

Wiesław Chwała, Dorota Pamuła

Nowoczesne systemy oceny chodu człowieka

Acta Scientifica Academiae Ostroviensis nr 13, 33-50

2003

Artykuł został zdigitalizowany i opracowany do udostępnienia w internecie przez Muzeum Historii Polski w ramach prac podejmowanych na rzecz zapewnienia otwartego, powszechnego i trwałego dostępu do polskiego dorobku naukowego i kulturalnego. Artykuł jest umieszczony w kolekcji cyfrowej bazhum.muzhp.pl, gromadzącej zawartość polskich czasopism humanistycznych i społecznych.

Tekst jest udostępniony do wykorzystania w ramach dozwolonego użytku.

dr Wiesław Chwała
Dorota Pamuła

Nowoczesne systemy oceny chodu człowieka

Wstęp

Chód stanowi podstawową czynność lokomocyjną człowieka. W przypadku występowania nieprawidłowości chodu, ważna jest jego ocena przeprowadzana w celu zidentyfikowania obszarów i zakresów dysfunkcji i podjęcia działań zmierzających do jego poprawy. Dominującymi celami przeprowadzania analizy chodu są:

- a) lepsze zrozumienie i poznanie mechaniki chodu,
- b) określenie odstępstw od normy populacyjnej w przypadkach patologicznych,
- c) podjęcie właściwych decyzji postępowania leczniczego,
- d) ocena wyników prowadzonej terapii u osób z zaburzeniami chodu.

Analiza chodu okazała się przydatna jako narzędzie do badania zaburzeń nerwowo-mięśniowych (Abel 1995), oceny funkcji układu ruchu po protezowaniu stawów i amputowanych części kończyn, (Czarniecki i wsp. 1996), oraz do badania urazów w sporcie wyczynowym.

Coraz częściej jej wyniki wykorzystuje się do dokonywania oceny przedterapeutycznej, służącej podejmowaniu decyzji chirurgicznych. Niejednokrotnie wykorzystuje się również jej wyniki w postępowaniu pooperacyjnym, polegającym na planowaniu fizjoterapii i monitorowaniu jej efektów.

Analiza chodu odegrała kluczową rolę w postępie chirurgii leczenia dzieci z porażeniem mózgowym tzn. przejścia od pojedynczych procedur do stosowanych obecnie szeroko wielopoziomowych korekt układu ruchu (Bleck 1987).

Obserwacyjna analiza chodu

Obserwacyjna analiza chodu (obserwowanie chodu pacjenta bez użycia żadnych urządzeń) stanowi użyteczne narzędzie kliniczne.

Obserwacyjną analizę chodu najlepiej przeprowadzić, skupiając systematycznie swoją uwagę na kolejnych ogniwach łańcucha biokinetycznego. Dobry przeszkolony obserwator potrafi rozpoznać wiele odchyłeń od prawidłowego wzorca biomechanicznego chodu tak w fazie kontaktu stopy z podłożem jak

i w fazie wymachu. Oczywistym ograniczeniem w obserwacyjnej analizie chodu jest jednak trudność równoczesnego obserwowania wielu wydarzeń i wielu segmentów ciała.

Gage (1994) podkreśla, że wydarzenia zachodzące szybciej niż w ciągu 1/12 sekundy (83 milisekundy) nie są dostrzegalne ludzkim okiem. Krebs (1985) stwierdził, że najbardziej wiarygodne są oceny dokonywane w płaszczyźnie strzałkowej. W obserwacyjnej analizie chodu istnieje tendencja koncentrowania się niemal wyłącznie na ruchu w płaszczyźnie strzałkowej, często z pominięciem tego co się dzieje w płaszczyźnie czołowej i poprzecznej. Obserwacja w jednej tylko płaszczyźnie może prowadzić do błędnej interpretacji. np. wewnętrzną rotację uda połączoną z ugięciem kolana zaobserwowaną tylko w płaszczyźnie czołowej można błędnie zinterpretować jako koślawość kolana.

Ponadto zakresy ruchu niektórych segmentów ciała w płaszczyźnie czołowej i poprzecznej zawierają się w granicach zaledwie kilku stopni, co w przypadku patologii jest trudne do uchwycenia, nawet przez wprawnoego obserwatora.

Analiza obserwacyjna charakterystyki chodu przeprowadzana przez przeszkolonego obserwatora jest klinicznie przydatna, należy jednak zdawać sobie sprawę z ograniczonego stopnia dokładności i zakresu obserwacji tej metody.

Kinematograficzna analiza chodu

Zapis filmowy jest bardzo użyteczny w ocenie chodu. Jest relatywnie niedrogi i łatwo dostępny. Dobrej jakości zapis filmowy może być wielokrotnie przeglądany w zwolnionym tempie, co pozwala na dużo większą dokładność niż prosta analiza chodu. Na przykład, możliwe jest rozróżnienie niektórych pierwotnych zaburzeń od wtórnych kompensacyjnych nieprawidłowości chodu i oszacowanie kinematyki stawu kolanowego z równoległym użyciem elektrogoniometrów. Zapis filmowy wymaga usytuowania kamery na pewnej wysokości nad podłożem, co w znacznym stopniu ogranicza dokładność oceny dynamiki ruchów stawu skokowego i położenia stopy (Gage, Koop, 1995). Krebs (1985) stwierdził, że najbardziej wiarygodne są oceny wynikające z obserwacji chodu na taśmie video w płaszczyźnie strzałkowej, natomiast z obserwacji Eastlocka i wsp. (1991) – wynika, że najdokładniejsze analizy dotyczą płaszczyzny czołowej.

Jak wspomniano wyżej, w obserwacyjnej analizie chodu istnieje tendencja koncentrowania się niemal wyłącznie na ruchu w płaszczyźnie strzałkowej, często z pominięciem płaszczyzny czołowej i poprzecznej. Patologię chodu należy analizować jednak we wszystkich trzech płaszczyznach.

Problem ten można rozwiązać nagraniem i odtwarzaniem w zwolnionym tempie taśmy video o typowej rozdzielczości 60 kadrów na sekundę 28). Krebs (1985) wskazuje, że bardziej wiarygodne są obserwacje uzyskane z przeglądania taśmy video niż z wielokrotnego obserwowania chodu u pacjenta.

W płaszczyźnie strzałkowej oceniane jest nachylenie miednicy oraz zginanie i prostowanie w stawach biodrowym, kolanowym i skokowym. W płaszczyźnie czołowej można zaobserwować nachylenie boczne miednicy, odwodzenie i przywodzenie w stawie biodrowym, szpotawość i koślawość kolana oraz odwrócenie i nawrócenie stopy. W płaszczyźnie poprzecznej można zanotować rotację miednicy, uda, podudzia i stopy.

Analiza kinematograficzna wymaga zatem przestrzegania wielu rygorystycznych warunków rejestracji ruchu i jego analizy oraz eliminacji zniekształceń wymiarów rzeczywistych wywołanych przez zjawisko perspektywy.

Prostych pomiarów parametrów chodu, takich jak jego prędkość oraz długość i częstotliwość kroków, zazwyczaj dokonuje się ze zmierzonej drogi chodu i z użyciem stopera. Można w ten sposób uzyskać przybliżoną ocenę stanu pacjenta przed i po operacji, ale nie są one pomocne w określaniu przyczyn nieprawidłowości chodu lub określonych skutków zabiegu chirurgicznego.

Zautomatyzowane systemy śledzenia ruchu

Systemy takie dają najbardziej wyszukaną metodę analizy ruchu. Dostępne są obecnie dla badaczy dwa rodzaje systemów pomiarowych: systemy pasywnych markerów (Ariel, Vicon, Peak Performance, United Technologies, Expert Vision i Elite), systemy markerów aktywnych (optoelektrycznych) będące na rynku to: Selspot, Watsmart i Optotrak. Systemy te są znacznie bardziej zaawansowane technologicznie od tradycyjnych metod kinematograficznych. Przy ich pomocy pasywne odbłaskowe, albo aktywne (optoelektryczne) markery śledzone są przez zautomatyzowany system kilku kamer. Skomputeryzowane systemy, pozwalają na najbardziej dokładną, trójwymiarową analizę ruchu. Zaletą systemów z aktywnymi markerami jest sortowanie danych z kodowaną częstotliwością, lecz wymagają one noszenia zasilaczy przez pacjentów. W systemach tych diody świecące wysyłają impulsy z zadaną częstotliwością.

Markery pasywne nie wymagają zasilaczy, lecz wymagają źródła światła (w typowym przypadku podczerwieni) zazwyczaj na każdej kamerze lub w jej pobliżu. Pasywne markery wymagają także stosowania algorytmów do oznaczania położenia centrum markera, co zapewnia wysoką dokładność śledzenia ruchu.

Rozdzielczość systemu charakteryzuje zdolność do rozróżniania położenia markerów w przestrzeni pomiarowej. Zminimalizowanie źródeł błędu wymaga dokładnej metody kalibrowania kamer i systemu. W większości laboratoriów

chodu kalibrowania systemu dokonuje się codziennie, co służy korygowaniu zmian właściwości linii pomiarowej, spowodowanych przemieszczaniem kamer, czy zmianami temperatury.

Zarówno w systemach z markerami aktywnymi jak pasywnymi położenie markerów w stosunku do anatomicznych punktów orientacyjnych ma krytyczne znaczenie dla całej dokładności systemu. Założenia usytuowania markerów zmierzają w kierunku zmaksymalizowania odległości między markerami, co zapobiega zachodzeniu obrazów na siebie i trudnościom w ich identyfikacji. Ujemną stroną takiego podejścia jest fakt, że małe segmenty ciała, jak np. stopy dzieci, nie zawsze udaje się w pełni zidentyfikować czy kinematycznie wymodelować.

Każdy z systemów pomiarowych ma swój zestaw markerów, pakiet oprogramowania i sprzęt o unikalnej charakterystyce. Specyfika zdolności analitycznych poszczególnych systemów zależy w głównej mierze od dostarczonego sprzętu i programu. Wiele z tych systemów posiada rozbudowane funkcje analizy danych pomiarowych, jak: filtracja danych z markerów, tworzenie rysunków położenia segmentów ciała, analiza zmian kątowych i prędkości stawów, określenie momentów sił i mocy rozwijanej przez mięśnie w stawach oraz graficzna prezentacja klinicznych wyników. Wiele systemów daje również użytkownikowi dostęp do plików danych do stosowania w ich własnych analizach czy aplikacjach.

Dokładny opis działania takiej aparatury, jej zalety oraz możliwości zbierania danych kinematycznych i kinetycznych, zostaną przedstawione na przykładzie systemu trójwymiarowej analizy ruchu Vicon.

Analiza elektromiograficzna (EMG)

Dynamiczna elektromiografia służy do rejestrowania potencjałów czynnościowych mięśni podczas wykonywania różnych ruchów. EMG dostarcza informacji o rozkładzie bioelektrycznej aktywności mięśni oraz o względnym natężeniu tej aktywności. Zarejestrowany sygnał EMG jest zmienny i zależy od wielu czynników: rodzaju mięśni, wielkości i przyrostu naprężenia, prędkości kurczenia i wydłużania, warunków tlenowych w mięśniu (zmęczenia), odległości między elektrodami odprowadzającymi itp. EMG informuje nas kiedy mięsień jest aktywny i ukazuje względny wzrost tej aktywności, ale nie określa siły mięśni, rodzaju skurczu mięśniowego, przyczyny powodującej zmianę charakteru pracy mięśni oraz świadomej kontroli mięśni (Gage, 1992). Elektromiografia nie pomaga w rozróżnieniu pierwotnych nieprawidłowości chodu od wtórnych, jeżeli nie zostanie wykorzystana w połączeniu z obliczeniami momentów sił powodujących ruch w stawie. Równoczesny zapis para-

metrów kinematycznych i kinetycznych pozwala określić, jak zmienia się napięcie mięśni w zależności od kierunku i wartości działających sił oraz jakie jest zaangażowanie różnych mięśni w poszczególnych fazach chodu.

Dynamiczna EMG w połączeniu z analizą kinematyczną i kinetyczną chodu odgrywa istotną rolę w ocenie wielu schorzeń, gdzie istotą jest dogłębna oraz kompleksowa analiza występującej patologii układu ruchu. W przypadku mpdz. dynamiczna EMG jest wykorzystywana do: przedoperacyjnej oceny przykurczu ścięgna Achillesa (Perry i wsp., 1977), oceny nadmiernej aktywności mięśnia prostego uda podczas fazy wymachu (Gage i wsp., 1987), analizy wyników przecięcia korzeni nerwowych (Cahan i wsp., 1990; Vaughan i wsp., 1991) oraz oceny koślawości lub szpotawości stóp (Barnes, Herring, 1991).

Pomiary wydatku energetycznego

W celu dokonania pełnej oceny postępowania leczniczego należy także uwzględnić pomiary wydatku energetycznego, które mogą być najlepszym wskaźnikiem sukcesu lub błędu prowadzonej terapii.

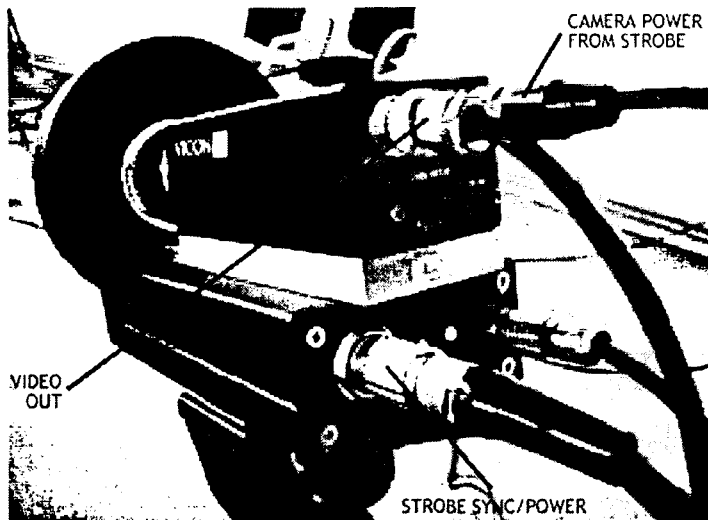
Obecnie istnieje kilka sposobów pomiaru wydatku energetycznego. Obejmują one przede wszystkim pomiar zużycia tlenu i wydzielania dwutlenku węgla. Są to stosunkowo proste pomiary, ale wymagają laboratoryjnej metodologii, z zastosowaniem worka Douglasa lub przenośnego analizatora gazów, często niewygodnego w badaniach dzieci.

Na podstawie liniowej zależności pomiędzy wartością tętna wysiłkowego a ilością pobieranego tlenu, można na podstawie pomiaru tętna obliczyć zużycie tlenu i koszt energetyczny (Rose i wsp., 1989; Butler i wsp., 1984).

System Vicon

System Vicon należy do kategorii systemów bazujących na użyciu pasywnych markerów. Służy on do rejestracji i analizy ruchu w przestrzeni trójwymiarowej. Na badanej osobie lub obiekcie umieszcza się tzw. bierne markery, które odzwierciedlają położenie charakterystycznych punktów kostnych i osi stawów. Markerami są plastikowe kulki o różnej średnicy (najczęściej 25 mm), pokryte materiałem odbłaskowym. System określa trójwymiarowe położenie markerów w postaci punktów i rejestruje ich zmiany w przestrzeni.

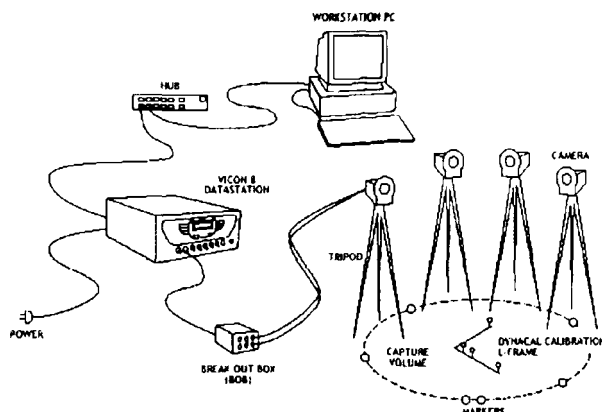
System składa się ze stacji danych i kamer. Kamery są zaopatrzone w zespół diód luminescencyjnych, wysyłających naprzemiennie promieniowanie świetlne o długości fali na pograniczu światła widzialnego i podczerwieni, które po odbiciu od markerów zostaje rejestrowane przez kamery.



Fot.1. Kamera strobująca V8 – 240 Hz wykorzystywana w badaniach (Źródło:Vicon Software Manual).

Szybkość zapisu informacji zależy od rodzaju kamery i jej ustawienia, o którym decyduje szybkość badanych ruchów. Kamery pracują standardowo z częstotliwością 120 Hz, która może wzrastać nawet do 240 Hz.

Płaski, dwuwymiarowy obraz, sfilmowany przez każdą z kamer, przesyłany jest do stacji danych, gdzie na podstawie porównania obrazów ze wszystkich kamer zostaje przetworzony w obraz przestrzenny, określający trójwymiarowe położenie markerów.



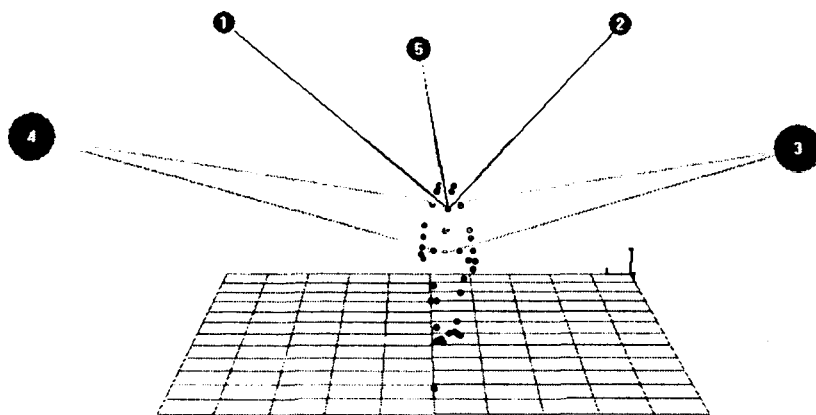
Ryc. 1. Schemat linii pomiarowej systemu Vicon (źródło: Vicon Software Manual)

Stację danych tworzy wyspecjalizowany komputer, gromadzący i analizujący informacje zarejestrowane przez poszczególne kamery, które następnie zostają wysyłane do komputera PC, na którym zainstalowane są aplikacje do analizy zebranego materiału badawczego.

Przygotowanie systemu do badań

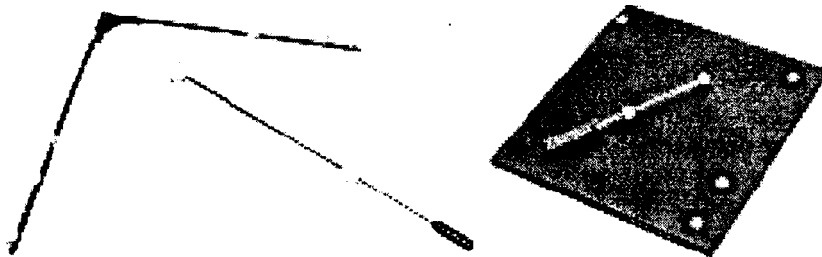
Przed przystąpieniem do badań należy przygotować przestrzeń pomiarową oraz system. Przestrzeń pomiarowa obejmuje obszar, znajdujący się w polu widzenia kamer. Aby określić trójwymiarowe położenie ciała, każdy marker musi być równocześnie zarejestrowany przez przynajmniej dwie kamery.

Położenie kamer zależy więc od charakteru badanego ruchu i obszaru ciała na który nakleja się markery. W badaniu wykorzystuje się zwykle pole o długości około 5 m, pozwalające na uchwycenie co najmniej trzech pełnych cykli chodu. Następnie dokonuje się kalibracji systemu. Proces ten jest dwuetapowy.



Fot. 2. Rozmieszczenie kamer rejestrujących ruch badanej osoby.

Kalibracja statyczna polega na dostarczeniu informacji określających położenie w przestrzeni układu współrzędnych: jego początku i osi współrzędnych. Do tego celu służy metalowe urządzenie w kształcie litery „L”, z rozmieszczonymi na bokach markerami, widzianymi przez każdą z kamer.



Fot. 3. Urządzenia wykorzystywane do kalibracji systemu pomiarowego
(Źródło: Vicon Software Manual)

Początek układu współrzędnych wygodnie jest oznaczyć w centralnym punkcie przestrzeni pomiarowej, natomiast osie układu współrzędnych dopasowuje się zależnie od charakteru ruchu. W przypadku analizy chodu jedna z osi powinna przebiegać zgodnie z torem chodu, aby można było obserwować, czy nie występują boczne oscylacje ruchu.

Kalibracja dynamiczna umożliwia właściwą ocenę odległości pomiędzy markerami w przestrzeni, aby obraz filmowany przez kamery nie był zniekształcony przez zjawisko perspektywy. Aby tego dokonać porusza się w przestrzeni pomiarowej metalowym prętem zaopatrzonym w dwa markery o ściśle określonej średnicy oraz odległości pomiędzy ich środkami wynoszącej 0,5 m. Kalibrowanie przestrzeni polega więc na ukazaniu w każdym jej fragmencie różnych położeniach tych dwóch markerów i ich zapamiętaniu przez system pomiarowy. Po dokonaniu kalibracji można przystąpić do badań, pamiętając aby nie zmieniać już położenia kamer.

Przygotowanie pacjenta do badań

Badanie rozpoczyna się od przygotowania pacjenta. Bezpośrednio na skórę badanego przykleja się markery według określonego schematu, odpowiadającego wybranemu biomechanicznemu modelowi ciała. Markery wyznaczają poszczególne segmenty ciała, dlatego naklejane są głównie w osiach stawów, w określonej odległości od środka symetrii stawu oraz w charakterystycznych punktach na głowie, klatce piersiowej i miednicy, co umożliwia odwzorowanie w przestrzeni tych segmentów ciała oraz zmierzenie odpowiednich parametrów, np. rozpiętości klatki piersiowej czy wymiarów miedni-

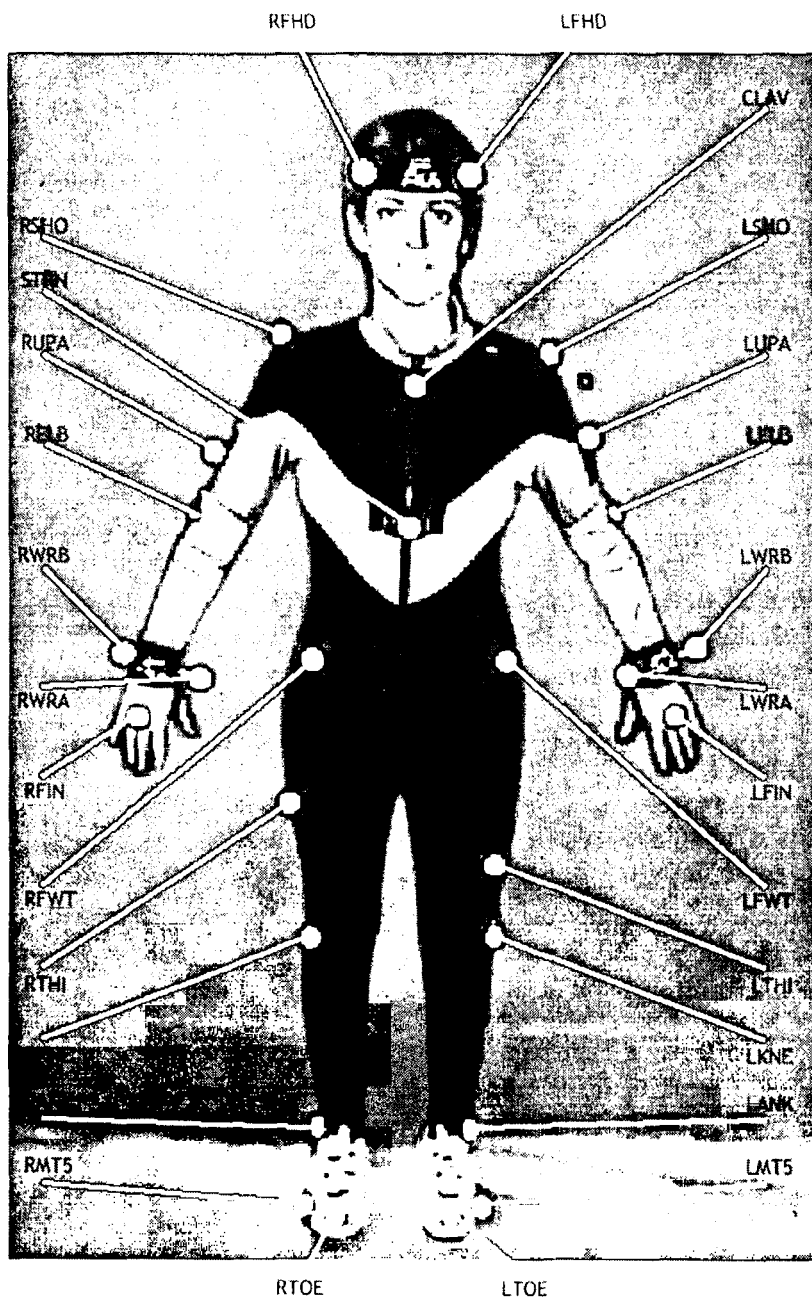
cy (Perry 1992). Dokładne rozmieszczenie markerów umożliwia (po zastosowaniu modeli matematycznych) właściwe określenie środków symetrii stawów. Przy naklejaniu markerów w osi danego stawu należy zwrócić uwagę czy nie występują w jego obrębie deformacje, które mogą zmienić wyznaczoną przez model odległość pomiędzy podstawą markera a środkiem symetrii stawu. Dlatego wcześniej trzeba dokładnie zidentyfikować charakterystyczne punkty antropometryczne na ciele pacjenta.

Obecnie najczęściej używany jest zestaw markerów dla całego ciała o nazwie „Golem”, przedstawiony w Tabeli 1.

Tabela 1. Zestaw markerów (przedstawione są markery odpowiadające lewej stronie ciała)

Symbol markera	Nazwa markera	Położenie markera
LFHD	Lewy przód głowy	w okolicy nadskroniowej
LBHD	Lewy tył głowy	z tyłu głowy, dokładnie w płaszczyźnie poziomej
C7	Wyrostek kolczysty 7 kręgu szyjnego	według nazwy
CLAV	Wcięcie szyjne mostka	według nazwy
TH10	Wyrostek kolczysty 10 kręgu piersiowego	według nazwy
STRN	Wyrostek mieczykowaty mostka	według nazwy
LSHO	Lewy bark	w osi stawu barkowo-obojczykowego
LUPA	Lewe ramię	na bocznej powierzchni ramienia
LELB	Lewy łokieć	na nadkłykciu bocznym kości ramieniowej, czyli w osi stawu łokciowego
LFRA	Lewe przedramię	na bocznej powierzchni przedramienia
LWRA	Poprzeczka lewego nadgaraska – strona kciuka	na końcach poprzeczki przymocowanej symetrycznie na stronie grzbietowej nadgarstka jak najbliżej osi stawu promieniowo-nadgarstkowego

LWRB	Poprzeczka lewego nadgaraska - strona małego palca	jak wyżej
LFIN	Palec lewej ręki	na stronie grzbietowej ręki, tuż poniżej głowy II kości śródreżca
LASI	Lewy kolec biodrowy Przedni górny	według nazwy
SACR	Kość krzyżowa	w połowie odległości pomiędzy kolcami biodrowymi tylnymi górnymi, w określonej odległości od powierzchni ciała
LTHI	Lewe udo	na 1/3 dolnej bocznej powierzchni uda
LKNE	Lewe kolano	w osi stawu kolanowego
LTIB	Lewe podudzie	nad 1/3 dolną boczną powierzchnią podudzia
LANK	Lewa kostka boczna	według nazwy
LHEE	Lewa pięta	na guzie piętowym w tej samej odległości od powierzchni podeszwy stopy jak marker palucha
LTOE	Lewy paluch	nad głową II kości śródstopia
LMT5	Lewa V kość śródstopia	nad głową V kości śródstopia



Fot. 4. Zestaw markerów dla całego ciała – widok z przodu (Źródło: Vicon Software Manual)

Szczególnie ważne jest precyzyjne umieszczenie markerów głowy, tułowia i dolnej połowy ciała. Przednie markery głowy określają początek i skalę głowy jako segmentu ciała, a markery tylne wyznaczają jego orientację w przestrzeni. Markery tułowia (C7, CLAV, TH10, STRN), łącznie z markerami głowy definiują osie układu współrzędnych tułowia. Markery miednicy (LASI, RASI) wraz z markerem kości krzyżowej wyznaczają osie układu współrzędnych miednicy. Marker kości krzyżowej powinien być umiejscowiony w płaszczyźnie prostopadłej do linii łączącej markery ASIS (LASI i RASI).

Należy zwrócić uwagę na poprawność umieszczenia markerów kolanowych oraz markerów ud i podudzi. Żeby dokładnie zlokalizować punkt antropometryczny dla markera stawu kolanowego należy przez chwilę swobodnie zgiąć i prostować kolano w pozycji siedzącej, wyszukując oś stawu kolanowego na bocznej powierzchni kończyny, dokładnie w osi obrotu względem której wykonywany jest ruch zginania i prostowania podudzia w płaszczyźnie strzałkowej. Marker należy umieścić w miejscu wyznaczającym środkową wartość oscylacji zmian osi tego stawu występującej podczas chodu.

Marker uda służy do wyznaczenia położenia i orientacji osi zgięcia kolana. Należy go umiejscowić w płaszczyźnie obejmującej środki symetrii stawów biodrowego i kolanowego oraz oś zgięcia/wyprostu kolana, na bocznej powierzchni uda.

Marker podudzia wyznacza w przestrzeni położenie osi zgięcia stawu skokowego górnego. Powinien on leżeć w płaszczyźnie zawierającej środki symetrii stawów kolanowego i skokowego górnego oraz oś zgięcia/wyprostu w stawie skokowym górnym. U zdrowej osoby oś zgięcia stawu skokowego górnego jest zewnętrznio zrotowana o około 5-15° w stosunku do osi zgięcia stawu kolanowego. Umiejscowienie markerów podudzia powinno odzwierciedlać ten kąt rotacji.

Pomiar parametrów pomocniczych

Bezpośrednio po próbach ruchowych należy zmierzyć i wprowadzić do komputera odpowiednie parametry antropometryczne dotyczące badanego. Wymagane są pomiary określające:

- a) wysokość i masę ciała,
- b) „odstęp ramieniowy” – odległość w linii pionowej od podstawy markera barku do środka symetrii stawu ramieniowego,
- c) szerokość łokcia – odległość pomiędzy nadkłykcami bocznym i przyśrodkowym kości ramieniowej,
- d) szerokość nadgaraska – przednio-tylna grubość nadgarstka w miejscu położenia poprzeczki z markerami,

- e) grubość ręki – grzbietowo-dłoniowa grubość ręki na wysokości II kości śródreżca,
- f) długość kończyny dolnej – suma odległości pomiędzy ASI-KNE i KNE-ANK,
- g) szerokość kolana – szerokość kolana wzdłuż osi zgięcia stawu kolanowego, zmierzona w pozycji stojącej,
- h) szerokość stawu skokowego – odległość pomiędzy zewnętrznymi powierzchniami kostek bocznej i przyśrodkowej,
- i) grubość palucha.

Sesja badawcza

Badanie formułuje się w postaci sesji dla danej osoby lub grupy osób w obrębie określonego tematu badań, przy tej samej kalibracji systemu. Sesja zawiera poszczególne próby, będące pojedynczymi zapisami danych ruchów.

Po przygotowaniu osoby do badań, uruchamia się program „Workstation”, w celu zarejestrowania i wstępnej analizy położenia markerów. Plik zapisany przez kamery podlega rekonstrukcji, po której otrzymuje się obraz przestrzenny. Najpierw dokonuje się pomiaru statycznego, aby dostarczyć informacji o wzajemnym położeniu części ciała i odległościach pomiędzy nimi. Pomiar statyczny polega na utrzymaniu nieruchomej pozycji ciała, charakteryzującej się lekkim rozkrokiem z odwiedzionymi ramionami – przez minimum 3 s, w polu widzenia wszystkich kamer. Najczęściej wykonuje się próby chodu z naturalną, ustabilizowaną prędkością.

Etapy obróbki danych

W pierwszym etapie analizy dokonuje się identyfikacji markerów (przy porządkowania im właściwych nazw odpowiadających ich położeniu na ciele). Operacja ta może zostać wykonana automatycznie przez system, ale lepiej dokonać jej samodzielnie, ponieważ w trakcie ruchu niektóre markery przestają być widoczne na krótki okres czasu i po ponownym pojawieniu się mogą zostać uznane za nowe markery o własnych trajektoriach ruchu. Przerwy w trajektoriach muszą zostać uzupełnione, aby ostateczne wykresy i animacje nie posiadały ubytków. Krótkie przerwy uzupełnia się automatycznie według odpowiedniego statystycznego algorytmu, natomiast dłuższe indywidualnie poprzez kopiowanie fragmentów trajektorii innych markerów.

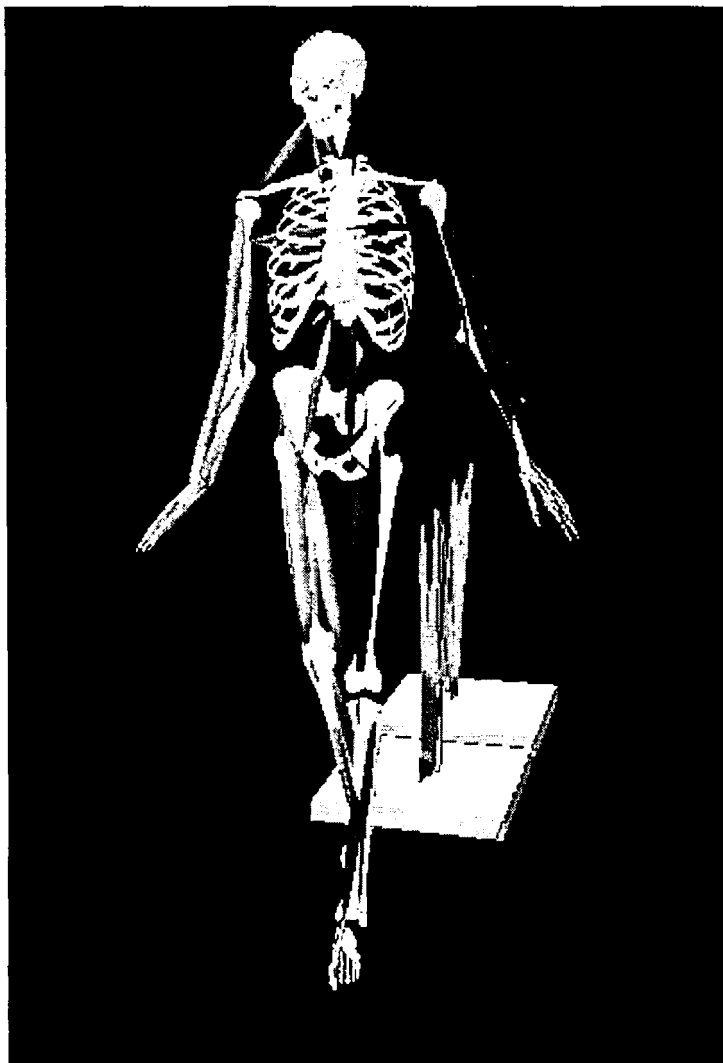
Aby zbadać cykliczność chodu, wprowadza się dodatkowo informacje o momentach czasowych odpowiednich „zdarzeń”, np. postawienia pięty (początek fazy podporu), oderwania palców (koniec fazy podporu). Operację

tę można wykonać samodzielnie według określonego algorytmu zmian prędkości kątowej markera palucha, lub na podstawie obserwacji trajektorii ruchu stopy i stawu skokowego.

Na podstawie pliku z zapisem trajektorii ruchu markerów oraz pliku parametrów pomocniczych, po zastosowaniu odpowiednich modeli matematycznych w obrębie programu „BodyBuilder”, odtwarza się w przestrzeni rzeczywisty obraz ułożenia i ruchu ciała. Plik parametrów pomocniczych zawiera wielkości antropometryczne zmierzone podczas badania oraz parametry obliczone na podstawie próby statycznej: rozpiętość klatki piersiowej, rozpiętość miednicy, grubość głowy, długość stopy, stopień wzajemnego skręcenia odcinków kończyn (np. stopy względem podudzia) itp. W rezultacie otrzymuje się zestaw obliczonych parametrów kinematycznych w postaci wartości zmian kątowych w stawach w płaszczyznach strzałkowej, czołowej i poprzecznej oraz zmian długości wybranych mięśni, na podstawie danych przestrzennego rozmieszczenia i zmian położeń kości oraz położeń ich przyczepów. Program „BodyBuilder” służy również do tworzenia i testowania poszczególnych modeli, opisujących ciało człowieka.

Do systemu mogą zostać dołączone specjalne urządzenia generujące sygnał elektryczny: platforma dynamometryczna, elektromiograf i kamera cyfrowa. Można dokonać sprzężenia uzyskanych przez nie informacji i zsynchronizować je w czasie. Jeśli system sprzężony jest z platformą dynamometryczną, mierząca siłę nacisku, można także obliczyć parametry kinetyczne w postaci momentów sił w poszczególnych stawach i przenoszonej w obrębie stawów mocy (pobieranej lub generowanej) (Vaughan 1999). Przy podłączeniu elektromiografu uzyskuje się dane o potencjale bioelektrycznym mięśni w poszczególnych momentach czasowych ruchu, co pozwala na ocenę pracy mięśni. Plik danych można uzupełnić przez filmowy zapis wizualny po podpięciu kamery cyfrowej.

Do przedstawienia uzyskanych informacji w formie czytelnej prezentacji wykorzystuje się program „Polygon”.



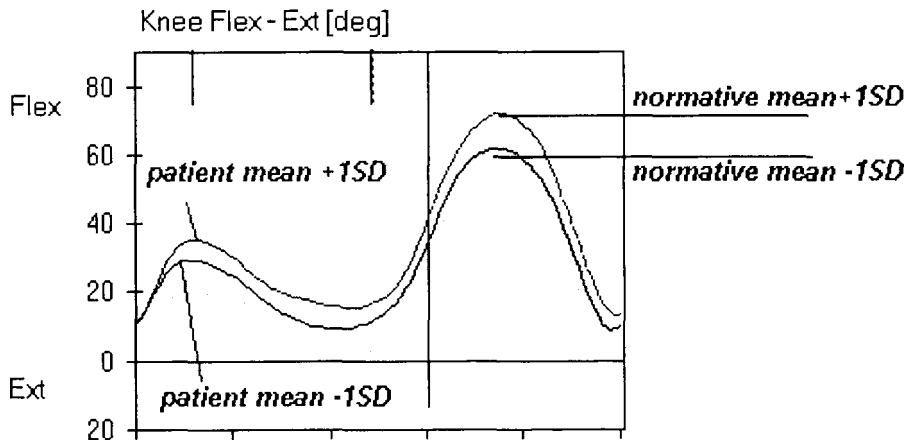
Fot. 5. Trójwymiarowa wizualizacja filmowanej osoby – kośćce wraz z mięśniami (Źródło: Vicon Polygon Manual)

W jego obrębie tworzy się plik multimedialny zawierający:

- a) informacje graficzne w postaci wykresów: zmian kątowych w poszczególnych stawach w płaszczyznach strzałkowej, czołowej i poprzecznej, zmian prędkości kątowej i przyspieszenia kątowego w poszczególnych stawach oraz zmian długości wybranych mięśni,

- b) informacje opisowe określające zmiany parametrów czasowo-przestrzennych: szybkości, częstotliwości i długości kroków, czasu trwania poszczególnych faz chodu, wartości kątowych w stawach odpowiadających wybranym momentom czasowym itp.,
- c) animację szkieletu zaopatrzonego w wybrane mięśnie, poruszającego się w przestrzeni trójwymiarowej,
- d) informacje dodatkowe pochodzące od sprzężonych z systemem urządzeń.

Uzyskany raport można rozwijać np. porównując uzyskane wyniki z wartościami prawidłowymi charakterystycznymi dla normy lub porównując kończynę lewą i prawą.



Ryc. 2. Ocena dysfunkcji w zakresie zmian kątowych w stawie kolanowym w płaszczyźnie strzałkowej podczas chodu (źródło: Winter 1991)

Najlepiej gdy dane porównawcze zostaną zebrane w tym samym laboratorium, przy zastosowaniu tej samej metodologii oraz modeli matematycznych (Ounpuu i wsp., 1996). Główny plik opisowy można przedstawić w postaci prezentacji wizualnej. W celach publikacyjnych istnieje również możliwość wyeksportowania części raportu do aplikacji kalkulacyjnych i edytorów tekstu. Dla użytkownika końcowego przeznaczona jest skrócona wersja programu „Polygon”, „Viewer”, z możliwością odczytania multimedialnego raportu na komputerze PC.

Pismiennictwo

1. Abel M. (1995) „Letter to Editor in response to ‘Gait laboratory analysis for preoperative decision making in spastic cerebral palsy: is it all that it is cracked up to be?’”, *J. Pediatr. Orthop.*, 15, 698-699.
2. Allard P., Cappozzo A., Lundberg A. Vaughan Ch, (1997). Three-dimensional Analysis of Human Locomotion. John Wiley & Sons N. York.
3. Allard P., Cappozzo A., Lundberg A., Vaughan C.L. (1997) Three – dimensional Analysis of Human Locomotion, Wiley et Sons New York
4. Andriacchi TP, Hampton SJ, Schultz AB, Gelante JO. (1979). Three-dimensional coordinate data processing in human motion analysis. *J Biomech Eng*;101:279-83.
5. Barnes M., Herring J. (1991) „Combined split anterior tibial-tendon transfer and intramuscular lengthening of the posterior tibial tendon”, *J. Bone Joint Surg.* 73-A, 734-8.
6. Bleck E. (1987) „Orthopaedic Management in Cerebral Palsy”, MacKeith Press, Philadelphia, str. 65-105.
7. Butler P., Engelbrecht M., Major R., Tait J., Stallard J., Patrick J. (1984) „The physiological cost index of walking for normal children and its use as an indicator of physical handicap”, *Dev. Med. Child Neurol.*, 26, 607-12.
8. Cahan L., Adams J., Perry J., Beeler L. (1990) „Instrumented gait analysis after selective dorsal rhizotomy”, *Dev. Med. Child Neurol.*, 32, 1037-1043.
9. Czarniecki J., Gitter A.; (1996); Gait analysis in the amputee: Hasit helped the amputee or contributed to development of improvet pristheties components; *Gait and posture* 4, str.258-268.
10. Eastlock M., Arvidson J., Snyder-Mackler L., Danoff J., McGarvey C. (1991) „Interrater reliability of videotaped observational gait-analysis assessments”, *Phys. Ther.*, 71, 465-72.
11. Gage J. (1992) „EMG fundamentals and interpretation” w „Clinical decision making in gait analysis”, St. Paul, MN: Gillette Children’s Hospital, 45-50.
12. Gage J. (1994) „The role of gait analysis in the treatment of cerebral palsy”, *J. Pediatr. Orthop.*, 14, 701-702.
13. Gage J., Koop S. (1995) „Clinical gait analysis: application to management of cerebral palsy” w: „Three-dimensional analysis of

- human movement" (Allard P., Stokes I., Blanche J.), *Human Kinetics, USA*, str. 349-362.
14. Krebs D., Edelstein J., Fishman S. (1985) „Reliability of observational kinematic gait analysis”, *Phys. Ther.*, 65, 1027-33.
 15. Ounpuu S., Davis R., DeLuca P. (1996) „Joint kinetics: methods, interpretation and treatment decision-making in children with cerebral palsy and myelomeningocele”, *Gait Posture*, 4, 62-72.
 16. Perry J. (1992) *Gait analysis systems in gait analysis: normal and pathological function*, Thorofare, NJ:Slack.
 17. Perry J., Hoffer M., Antolnelli D., Plut J., Lewis G., Greenberg R. (1977) „Preoperative and postoperative dynamic electromyography as an aid in planning tendon transfers in children with cerebral palsy”, *J. Bone Joint Surg.*, 59-A, 531-7.
 18. Rose J., Gamble J., Medeiros J., Burgos A., Haskell W. (1989) „Energy cost of walking in normal children and in those with cerebral palsy: comparison of heart rate and oxygen consumption”, *J. Pediatr. Orthop.*, 9, 276-279.
 19. Saunders M., Inman V.T., Eberhard H.D., The major determinants in normal et pathological gait. *J Bone et Joint Surg.*, 1953 (543 – 558).
 20. Vaughan C., Berman B., Peacock W. (1991) „Cerebral palsy and rhizotomy. A three year follow up evaluation with gait analysis”, *J. Neurosurg.*, 74, 178-184.
 21. Vaughan C.L., Davis B.L., O’Conor J.C. (1999) *Dynamics of Human Gait*. Kiboho Publishers, Cape Town, South Africa.
 22. Winter D. (1991) *The biomechanics and motor control of human gait: normal elderly and pathological*. University of Waterloo Press, Ontario, Canada.