

relatywnego skrócenia mięśni w stosunku do długości kości udowej. Z uwagi na nierównomierny rozkład mięśni prostowników stawu kolanowego, które stanowią znacznie większą masę mięśniową niż mięśnie pozostałych grup, w czasie wydłużania uda w większym stopniu ulega ograniczeniu zginanie niż wyprost kolana. Zmniejszenie zakresu zgięcia do wartości poniżej 30° jest bezwzględny przeciwwskazaniem do prowadzenia dalszej dystrybucji segmentu kostnego z uwagi na wzrastające ryzyko destrukcji powierzchni stawowych. W skrajnych przypadkach ograniczenie ruchomości stawu może prowadzić do „przykurczu wyprostnego” kolana (sztywność w wyproście), a w dalszej konsekwencji do tylnego podwichnięcia kości piszczelowej względem kości udowej [2]. To poważne powikłanie jak dotąd nie znalazło skutecznej metody leczenia, stąd też szczególnie nacisk należy położyć na zapobieganie występowania tego zjawiska. Podstawową metodą profilaktyki jest rehabilitacja, która polega na wykonywaniu ćwiczeń zwiększających zakres zgięcia stawu kolanowego oraz wzmacniających siłę mięśnia czworogłowego. Sytuację komplikuje dodatkowo fakt, że ze skróceniem kości udowej współistnieje patologia samego stawu powodująca zmienioną konfigurację kłykci kości udowej i kości piszczelowej. Patologia ta powoduje zmianę trajektorii ruchu zginania stawu kolanowego.

Większość obecnie stosowanych manipulatorów rehabilitacyjnych kończyny dolnej traktuje staw kolanowy jako zwykły zawias z nieruchomą osią obrotu [3,4,5]. W pracy [6] przedstawiono, że najistotniejszą cechą kolana pomijaną przy projektowaniu konstrukcji urządzeń rehabilitacyjnych jest zmienna chwilowa oś obrotu. Jest to szczególnie ważne w przypadku sztywnego mocowania manipulatora do kończyny dolnej pacjenta. W proponowanym przez autorów systemie rehabilitacyjnym urządzenie wykonawcze (manipulator) będzie mocowane do aparatu Ilizarowa, bezpośrednio połączony z kością udową pacjenta. Stąd konieczność dokładnego opisu trajektorii ruchu w stawie kolanowym oraz zaprojektowanie urządzenia rehabilitacyjnego uwzględniającego ruch osi obrotu stawu kolanowego.

Przedstawiony w pracy projekt manipulatora rehabilitacyjnego jest rezultatem prac rozwojowych realizowanych w Katedrze Sterowania i Inżynierii Systemów Politechniki Poznańskiej. Prace te były częścią projektu, pt”Kompaktowy przenośny system rehabilitacyjny (KPSR) dla stawu kolanowego”. Celem projektu było opracowanie i wykonanie systemu rehabilitacyjnego dla stawu kolanowego przeznaczonego dla dzieci w wieku od 6 do 18 lat, u których przeprowadzono zabieg wydłużenia kości udowej z zastosowaniem aparatu Ilizarowa.

METODY OPISU RUCHU W STAWIE KOLANOWYM W PŁASZCZYŹNIE STRZAŁKOWEJ

Podczas analizy metodopisu ruchu zginania stawu kolanowego przeprowadzono badania zakresu ruchu

stawu kolanowego w podglądzie w rentgenotelewizji (ruch ciągły i w sekwencjach co kilka stopni kątowych w zakresie od pełnego wyprost do pełnego zgięcia). Badania te wykonano u czterech pacjentów przed zamontowaniem aparatu Ilizarowa oraz dla jednego już po zamontowaniu aparatu (Tabela 1). Wykonane zdjęcia prezentują ruch kolana jedynie w płaszczyźnie strzałkowo-udowej, co jest pewnym uproszczeniem bardzo złożonego ruchu stawu. Zgodnie z założeniami manipulator rehabilitacyjny ma wspomagać ruch właśnie w tej płaszczyźnie, dlatego uznano, że zastosowane uproszczenie jest uzasadnione.

Tab. 1: Dane pacjentów, dla których wykonano analizę ruchu zginania stawu kolanowego.

Pacjent	Wiek	Wada	Ilość ramek RTG
P1	5 lat (m)	Wrodzony niedorozwój goleni	17
P2	6 lat (m)	Wrodzony niedorozwój kości strzałkowej prawej	18
P3	7 lat (m)	Wrodzony niedorozwój kości strzałkowej lewej	17
P4	19 lat (k)	Wrodzony niedorozwój kości udowej lewej (po operacji)	13
P5	13 lat (k)	Wrodzony niedorozwój kości udowej prawej	35

Każdy otrzymany obraz poddano przetwarzaniu. Na pierwszym etapie, ze względu na zmiany pozycji zarówno uda jak i łydki, dokonano stabilizacji obrazu, utrzymując piszczel na stałej pozycji. Dzięki temu możliwa była analiza zmian pozycji jedynie kości udowej, przy pominięciu wpływu przesunięcia całej kończyny. Następnie, stworzono algorytm modyfikujący każdą ramkę obrazu tak, aby uzyskać informacje o pozycjach kości udowej i piszczelowej. Kolejno, zastosowano różne metody, których celem było odczytanie chwilowego punktu obrotu kolana (ICR – ang. Instantaneous Center of Rotation) [7]. W dalszej części artykułu przedstawiono cztery techniki umożliwiające wyznaczenie chwilowego środka obrotu na podstawie zdjęć RTG: metodę Reuleaux [8], metodę mechanizmu czworoboku przegubowego (ang. four bar linkage) [9], metodę krzyżującej się osi trzonu kości piszczelowej oraz metodę odwzorowania kształtu kłykcia kości udowej.

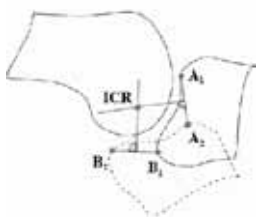
METODA REULEAUX

Metoda Reuleaux może być stosowana do wyznaczenia chwilowej osi obrotu w stawie kolanowym wykorzystując obrazy RTG stawu kolanowego pacjenta w postaci dwuwymiarowej lub trójwymiarowej.

Wyznaczenie chwilowej osi obrotu ICR metodą graficzną Reuleaux [8] polega na określeniu przemieszczenia dwóch punktów znajdujących się na główce kości piszczelowej, gdy kość piszczelowa przemieszcza się z jednego położenia do drugiego względem nieruchomej kości udowej. Metodę Reuleaux można również stosować gdy kość piszczelowa jest unieruchomiona, a kość udowa przemieszcza się [10].

Jako dane wejściowe wykorzystano pozycje punktów charakterystycznych kości piszczelowej segmentu oryginalnego (A1 i B1) i obróconego (A2 i B2). Punkty charakterystyczne były wyznaczone ręcznie (dla każdej ramki obrazu) na powierzchni chrząstki wzrostowej lub stawowej w zależności od poziomu rozwoju stawu kolanowego. Kolejne pozycje punktów są łączone za pomocą linii. Podstawową ideę metody Reuleaux przedstawiono na rysunku 3, na którym punkt A1 jest połączony z punktem A2, a punkt B1 z punktem B2. Linie te reprezentują przemieszczenie każdego punktu. Jeśli do prostych wyznaczonych dla każdej pary punktów poprowadzone zostaną proste prostopadłe (przechodzące przez ich środki) to punkt ich przecięcia będzie punktem ICR reprezentującym chwilową oś obrotu stawu kolanowego w płaszczyźnie strzałkowej. Ze względu na kształt kości, więzadła oraz mięśnie w trakcie ruchu w stawie kolanowym punkt obrotu będzie się przemieszczał. Wyznaczając chwilowe punkty obrotu dla poszczególnych położeń kości piszczelowej względem udowej można wyznaczyć ścieżkę jego ruchu.

Po implementacji metody dla danych odczytanych ze zdjęć RTG okazało się, że metoda jest zbyt czuła na szumy pomiarowe. Obliczony chwilowy środek osi obrotu (ICR) jest niejednoznaczny – nie można wnioskować o przebiegu trajektorii osi obrotu nawet dla punktów charakterystycznych po aproksymacji elipsą. Dodatkowo, zwiększanie częstotliwości pomiarów, a zatem zagęszczenie pozycji punktów charakterystycznych skutkowało w zmniejszeniu dokładności metody. Uznano zatem, że opisywana metoda jest przydatna do wyznaczania stałej osi obrotu i jest nieodpowiednia do analizy zdjęć RTG, zwłaszcza w przypadku zmiennej osi obrotu.



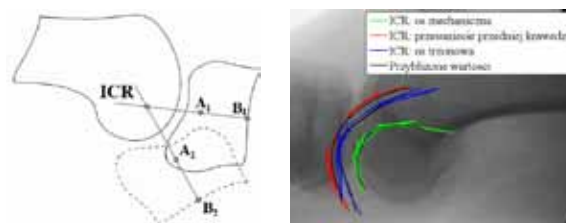
Rys. 3. Koncepcja metody Reuleaux wyznaczenia ICR przy dwóch położeniach kości piszczelowej.

METODA KRZYŻUJĄCEJ SIĘ OSI TRZONU KOŚCI PISZCZELOWEJ

Metoda ta polega na wyznaczaniu punktu chwilowego środka obrotu jako punktu przecięcia osi wyznaczonych dla dwóch następujących po sobie ramek obrazu (Rys. 4a). Połączenie wszystkich punktów ICR tworzy trajektorię środka obrotu.

Wybór osi charakteryzującej daną pozycję kątową ugięcia stawu kolanowego bezpośrednio wpływa na położenie trajektorii ICR (Rys. 4b). W ramach prac badawczych analizowano następujące warianty wyboru osi:

- oś trzonowa – wyznaczona jako środek trzonu kości piszczelowej (ICR oznaczone kolorem niebieskim na Rys. 4b);
- oś wyznaczona przez przesunięcie przedniej krawędzi piszczeli na środek chrząstki wzrostowej (ICR oznaczone kolorem czerwonym na Rys. 4b);
- oś mechaniczna kości piszczelowej (ICR oznaczone kolorem zielonym na Rys. 4b).



Rys. 4: Po lewej ilustracja metody przecięcia osi na przykładzie przecięcia osi trzonowej; po prawej - obliczony ICR dla przecięcia różnych osi dla pacjenta P5.

Ostatecznie, po konsultacji z zespołem medycznym, uznano, że właściwą informację można uzyskać stosując oś mechaniczną.

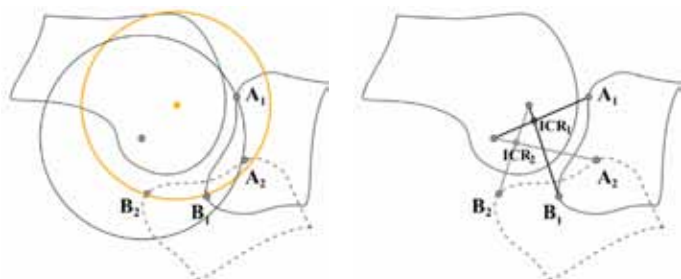
MECHANIZM CZWOROBOKU PRZEGUBOWEGO

Inną metodą wyznaczania chwilowej osi obrotu jest metoda wykorzystująca działanie mechanizmu czworoboku przegubowego. Najważniejszą różnicą pomiędzy prezentowaną metodą a wszystkimi wcześniejszymi, jest fakt, że w metodzie tej analizuje się cały zakres ruchu do obliczenia trajektorii ICR. Poprzednio analizowano jedynie dwie następujące po sobie ramki obrazu. Szersze podejście pozwala na skuteczniejsze usunięcie błędów odczytu punktów charakterystycznych kości.

Trajektorie każdego z punktów charakterystycznych (w całym zakresie ruchu w stawie kolanowym) przybliża się dopasowanymi okręgami (Rys. 5a). Dla uproszczenia rysunku 5a przedstawiono tylko dwa położenia kości piszczelowej względem kości udowej. Metoda zakłada, że każdy punkt kości piszczelowej przemieszcza się, prowadzony przez przegub o stałej długości. Punktem zaczepu danego przegubu jest środek wyznaczonego okręgu, natomiast drugi koniec utożsamiany jest z pozycjami danego punktu charakterystycznego. Gdy dobrane zostaną dwa punkty charakterystyczne dla danej ramki obrazu, ICR obliczony jest jako punkt przecięcia dwóch odpowiadających przegubów, jak na rysunku 5b.

Zastosowana metoda wprowadza pewne uproszczenie złożonego ruchu stawu kolanowego. Anato-

micznymi odpowiednikami przegubów w kolanie są więzadła krzyżowe, które w rzeczywistości zmieniają długość podczas ruchu. Jednak zastosowane uproszczenie jest często wykorzystywane przy budowie protez stawu kolanowego.

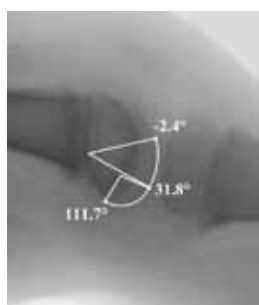


Rys. 5: Ilustracja metody czworoboku przegubowego: po lewej aproksymacja trajektorii punktów okręgami wraz z oznaczeniem ich środków; po prawej oznaczenie przegubów oraz ICR dla dwóch różnych pozycji ugięcia (zastosowane indeksy 1 i 2 przy oznaczeniu ICR odpowiadają położeniu chwilowej osi obrotu ICR odpowiednio dla 1 i 2 położenia kości piszczelowej względem kości udowej).

METODA ODWZOROWANIA KSZTAŁTU KŁYKCIA KOŚCI UDOWEJ

W analizie ruchu w stawie kolanowym metodą odwzorowania kształtu kłykcia kości udowej skupiono się na aproksymowaniu krzywizny kłykcia wycinkami dwóch kół o różnych promieniach i środkach. Przykładowe okręgi, wyznaczone dla pacjenta P1 przedstawiono na rysunku 6, na którym oznaczono kąty ugięcia stawu kolanowego, dla których punkt kontaktu powierzchni stawowych znajduje się w miejscach przełączenia pomiędzy okręgami. Opisana metoda wykazała dobre właściwości przy analizie zdjęć dorosłych pacjentów, kiedy powierzchnie stawowe są w pełni wykształcone i widoczne na zdjęciach RTG [11]. Niestety w przypadku analizowanych zdjęć, część powierzchni stawowych jest niewykształcona. Dodatkowo, ze względu na deformacje stawu, często zdarza się, że kłykcie kości udowej nie są sobie równe.

Na trajektorię ruchu wpływa nie tylko sam kształt kłykcia kości udowej, ale również stosunek toczenia się do ślizgu kości piszczelowej po powierzchni stawowej kości udowej [12]. Przy założeniu stałego stosunku toczenia do ślizgu, dla dużych wartości, ICR przebiega bliżej krawędzi okręgów. Natomiast w miarę zmniejszania się stosunku, ICR zbliża się do środków



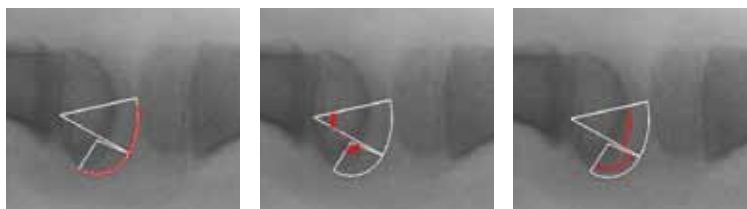
okręgów (Rys. 7). W skrajnym przypadku samego toczenia, ICR przebiega po obwodzie okręgów (Rys. 7a). Dla samego ślizgu ICR pokrywa się ze środkami

Rys. 6: Ilustracja metody odwzorowania kształtu kłykcia kości udowej pacjenta P1.

wyznaczonych okręgów (następuje przełączenie pozycji ICR pomiędzy środkami okręgów w zależności od kąta ugięcia stawu kolanowego). Stosunek toczenia do ślizgu w rzeczywistości jest zmienny i zależy od kąta ugięcia stawu kolanowego, a dokładne wartości są indywidualne dla każdego pacjenta.

KONSTRUKCJA MANIPULATORA REHABILITACYJNEGO

Podczas rehabilitacji przy terapii dystrykcyjnej, ze względu na bezpośrednie podłączenie manipulatora do kości udowej, kluczowe może okazać się wierne odwzorowanie ruchu kolana. Jednak, ze względu na charakterystykę przeprowadzanych przy pomocy manipulatora ćwiczeń oraz przyczyny powikłań, którym ma zapobiegać manipulator, uwzględniany jest jedynie ruch w płaszczyźnie strzałkowo-udowej.

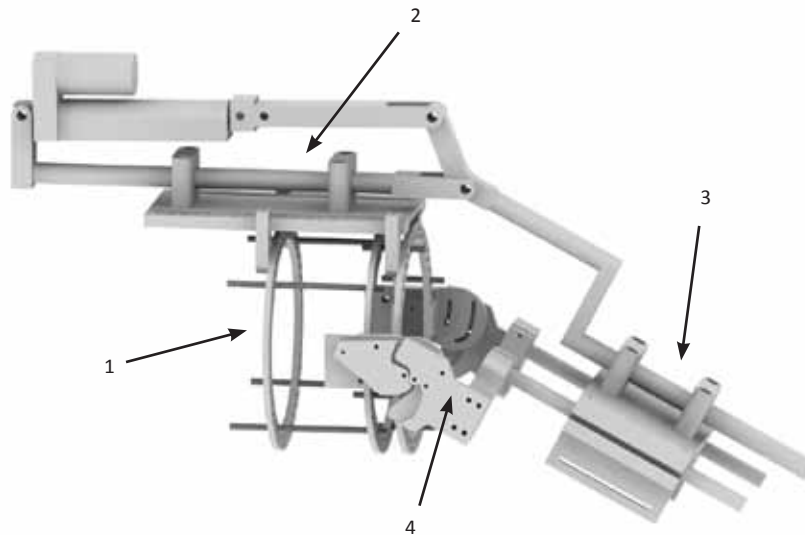


Rys. 8 Konstrukcja robota rehabilitacyjnego uwzględniającego ruch osi w stawie kolanowym [13] (1 – pierścienie Ilizarowa (baza manipulatora), 2 – część udowa z siłownikiem elektrycznym, 3 – część piszczelowa, 4 – zespół zawiasów).

W ramach realizowanego projektu badawczo-rozwojowego zaproponowano konstrukcję manipulatora rehabilitacyjnego, który będzie uwzględniał ruch osi obrotu w stawie kolanowym (Rys. 8). Konstrukcja robota rehabilitacyjnego składa się z następujących modułów:

1. **bazy manipulatora** (1), którą stanowią pierścienie Ilizarowa. Do pierścieni Ilizarowa za pomocą specjalnych uchwytów montowana jest część udowa,
2. **części udowej** (2), która jest podstawą do zamontowania napędu zrealizowanego za pomocą siłownika elektrycznego prądu stałego,
3. **części piszczelowej** (3) umożliwiającej połączenie manipulatora z kością piszczelową za pomocą regulowanych pasów.
4. **zespołu dwóch zawiasów** (4) zapewniających ruch manipulatora zgodny z fizjologicznym ruchem w stawie kolanowym.

Przewiduje się, że zastosowane w manipulatorach zawiasy będą projektowane dla każdego pacjenta oddzielnie na podstawie zdjęć RTG stawu kolanowego w płaszczyźnie strzałkowej. Do projektowania zawiasów uwzględniających ruch osi obrotu w stawie kolanowym wykorzystano metodę odwzorowania kształtu kłykcia kości udowej (opisanej w rozdziale 2). Trajektorię ruchu w stawie kolanowym przybliżono fragmentami dwóch okręgów, oznaczonych na rysunku 9 odpowiednio kolorami: czerwonym i zielonym.



Rys. 7: Obliczony ICR dla metody odwzorowania kształtu kłykcia kości udowej, dla pacjenta P1: a. przypadek samego toczenia; b. połączenie toczenia i ślizgu; c. połączenie toczenia i ślizgu przy większym udziale toczenia.

Ruch zginania w stawie kolanowym można podzielić na dwie fazy: pierwsza z większym udziałem toczenia (reprezentująca okrąg o większym promieniu – Rys. 9) oraz druga z większym udziałem ślizgania (okrąg o mniejszym promieniu – Rys. 9).



Rys. 9 Trajektoria ruchu punktu 4 składająca się z fragmentów dwóch okręgów [13].

Na podstawie zdjęcia RTG wyznaczono promienie okręgów oraz odległości pomiędzy ich środkami. Dane te posłużyły do zaprojektowania zawiasu o zmiennej osi, który będzie odzwierciedlał właściwy ruch w stawie kolanowym. W celu uzyskania ruchu zawiasu składającego się z dwóch fragmentów okręgów, zastosowano w zawiasach specjalnie wyfrezowane łuki odpowiadające właściwym okręgom. Na rysunku 10 przedstawiono widok zawiasu przy kącie zgięcia równym 40°. Aby manipulator działał poprawnie należy dopasować położenie zawiasów indywidualnie dla każdego pacjenta. W celu regulacji ustawienia zawiasów zaprojektowano system ich mocowania do pierścieni Ilizarowa. System ten umożliwi regulację położenia zawiasu w płaszczyźnie strzałkowej tak aby zarys kości udowej pokrywał się z dolnym torem części pierwszej zawiasu.

W celu zmniejszenia wymiarów i ciężaru zaproponowanego manipulatora rehabilitacyjnego uproszczono jego konstrukcję [13]. Modyfikacja konstrukcji mechanicznej polegała na przeniesieniu siłownika elektrycznego z części udowej robota do części piszczelowej. Wałki prowadzące zostały zastąpione przez pręt giętki oraz wyeliminowano łożyska ślizgowe. Modyfikacja ta umożliwiła wyeliminowanie z konstrukcji części

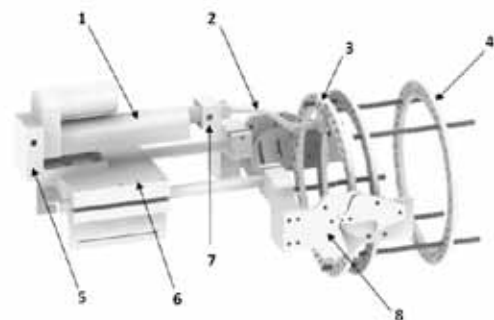
udowej montowanej do aparatu Ilizarowa, a co za tym idzie odciążenie wydłużonej kości udowej. Według zespołu projektującego zaproponowane rozwiązanie będzie bezpieczniejsze dla pacjenta. Na rysunku 11 przedstawiono projekt uproszczonej wersji robota rehabilitacyjnego.

Poszczególne części projektowanego manipulatora rehabilitacyjnego wykonano z aluminium PA6 na obrabiarkę sterowaną numerycznie w Zakładzie Maszyn Technologicznych Politechniki Poznańskiej. Ścieżki dla frezarki CNC zostały wygenerowane na podstawie plików Standard for the Exchange of Product Data (.stp)

poszczególnych części, które zapisano w programie Autodesk Inventor 2014. Rysunki 12 - 15 przedstawiają prototyp manipulatora rehabilitacyjnego.



Rys. 10 Widok zawiasu w zgięciu przy kącie 40° [13].



Rys. 11 Konstrukcja uproszczonej wersji manipulatora [13] (1 – część napędowa, 2 – pręt giętki, 3 – uchwyt, 4 – pierścień Ilizarowa, 5 – wspornik siłownika, 6 – tuszka goleń, 7 – łącznik, 8 – zawias stawu kolanowego).

PODSUMOWANIE

Wykonany prototyp poddano badaniom laboratoryjnym. Przeprowadzono je wraz z zespołem medycznym pod kierunkiem prof. Marka Józwiaka. W trakcie działania urządzenia, lekarze przeprowadzili ocenę



Od góry:

Rys. 12 Manipulator rehabilitacyjny przy kącie zgięcia 40°.

Rys. 13 Część piszczelowa manipulatora.

Rys. 14 Zawias stawu kolanowego od strony kolana.

Rys. 15 Zawias stawu kolanowego od strony zewnętrznej.

czy zastosowane zawiasy właściwie odtwarzają trajektorię osi w stawie kolanowym. Rysunek 16 prezentuje zamontowane urządzenie na nodze jednego z członków zespołu badawczego. Konstrukcja robota

Rys. 16 Manipulator rehabilitacyjny zamontowany na nodze pacjenta.

rehabilitacyjnego dobrze została oceniona przez zespół medyczny, ale nie jest jeszcze to konstrukcja którą można zastosować do prowadzenia treningów rehabilitacyjnych na pacjentach. Dużą zaletą proponowanej konstrukcji jest możliwość zamontowania na lewej lub prawej nodze bez konieczności wprowadzenia dodatkowych modyfikacji. Lekarze wysoko ocenili odtwarzanie trajektorii w stawie kolanowym za pomocą zaproponowanej konstrukcji robota, szczególnie w końcowych fazach ruchu (pełen wyprost i maksymalne zgięcie w stawie kolanowym).

Zespół medyczny przedstawił następujące uwagi, które zwiększą użyteczność kliniczną zaproponowanej konstrukcji robota rehabilitacyjnego:

- należy rozszerzyć system sterowania manipulatorem o algorytm sterowania siłą.
- zmniejszyć wagę łuski golenia poprzez zmianę materiału z jakiego jest wykonana. Obecnie wykonana jest z aluminium.
- przy kolejnych wersjach urządzenia należy zwiększyć precyzję wykonania zawiasu stawu kolanowego aby zmniejszyć opory występujące podczas pracy manipulatora.
- opracować możliwość regulacji szerokości między zawiasami aby urządzenie można było zastosować do aparatu Ilizarowa składającego się z pierścieni o różnej średnicy. Obecnie urządzenie przystosowane jest do mocowania do pierścieni o średnicy 18cm.
- elastyczne cięgło (pręt giętki) przy kącie zgięcia powyżej 45° ugina się zamiast pchać lub ciągnąć. Zmiana lokalizacji uchwytu cięgła (górną część pierścienia, zamiast dolnej) prawdopodobnie zmniejszy opisane negatywne zjawisko.
- mocowanie manipulatora na dwóch pierścieniach można zastąpić mocowaniem na jednym, górnym (drugim od dołu) pierścieniu i rozszerzyć o trzeci punkt uchwytu zlokalizowanego na przedniej powierzchni jednego z dwóch dolnych pierścieni. Wymaga to jednak przeprowadzenia dokładnych badań naprężeń w trakcie działania manipulatora, ponieważ mocowanie urządzenia na jednym pierścieniu może spowodować niekontrolowane reakcje prętów.

• mocowanie manipulatora na goleni należy wyposażyć w asymetryczną wyściółkę dopasowaną do anatomicznego kształtu goleni odrębnie dla lewej i prawej kończyny.(ewentualnie zastosować jedną



z możliwości mocowania na dwa sposoby – z obrotem o 180°).

■ PODZIĘKOWANIA

Przedstawione prace badawcze przeprowadzono w ramach projektu badawczo-rozwojowego nr NR13-0028-10 pt. „Kompaktowy, przenośny system rehabilitacyjny dla stawu kolanowego”

■ BIBLIOGRAFIA

1. P. Koczewski, M. Shadi, M. Napiontek, Technical problems in distraction of osteotomy site during correction of foot deformity with Ilizarov technique, XVII Międzynarodowa Konferencja Towarzystwa Badań i Stosowania Metody Ilizarowa – ASAMI, str. 1, 2008.
2. P. Koczewski, M. Shadi, Przykurcz wyprostny stawu kolanowego jako powikłanie wydłużania uda – analiza przyczyn i ocena wyników leczenia operacyjną plastyką aparatu wyprostnego kolana (ang. Plasty of knee extension apparatus in the treatment of „ extension contracture“ after femoral legthening), Chir Narz Ruchu Ortop Pol. 70(20), str. 91-96, 2005.
3. L. Lnenburger, G. Colombo, R. Riener, V. Dietz, Biofeedback in gait training with the robotic orthosis Lokomat, International Conference of the IEEE EMBS, str. 4888-4891, 2004.
4. J.F. Veneman, et al., Design and evaluation of the LOPES exoskeleton robot for interactive gait rehabilitation, IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, vol. 15, nr 3, str. 379-386, 2007.

5. H. Kawamoto, S. Lee, S. Kanbe, Y. Sankai, Power assist method for HAL-3 using EMG-based feedback controller, IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics, vol. 2, str. 1648-1653, 2003.

6. K. M. Lee, J. Guo, Kinematic and dynamic analysis of an anatomically based knee joint, Journal of Biomechanics, vol. 43, nr 7, str. 1231-1236, 2010.

7. P. S. Walker, H. Shoji, M. J. Erkman, The rotational axis of the knee and its significance to prosthesis design, Clinical Orthopaedics, vol. 89, str. 160-170, 1972.

8. F. Reuleaux, Theoretische Kinematik, F. Vieweg und Sohn, 1875, str. 622.

9. A. Menschik, Mechanics of the knee-joint, part 1, Zeitschrift Fur Orthopadie Und Ihre Grenzgebiete, 1974, vol. 112, nr 3, str. 481-495, 1974.

10. V. H. Frankel, A.H. Burstein, D.B. Brooks, Biomechanics of Internal Derangement of the Knee, Pathomechanics as Determined by Analysis of the Instant Centers of Motion, The Journal of Bone and Joint Surgery, vol. 53-A, nr 5, 1971.

11. H. Iwaki, V. Pinskerova, M. Freeman, Tibiofemoral movement 1: the shapes and relative movements of the femur and tibia in the unloaded cadaver knee, Journal of Bone and Joint Surgery, str. 1189-1195, 2000.

12. K. - M. Lee , J. Guo, Kinematic and dynamic analysis of anatomically based knee joint, Journal of Biomechanics, nr 43, str. 1231-1236, 2003.

13. W. Koczewski, T. Boruszak, Projekt konstrukcji modułowego manipulatora rehabilitacyjnego dla stawu kolanowego, praca dyplomowa inżynierska, Politechnika Poznańska, 2014.