

POLITECHNIKA POZNAŃSKA

STRESZCZENIE ROZSZERZONE

Identyfikacja kinematycznych modeli ruchu stawu kolanowego na podstawie sekwencji obrazów RTG

Autor:

mgr inż. Marta DRAŹKOWSKA

Instytut Automatyki i Robotyki

Wydział Informatyki

Promotor:

prof. dr hab. inż. Krzysztof KOZŁOWSKI

Recenzenci:

prof. dr hab. inż. Andrzej OBUCHOWICZ

dr hab. inż. Grzegorz GRANOSIK, prof. PŁ

1 Wprowadzenie

Wraz z postępem medycyny oraz wzrostem możliwości urządzeń pomiarowych, które można bezpiecznie zastosować do badań na pacjentach, zauważalny jest również wzrost zainteresowania wykorzystaniem metod znanych z innych dziedzin naukowych do wspomagania procesu diagnostyki. Jednym z obszarów tego zainteresowania są badania nad opracowaniem modelu kinematycznego¹ poszczególnych stawów. Opracowanie odpowiednio dokładnego modelu kinematycznego stawu jest istotne, przykładowo przy usprawnieniu procesu rehabilitacji, porównaniu zmian zachodzących dla jednego pacjenta (m.in. przed i po operacji, w trakcie trwania rehabilitacji), czy wyznaczeniu ilościowych miar podobieństwa służących do klasyfikacji pacjentów.

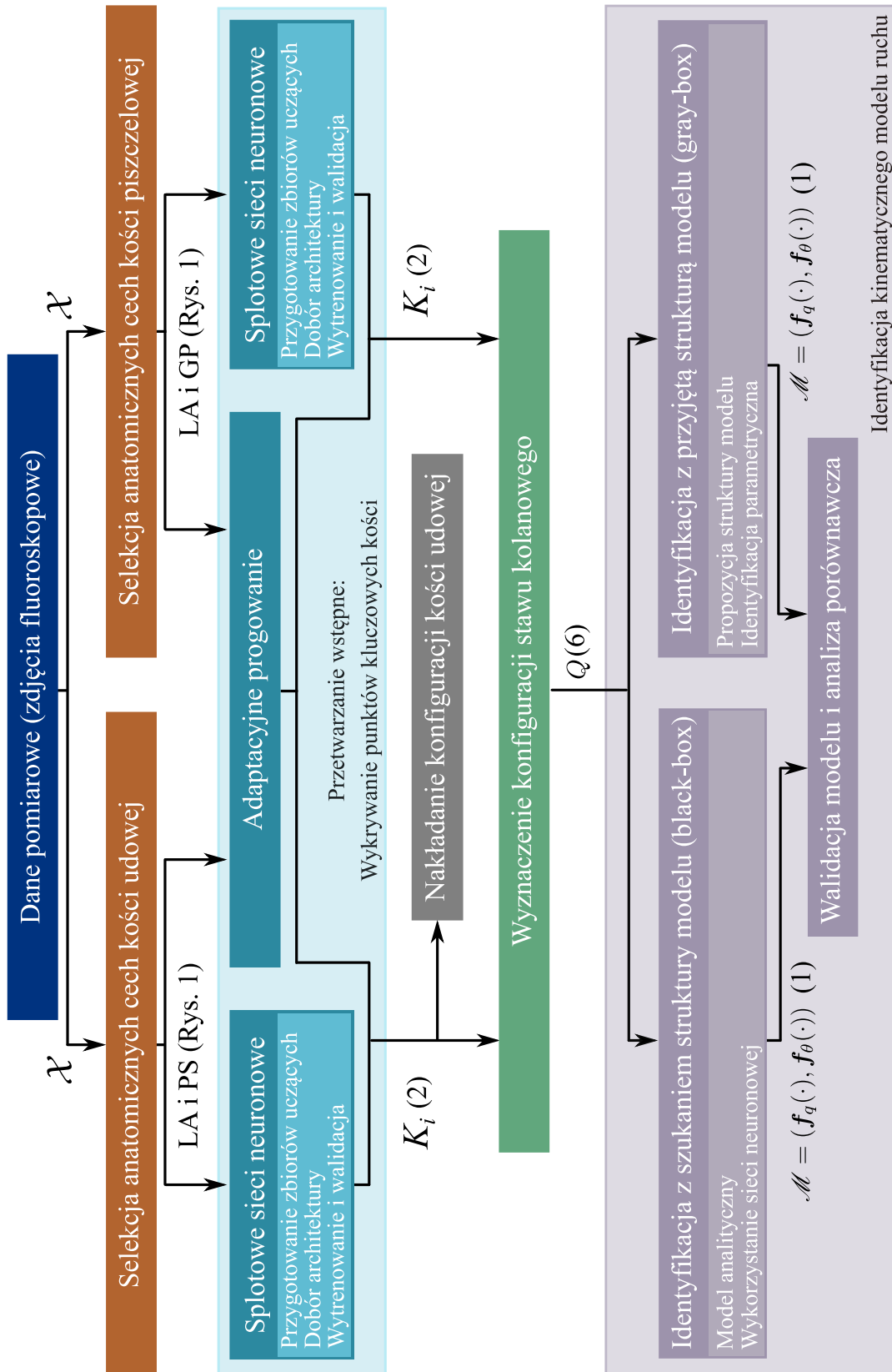
W niniejszej pracy skupiono się na identyfikacji modeli kinematycznych stawu kolanowego, jednak zaprezentowana metodyka może być z łatwością dostosowana do stawów innego typu. Staw kolanowy jest złożonym stawem ciała ludzkiego, którego reprezentacja jest często nadmiernie upraszczana. W literaturze można znaleźć różne opracowania dotyczące modeli kinematycznych kolana zarówno w dwóch wymiarach, jak i w trzech. Modele te dotyczą głównie osób dorosłych, a grupa badanych jest zazwyczaj jednolita pod względem występującego schorzenia lub mało liczna. Badania rzadko są prowadzone u osób nieletnich, ze względu na konieczność ograniczenia poziomu napromieniowania, co uniemożliwia zastosowanie wielu metod akwizycji obrazu. Identyfikacja kinematycznego modelu stawu kolanowego dzieci, u których proces kostnienia nie jest jeszcze ukończony, wydaje się być bardzo interesująca, a wyniki uzupełniałyby te już istniejące, dla szerszej grupy wiekowej.

Zaproponowane rozwiązanie składa się z kilku etapów, przedstawionych graficznie na Sch. 1. Każdy z nich zostanie teraz ogólnie nakreślony.

Pierwszym krokiem identyfikacji modelu jest opracowanie i przygotowanie eksperymentu mającego na celu zebranie danych pomiarowych. W omawianym przypadku, wiąże się to z rejestracją różnych pozycji kończyny dolnej człowieka. Ze względu na ograniczenia dotyczące protokołu przeprowadzanych badań u dzieci, wskazane jest, aby do analizy stawu kolanowego posłużyć się wynikami badań koniecznymi ze względów medycznych. Podczas wielu operacji chirurgicznych lekarze wspomagają się technikami obrazowania medycznego. Przykładowo, przy rekonstrukcji więzadeł lekarze wykorzystują zdjęcia rentgenowskie (RTG) lub fluoroskopowe. Obie metody są mało inwazyjne, umożliwiają rejestrację pełnego zakresu ruchu, a aparaty fluoroskopowe oraz aparaty rentgenowskie są szeroko dostępne w polskich szpitalach. Z analizą zebranych zdjęć związany jest szereg trudności, których wpływu na dalsze kroki identyfikacji nie można podważyć.

Drugi etap identyfikacji w proponowanym rozwiązaniu, wymaga selekcji anatomicznych cech kości, które poprawnie opisują ich konfigurację na obrazie. Należy również dokonać wyboru punktów kluczowych obrazu, które jednoznacznie opisują te cechy. **Trzeci etap** dotyczy odpowiednio dokładnego określenia konfiguracji, tj. pozycji i orientacji, kości udowej oraz piszczelowej na dostępnych obrazach. Metoda wyznaczania konfiguracji kości na obrazach powinna odpowiadać typowi dostępnych danych pomiarowych. Jak już wspomniano wcześniej, charakter uzyskanych zdjęć medycznych wpływa bezpośrednio na trudności ich analizy. Istotne jest zatem zaproponowanie odpornego algorytmu określania konfiguracji kości na obrazie.

¹Jako model kinematyczny w niniejszej pracy rozumiane będą zachodzące w danym stawie związki geometryczne, a nie prędkości.



SCHEMAT 1: Schemat blokowy proponowanego rozwiązania problemu. Wyjaśnienie zastosowanych oznaczeń znajduje się w tekście.

Kolejny krok identyfikacji można opisać jako poszukiwanie struktury modelu, który z odpowiednią dokładnością (wymaganą do analizy danych medycznych) odzwierciedli ruch kości piszczelowej względem kości udowej, zakładając, że możliwe jest określenie konfiguracji kości na każdym obrazie.

Sformułowanie problemu

Dla przyjętej konfiguracji stawu kolanowego, identyfikację kinematycznych modeli można przedstawić jako wyznaczenie parametrów minimalizujących sumę błędów estymacji, dla zbioru sekwencji obrazów różnych pacjentów, ze znanymi (oznaczonymi ręcznie lub automatycznie) konfiguracjami kości na obrazach. Zakłada się, że struktura modelu będzie stała dla wszystkich pacjentów, jedynie parametry modelu będą indywidualne dla każdej osoby.

W pracy zaproponowano dekompozycję modelu kinematyki stawu kolanowego \mathcal{M} na dwa podmodele: pozycji $f_q(\cdot)$ i orientacji $f_\theta(\cdot)$, przy czym dokładny opis umieszczono w kolejnych częściach streszczenia. Zatem model kinematyczny można opisać jako

$$\mathcal{M} = (f_q(\cdot), f_\theta(\cdot)). \quad (1)$$

Ostatni, **piąty etap** zakłada walidację modelu \mathcal{M} , która odbywa się dla już wyznaczonych parametrów pod modeli. W niniejszej pracy pojęcie walidacja będzie oznaczało weryfikację utworzonego modelu pod względem wartości błędów wyjściowych oraz pod względem złożoności modelu. Model wykorzystuje wyznaczony podmodel pozycji do określenia estymowanej pozycji stawu kolanowego. Następnie na bazie tej estymowanej pozycji wyznacza estymowaną orientację, przy użyciu podmodelu orientacji.

Zgodnie z przedstawionymi rozważaniami określono następujące wstępne założenia niniejszej pracy:

1. Ze względu na charakter danych pomiarowych, modele obejmują jedynie kinematykę planarną.
2. Możliwe jest wyznaczenie zbioru punktów kluczowych obrazów fluoroskopowych jako wyniku estymacji splotowej sieci neuronowej (CNN, z ang. *Convolutional Neural Network*).
3. Istnieje przekształcenie pozwalające na wyznaczenie konfiguracji kości piszczelowej i udowej na podstawie obrazów fluoroskopowych.
4. Kość piszczelowa nie przemieszcza się względem kości udowej bez zauważalnej rotacji, pomiędzy dwoma następującymi po sobie obrazami z sekwencji [6], zatem model może być zdefiniowany w funkcji kąta ugięcia stawu kolanowego.
5. Możliwe jest wyznaczenie kinematycznego modelu, który wiernie odzwierciedla właściwości stawu, przy uwzględnieniu różnic anatomicznych, które są zauważalne dla pacjentów w różnym wieku i przy różnych schorzeniach.

Postawiona na podstawie powyższych założeń teza brzmi:

Teza niniejszej pracy

Właściwe wstępne przetwarzanie danych pomiarowych pochodzących z sekwencji zdjęć fluoroskopowych, z wykorzystaniem wiedzy eksperckiej wspartej działaniem zoptymalizowanej splotowej sieci neuronowej, pozwala na zautomatyzowaną identyfikację uniwersalnej struktury modelu stawu kolanowego uwzględniającego różnice anatomiczne pacjentów.

Rezultatem prac opisywanych w niniejszej rozprawie jest algorytm, który na podstawie sekwencji zdjęć fluoroskopowych wyznacza parametry modelu kinematycznego stawu kolanowego indywidualne dla każdego badanego.

2 Poszczególne etapy algorytmu

2.1 Opracowanie eksperymentu pomiarowego

W związku z założeniami zaprezentowanymi powyżej, w niniejszej pracy wykorzystano sekwencje statycznych zdjęć jednopłaszczyznowej fluoroskopii, wykonywanych podczas operacji ortopedycznych w Ortopedyczno-Rehabilitacyjnym Szpitalu Klinicznym im. Wiktora Degi Uniwersytetu Medycznego im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu². Zebrano sekwencje zdjęć odpowiadające 17 pacjentom (7 chłopców i 10 dziewczynek) w wieku od 5 do 19 lat oraz dwóm osobom zdrowym. Zdjęcia pacjentów dotyczą kolan patologicznych, w tym na 3 sekwencjach widoczny jest zamontowany aparat Ilizarowa.

Łącznie zebrano 30 sekwencji obrazów, co odpowiada 416 ramkom obrazu. Jako sekwencję obrazów \mathcal{X} będzie rozumiany zbiór S dwuwymiarowych obrazów w skali szarości, odpowiadający jednemu typowi ruchu jednego pacjenta. Każdy obraz sekwencji przedstawia staw kolanowy dla innego kąta ugięcia. Sekwencje przedstawiają dwa rodzaje ruchów, tj.:

- zgięcie - od pełnego wyprost do pełnego ugięcia, przy czym każdy następny obraz przedstawia staw ugięty pod większym kątem,
- wyprost - od pełnego ugięcia do pełnego wyprost, przy czym każdy następny obraz przedstawia staw ugięty pod mniejszym kątem.

Warto podkreślić, że kolejność nie jest istotna w rozważanym przypadku. Rozważane będą zbiory dyskretnych konfiguracji kości, przy czym ich uszeregowanie nie wpływa na wynikowe postaci modelu.

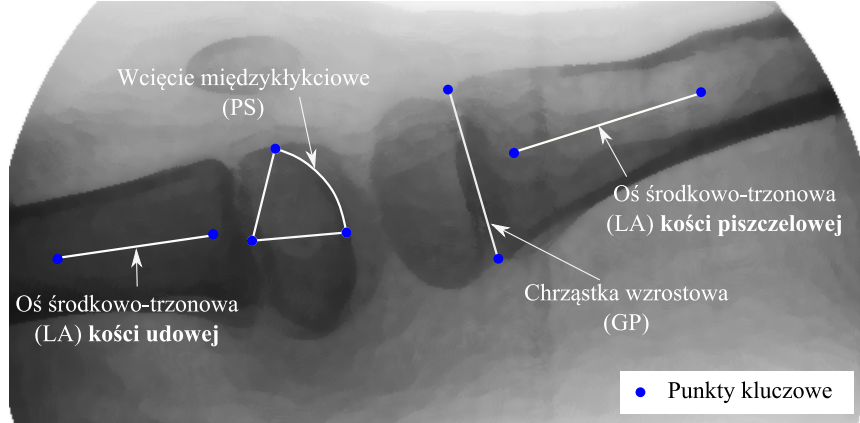
2.2 Przetwarzanie wstępne

Ten etap identyfikacji ma na celu selekcję anatomicznych cech kości udowej i piszczelowej oraz wybór i estymację pozycji punktów kluczowych obrazów, które jednoznacznie opisują te cechy.

Należy zwrócić szczególną uwagę na fakt, że wybrane cechy powinny być zauważalne na dostępnych danych pomiarowych oraz być mało zmienne przy pewnej

²Szczególne wyrazy uznania dla dr n. med. Pawła Koczewskiego oraz dr n. med. Miluda Shadi za zgromadzenie niezbędnych danych.

klase deformacji obrazów z sekwencji (rotacja kości względem dwuwymiarowego ekranu fluoroskopu, różnice w poziomie skostnienia stawu kolanowego, zakłócenia obrazu: implanty, śruby, aparat Ilizarowa). Wybrane w pracy cechy anatomiczne wraz z odpowiadającymi im punktami kluczowymi przedstawiono na Rys. 1.



RYSUNEK 1: Wybrane cechy kluczowe kości udowej i piszczelowej. Oryginalne zdjęcie zostało poddane prostym operacjom przetwarzania obrazu w celu wizualizacji.

W celu jednoznacznego opisu konfiguracji kości na i -tym obrazie, wprowadza się f punktów kluczowych k_j . Z i -tym obrazem utożsamiony jest zbiór punktów kluczowych przedstawiony za pomocą następującej macierzy

$$K_i \triangleq [k_1 k_2 \dots k_f] = \begin{bmatrix} x_1 & x_2 & \dots & x_f \\ y_1 & y_2 & \dots & y_f \end{bmatrix}, \quad K_i \in \mathbb{R}^{2 \times f}, \quad \text{dla } i = 1 \dots S, \quad (2)$$

gdzie x_j oraz y_j opisują współrzędne j -tego punktu kluczowego k_j .

Ze względu na różny poziom skomplikowania wykrywania punktów, zależny od otoczenia, proponuje się zastosowanie dwóch niezależnych metod estymacji pozycji punktów, tj. w oparciu o adaptacyjne progowanie oraz w oparciu o CNN.

W pracy zaprezentowano autorski algorytm wykrywania LA kości piszczelowej i udowej oparty o adaptacyjne progowanie i uzyskano błędy kątowe w zakresie $(-4^\circ, 3^\circ)$. Ponadto zaprezentowano kompleksowe podejście do doboru parametrów CNN wykorzystujące drzewo estymatorów Parzen [1]. Przeanalizowano 247 różnych modeli i uzyskano wartość funkcji straty dla zbioru walidacji równą

$$L \triangleq \tilde{\varphi}^\top \tilde{\varphi} = 8.4507px^2, \quad \text{dla } \tilde{\varphi} \triangleq \hat{\varphi} - \varphi, \quad (3)$$

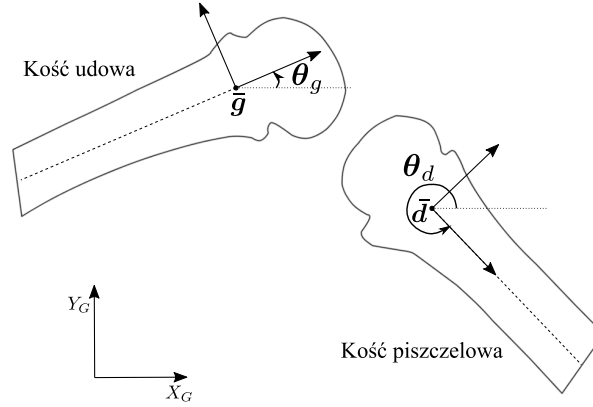
gdzie $\hat{\varphi}$ jest estymowanym wyjściem sieci neuronowej, a φ jest oczekiwanym wyjściem sieci, zależnym od punktów kluczowych opisujących daną cechę.

2.3 Wyznaczenie konfiguracji stawu kolanowego

W pracy przyjęto następującą notację opisującą konfigurację kości na obrazach. Dla i -tego obrazu można przyjąć, że $\mathbf{g}_i \in \mathbb{R}^3$ opisuje konfigurację kości udowej a $\mathbf{d}_i \in \mathbb{R}^3$ określa konfigurację kości piszczelowej. Konfiguracje kości na obrazach dotyczą ich pozycji i orientacji, tj.:

$$\mathbf{g}_i = [\theta_{g_i} \bar{\mathbf{g}}_i]^\top, \quad \mathbf{d}_i = [\theta_{d_i} \bar{\mathbf{d}}_i]^\top, \quad (4)$$

gdzie θ_{g_i} i θ_{d_i} określają i -tą orientację kości udowej i piszczelowej, a przez \bar{g}_i i \bar{d}_i oznaczono i -tą pozycję kości udowej i piszczelowej, zgodnie z oznaczeniami zamieszczonymi na Rys. 2. Wówczas i -tą konfigurację stawu kolanowego q_i można rozumieć jako konfigurację kości piszczelowej d_i wyrażoną w układzie współrzędnych kości udowej g_i .



RYSUNEK 2: Oznaczenie układów współrzędnych opisujących konfigurację kości na obrazach fluoroskopowych stawu kolanowego.

Wobec tego można zapisać, że

$$q_i = \begin{bmatrix} \theta_{q_i} \\ x_{q_i} \\ y_{q_i} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \theta_{d_i} - \theta_{g_i} \\ \cos(\theta_{g_i}) & \sin(\theta_{g_i}) \\ -\sin(\theta_{g_i}) & \cos(\theta_{g_i}) \end{bmatrix} [\bar{d}_i - \bar{g}_i]. \quad (5)$$

Dla całej sekwencji obrazów zdefiniowano zbiór chwilowych konfiguracji stawu kolanowego, który można przedstawić w postaci macierzowej przez

$$Q = \begin{bmatrix} \theta_q \\ \mathbf{x}_q \\ \mathbf{y}_q \end{bmatrix}, \quad \begin{aligned} \theta_q &= [\theta_{q_1} \ \theta_{q_2} \ \dots \ \theta_{q_S}], \\ \mathbf{x}_q &= [x_{q_1} \ x_{q_2} \ \dots \ x_{q_S}], \\ \mathbf{y}_q &= [y_{q_1} \ y_{q_2} \ \dots \ y_{q_S}]. \end{aligned} \quad (6)$$

Macierz punktów kluczowych z równania (2) jest wykorzystana do wyznaczenia konfiguracji stawu kolanowego na obrazach. Dla i -tego obrazu sekwencji przyjmuje się następujące zależności

$$g_i = \phi_g(K_i), \quad \phi_g : \mathbb{R}^{2 \times f} \rightarrow \mathbb{R}^3, \quad \text{oraz} \quad (7)$$

$$d_i = \phi_d(K_i), \quad \phi_d : \mathbb{R}^{2 \times f} \rightarrow \mathbb{R}^3, \quad (8)$$

gdzie ϕ_g oraz ϕ_d przekształcają macierz punktów kluczowych (2) do konfiguracji kości piszczelowej i udowej, danych równaniem (4). Zakłada się, że przekształcenia ϕ_g oraz ϕ_d będą takie same dla wszystkich obrazów. Przyjęte założenie jest możliwe dzięki odpowiedniemu doborowi macierzy punktów kluczowych z równania (2).

Na podstawie konfiguracji kości na obrazie, korzystając z prostych zależności algebraicznych, wyznaczono konfiguracje stawu kolanowego dla każdego z analizowanych obrazów. Podzielono je na zestawy odpowiadające poszczególnym sekwencjom, a co za tym idzie, również poszczególnym ruchom. W pracy wyznaczono kilka zestawów konfiguracji stawu kolanowego w zależności od typu wykonywanych punktów kluczowych (ręcznie oznaczone, estymowane).

2.4 Identyfikacja struktury i parametrów modelu

Identyfikacja kinematycznego modelu posługuje się informacją o wyznaczonych konfiguracjach kości. Jak już nadmieniono wcześniej, problem identyfikacji modeli kinematycznych stawu kolanowego zdefiniowano z podziałem na dwa pod-problemy:

- problem identyfikacji **podmodelu pozycji**, złożony z następujących kroków:
 1. Wyboru struktury podmodelu pozycji $f_q(\mathbf{p}_q)$, gdzie przez \mathbf{p}_q oznaczono parametry podmodelu.
 2. Identyfikacji najlepszych wartości parametrów \mathbf{p}_q^* przez rozwiązanie zestawu S równań postaci

$$f_q(\mathbf{p}_q^*, x_{q_i}, y_{q_i}) = 0. \quad (9)$$

3. Wyznaczenia punktów $[\hat{\mathbf{x}}_q \hat{\mathbf{y}}_q]$, które są rzutem ortogonalnym punktów $[\mathbf{x}_q \mathbf{y}_q]$ na krzywą $f_q(\cdot)$.

Zatem działanie podmodelu pozycji, z już dobraną strukturą i parametrami, można zapisać schematycznie jako $[\mathbf{x}_q \mathbf{y}_q] \rightarrow \boxed{f_q(\mathbf{p}_q^*, \hat{\mathbf{x}}_q, \hat{\mathbf{y}}_q) = 0} \rightarrow [\hat{\mathbf{x}}_q \hat{\mathbf{y}}_q]$.

- problem identyfikacji **podmodelu orientacji**, złożony z następujących kroków:
 1. Wyboru struktury podmodelu orientacji $f_\theta(\mathbf{p}_\theta)$, gdzie przez \mathbf{p}_θ oznaczono parametry podmodelu.
 2. Identyfikacji najlepszych wartości parametrów \mathbf{p}_θ^* przez rozwiązanie zestawu równań postaci

$$f_\theta(\mathbf{p}_\theta, \mathbf{x}_q, \mathbf{y}_q) - \boldsymbol{\theta}_q = \mathbf{0}. \quad (10)$$

3. Wyznaczenia $\hat{\boldsymbol{\theta}}_q$ odpowiadających wartościom $[\mathbf{x}_q \mathbf{y}_q]$ w oparciu o postać podmodelu $f_\theta(\cdot)$.

Zatem działanie podmodelu orientacji, z już dobraną strukturą i parametrami, można zapisać schematycznie jako $[\mathbf{x}_q \mathbf{y}_q] \rightarrow \boxed{f_\theta(\mathbf{p}_\theta^*, \mathbf{x}_q, \mathbf{y}_q)} \rightarrow \hat{\boldsymbol{\theta}}_q$.

Zgodnie ze Sch. 1 w pracy przeanalizowano model o przyjętej strukturze (*gray-box*) oraz przeprowadzono poszukiwanie struktury modelu (*black-box*), przy czym obszar poszukiwań obejmuje również modele z przyjętą strukturą modelu. W niniejszej pracy do przeszukiwania przestrzeni kandydujących modeli wykorzystano algorytm A* [3] ze zmodyfikowaną funkcją heurystyczną, zaproponowaną w pracy [2]. Jako kryterium optymalizacji przyjęto minimalizację funkcji kosztu oraz lokalnie minimalną liczbę parametrów. Rozważano następujące struktury modeli:

- modele analityczne w postaci wielomianów różnych stopni - parametry wyznaczone są metodą najmniejszych kwadratów błędu,
- modele sieci neuronowych³ o maksymalnie 4 warstwach ukrytych oraz 120 neuronach w każdej warstwie - parametry wyznaczone są metodą propagacji wstecznej ze skalowanym gradientem sprzężonym.

³O rozszerzonej formie do tej z równań (9) i (10).

W wyniku tego etapu dobrano 3 niezależne struktury modeli kinematycznych stawu kolanowego: **(a)** złożony z podmodeli z założoną strukturą *gray-box*, **(b)** złożony z podmodeli o strukturze analitycznej, wybranych spośród setek modeli kandydujących *black-box*, **(c)** złożony z podmodeli o strukturze sieci neuronowych, wybranych spośród setek modeli kandydujących *black-box*. Wybrane podmodele zapewniły minimalizację przyjętych statystyk karzących przeparametryzowane struktury. Zatem na tym etapie przeprowadzono wstępną walidację, jednak obejmowała ona jedynie podmodele rozważane niezależnie. Walidacja całościowego modelu kinematyki stawu kolanowego jest przeprowadzona w kolejności.

2.5 Walidacja

Warto przypomnieć, że model wykorzystuje wyznaczony podmodel pozycji do określenia estymowanej pozycji stawu kolanowego. Następnie na bazie tej estymowanej pozycji wyznacza estymowaną orientację, przy użyciu podmodelu orientacji. Można zatem zapisać: $[x_q \ y_q] \rightarrow [f_q(\cdot) = 0] \rightarrow [\hat{x}_q \ \hat{y}_q] \rightarrow [f_\theta(\cdot)] \rightarrow \hat{\theta}_q$.

W przedstawionym rozumowaniu przyjęto założenie, że x_q oraz y_q odwzorowuje wzajemnie jednoznacznie θ_q , więc kąt ugięcia kolana można określić jako funkcję pozycji $[x_q \ y_q]$, tj. $\theta_q = f_\theta(p_\theta, x_q, y_q)$.

Zatem następujące relacje są prawdziwe

$$x_q = x_q(\theta_q), \quad y_q = y_q(\theta_q), \quad (11)$$

tzn. θ_q jest jedynym argumentem funkcji opisujących pozycję.

W pracy wybrano jeden z zaproponowanych modeli, gwarantujący odpowiednio małą wartość błędów wyjściowych oraz przyjętych statystyk. Warto nadmienić, że modele w postaci analitycznej charakteryzowały się znacznie mniejszym skomplikowaniem niż modele sieci neuronowych, nawet o 3 rzędy wielkości. Zakłada się, że krok związany z doбором odpowiedniej struktury modelu przeprowadzono jedynie w fazie badawczej. W wynikowym algorytmie przyjęto jedną strukturę modelu (jeden zestaw cech kluczowych, punktów charakterystycznych oraz jeden model estymatora pozycji tych punktów), a różnice pomiędzy pacjentami są wyrażone za pomocą różnych wartości parametrów modelu.

Kolejno, wykonano analizę porównawczą w świetle znanych z literatury modeli stawu kolanowego. Wykorzystano modele czworoboku przegubowego [7], model zaproponowany w pracy [4] oraz model zaproponowany w pracy [5]. RMSE dla współrzędnych x_q i y_q dla modelu zaproponowanego w niniejszej pracy był najmniejszy w porównaniu do pozostałych.

3 Podsumowanie

W ramach prac spisanych w niniejszej rozprawie opracowano automatyczny algorytm umożliwiający identyfikację kinematycznego modelu stawu kolanowego na podstawie sekwencji zdjęć RTG. Algorytm wykazuje odporność na różnice w obrazie kości dla danego pacjenta i różnice anatomiczne pomiędzy pacjentami. Wydaje się zatem, że możliwe będzie zastosowanie wyników pracy do budowy bazy danych pacjentów, opisanych charakterystycznymi wartościami parametrów modelu \mathcal{M} . Planuje się wykorzystanie opisu przebiegu leczenia pacjentów z bazy o

podobnych wartościach parametrów, do określenia wskazań i przeciwwskazań do leczenia nowych pacjentów.

W niniejszej pracy pokazano, że zarejestrowane obrazy RTG, przedstawiające staw kolanowy ugięty pod innym kątem, można wykorzystać jako dane wejściowe procesu identyfikacji modelu stawu kolanowego. Opracowano zestaw kluczowych cech anatomicznych, które wydają się dobrze odzwierciedlać konfigurację kości udowej i piszczelowej na obrazach RTG. W ramach prac dokonano wyboru punktów kluczowych jednoznacznie opisujących cechy anatomiczne kości oraz opracowano dedykowany algorytm wykrywania pozycji tych punktów na obrazach.

Pracę tę wyróżnia również zaproponowany podział modelu stawu kolanowego na dwa podmodele, pozycji f_q i orientacji f_θ . Przeanalizowano setki modeli kandydujących dla każdego z pod modeli i wybrano te, które były najlepsze do realizacji postawionego zadania. Ważnym aspektem poruszonym w pracy była również próba wykorzystania sieci neuronowych na różnych etapach identyfikacji. W ostatnim etapie prac, porównano wyjścia zaproponowanego modelu z modelami znanymi z literatury. Jednocześnie pokazano, że modele młodych osób różnią się od modeli osób dorosłych.

W przyszłych pracach planuje się rozszerzenie zbioru dostępnych sekwencji obrazów. Ważne, aby pomiary były równomiernie rozłożone pomiędzy pacjentami z różnych grup wiekowych i z różnymi rodzajami schorzeń. Nowe dane mogą zostać wydzielone jako zbiór testowy dla estymatora pozycji punktów kluczowych opartego o CNN. Dodatkowo, planuje się utworzenie analogicznej struktury dla kości piszczelowej, w celu estymacji pozycji punktów kluczowych opisujących GP, oznaczonego na Rys. 1.

4 Bibliografia

- [1] J.S. Bergstra, R. Bardenet, Y. Bengio i K. Balázs. „Algorithms for Hyper Parameter Optimization”. W: *Advances in Neural Information Processing Systems 24*. Red. J. Shawe-Taylor, R. S. Zemel, P. L. Bartlett, F. Pereira i K. Q. Weinberger. Curran Associates, Inc., 2011, s. 2546–2554.
- [2] A. Doering, M. Galicki i H. Witte. „Structure optimization of neural networks with the A*-algorithm”. W: *IEEE Transactions on Neural Networks* 8.6 (1997), s. 1434–1445.
- [3] P.E. Hart, N.J. Nilsson i B. Raphael. „A Formal Basis for the Heuristic Determination of Minimum Cost Paths”. W: *IEEE Transactions on Systems Science and Cybernetics* 4.2 (1968), s. 100–107.
- [4] H. Iwaki, V. Pinskerova i M.A. Freeman. „Tibiofemoral movement 1: the shapes and relative movements of the femur and tibia in the unloaded cadaver knee”. W: *The Journal of bone and joint surgery. British volume* 82 (8 2000), s. 1189–1195.
- [5] K.-M. Lee i J. Guo. „Kinematic and dynamic analysis of an anatomically based knee joint”. W: *Journal of Biomechanics* 43.7 (2010), s. 1231–1236.
- [6] F. Leszko, K.R. Hovinga, A.L. Lerner, R.D. Komistek i M.R. Mahfouz. „In vivo normal knee kinematics: is ethnicity or gender an influencing factor?” W: *Clin Orthop Relat Res* 469.1 (2011), s. 95–106.
- [7] A. Menschik. „Mechanik des Kniegelenks: Teil 1”. W: *Zeitschrift für Orthopädie* 112 (1974). W języku niemieckim, s. 481–95.