia, po kilku dniach itp.).

## 6 SPIS SYMBOLI I OZNACZEŃ

$X, Y$  - zmienne losowe ciągle opisujące położenie kończyny w przestrzeni dwuwymiarowej

$D = [X \ Y]^T$  - dwuwymiarowa zmienna losowa ciągła

$x_i, y_i$  - realizacje zmiennych losowych  $X$  i  $Y$ , w chwili  $t_i$

$d_i = [x_i \ y_i]^T$  - dwuwymiarowa obserwacja jako realizacja zmiennej losowej  $D$ , w chwili  $t_i$

$f(d)$  - wartość funkcji gęstości prawdopodobieństwa dla wektora  $d$

$k$  - liczba składowych mieszanki (klas) dwuwymiarowych rozkładów ciągłych

$\Theta$  - wektor parametrów rozkładu zmiennej  $D$

$W(t_i)$  - wektor współrzędnych środka ciężkości markera (punkt  $O$ ) w układzie  $x-y$ , w chwili  $t_i$

$f_z$  - częstotliwość zapisu obrazu video w systemie komputerowym

$T = [T_x \ T_y]^T$  - dwuwymiarowy wektor przemieszczenia

$f(d)$  - estymator jądrowy funkcji gęstości  $f(d)$

$f_{\max}(d)$  - wartość maksymalna estymatora funkcji gęstości zmiennej  $D$

$\Delta t$  - czas pomiaru parametrów drżenia kończyny

pixel - ang. picture element - element obrazu

video - wizyjny, związany z rejestracją obrazu, np. sprzęt (wg: Słownik skrótów elektronicznych angielsko-polski, WNT, Warszawa 1988)

marker - znacznik (wg: Słownik naukowo-techniczny angielsko-polski, WNT, Warszawa 1986).

## BIBLIOGRAFIA

- 1) CSS: *STATISTICA* - Reference for statistical procedures vol. 1, 2, 3. StatSoft, Inc. 1991.
- 2) Elble R. J. i in. Factors influencing the amplitude and frequency of essential tremor. *Mov Disord* 1994; 9(6): 589-596.
- 3) Ghika J. i in. Portable system for quantifying motor abnormalities in Parkinson's disease. *IEEE Trans Biomed Eng* 1993; 40(3): 276-282.
- 4) Hausmanowa-Petrusewicz I. (red.). *Elektromiografia kliniczna*. PZWL, Warszawa 1986.
- 5) Jajuga K. *Statystyczna analiza wielowymiarowa*. PWN, Warszawa 1993.
- 6) Jobbágy Á, Furnée E. Marker centre estimation algorithms in CCD camera-based motion analysis. *Med Biol Eng Comput* 1994; 32: 85-91.
- 7) Keemink C., Hoek van Dijke G., Snijders C. Upgrading of efficiency in the tracking of body markers with video techniques. *Med Biol Eng Comput* 1991; 29: 70-74.
- 8) Kozłowski S., Nazar K. (red.). *Wprowadzenie do fizjologii klinicznej*. PZWL, Warszawa 1995.
- 9) MacQueen J. P. Some methods for classification and analysis of multivariate observations. In: *Proceedings of the Fifth Berkeley Symposium on Mathematical Statistics and Probability*. Berkeley, 1967.
- 10) MultiScan v 6.02. System pomiarowy pracujący w środowisku Windows - opis funkcji programu. Computer Scanning Systems, Sp. z o.o., Warszawa 1996.
- 11) *Neurologia kliniczna*. Brain & Bannister.  $\alpha$  - medica press, 1992 (tłumaczenie z: *Brain and Bannister's Clinical Neurology*, Oxford University Press, 1992).

- 12) O'Malley M., Lynn D., de Paor A. M. Kinematic analysis of human walking gait using digital image processing. *Med Biol Eng Comput* 1993; 31: 392-398.
- 13) Prusiński A. Podstawy neurologii klinicznej. PZWL, Warszawa 1989.
- 14) Silverman B. W. Density estimation for statistics and data analysis. Chapman and Hall, London 1986.