

Zaangażowanie Autorów

A – Przygotowanie projektu
badawczego
B – Zbieranie danych
C – Analiza statystyczna
D – Interpretacja danych
E – Przygotowanie manuskryptu
F – Opracowanie piśmiennictwa
G – Pozyskanie funduszy

Author's Contribution

A – Study Design
B – Data Collection
C – Statistical Analysis
D – Data Interpretation
E – Manuscript Preparation
F – Literature Search
G – Funds Collection

**Marcin Tyrakowski^{1(A,B,D,E,F,G)}, Jarosław Czubak^{1(A,D,E,G)},
Adam Czwojdzinski^{1,2(E,F)}, Michał Strzelecki^{3(A,B,D)},
Paweł Drapikowski^{3(A,D)}**

¹ *Klinika Ortopedii, Centrum Medyczne Kształcenia Podyplomowego, Warszawa
Samodzielny Publiczny Szpital Kliniczny im. prof. Adama Grucy, Otwock*

² *Katedra i Klinika Ortopedii i Traumatologii Dziecięcej, Akademia Medyczna
im. Karola Marcinkowskiego, Poznań*

³ *Instytut Automatyki i Inżynierii Informatycznej, Politechnika Poznańska, Poznań*

Zastosowanie technik komputerowych w planowaniu osteotomii bliższego końca kości udowej

*The application of computer assistance
in planning osteotomy of the proximal femur*

Słowa kluczowe: rekonstrukcja trójwymiarowa, planowanie przedoperacyjne,
chirurgia ortopedyczna wspomagana komputerowo

Key words: 3D reconstruction, preoperative planning, computer-assisted orthopedic surgery

STRESZCZENIE

Wstęp. Celem pracy jest przedstawienie możliwości programu komputerowego SCFEanalyzer mogącego znaleźć zastosowanie w ocenie geometrii kości udowej oraz w przedoperacyjnym planowaniu osteotomii jej bliższego końca.

Material i metody. Wykonano tomografię komputerową ludzkich preparatów kostnych: jednej miednicy i dwóch kości udowych, prawej i lewej. Dane z tomografii komputerowej posłużyły do prezentacji możliwości oprogramowania. SCFEanalyzer wykorzystuje trójwymiarowe wirtualne modele struktur anatomicznych powstałe na podstawie danych z tomografii komputerowej. Program umożliwia przestrzenną analizę jakościową i ilościową wybranych parametrów analogicznych do tych, które wyznaczane są na płaskich radiogramach. SCFEanalyzer pozwala dodatkowo na ocenę funkcji stawu biodrowego przez obliczenie zakresu ruchów zależnego od struktur kostnych. Na podstawie analizy geometrii kości udowej oraz funkcji stawu biodrowego możliwe jest zaplanowanie osteotomii kości udowej, a następnie przeprowadzenie jej symulacji na ekranie komputera. Analogiczna ocena jakościowa i ilościowa po wykonaniu wirtualnej operacji pozwala na ocenę jej potencjalnych efektów.

Wnioski. Zastosowanie technik komputerowych w planowaniu przedoperacyjnym może zapewnić powtarzalność i obiektywność procedur pomiarowych, możliwość porównania efektów różnych wariantów operacji i wyboru optymalnej u danego chorego.

SUMMARY

Background. The aim of this article is to demonstrate the capabilities of the SCFEanalyzer computer program, which may be helpful in preoperative planning of osteotomy of the proximal femur.

Material and methods. Computed tomography scans were performed on human bone specimens: one pelvis and two femoral bones (right and left). The CT data were used to demonstrate the abilities of our SCFEanalyzer software, which utilizes three-dimensional virtual models of anatomic structures constructed from these data. The software enables qualitative and quantitative spatial analysis of chosen parameters analogous to those done on the basis of plain radiographs. SCFEanalyzer makes it possible to evaluate the function of the hip joint by calculating the range of motion depending on the shape of bone structures. On the basis of the analysis of femoral geometry and function of the hip joint, it is possible to plan and simulate osteotomy of the proximal femur on the computer screen. Analogous qualitative and quantitative evaluation after performing the virtual surgery enables its potential effects to be assessed.

Conclusions. The use of computer assistance in preoperative planning enable us to increase objectivity and repeatability, and to compare the results of different types of osteotomy of the proximal femur, and thus to choose the optimal operation in each individual case.

Liczba słów/Word count: 2491

Tabele/Tables: 0

Ryciny/Figures: 4

Piśmiennictwo/References: 33

Adres do korespondencji / Address for correspondence

Marcin Tyrakowski

Klinika Ortopedii CMKP

05-400 Otwock, ul. Konarskiego 13, tel./fax: (0-22) 779-40-31, e-mail: m.tyrakowski@interia.pl

Otrzymano / Received

Zaakceptowano / Accepted

22.11.2005 r.

12.01.2006 r.

WSTĘP

Szkielet człowieka ma złożoną budowę przestrzenną. Procesy patologiczne w obrębie narządu ruchu często dodatkowo komplikują tę i tak już z natury złożoną strukturę. Dlatego wydaje się, że deformacje kości w przebiegu chorób, będące złożonymi procesami trójwymiarowymi, nie mogą być dokładnie zobrazowane przy użyciu tradycyjnych dwuwymiarowych zdjęć radiologicznych [1,2]. Co więcej, próba odtworzenia przestrzennej budowy kości zależy wyłącznie od wyobraźni i doświadczenia lekarza oceniającego dane zdjęcie radiologiczne, co czyni ten proces subiektywnym i prawdopodobnie mało powtarzalnym. Między innymi takie stwierdzenia przyczyniły się do rozwoju nowej gałęzi ortopedii – chirurgii ortopedycznej wspomaganej komputerowo (ang. Computer-Assisted Orthopaedic Surgery – CAOS) [3,4,5,6,7,8,9,10,11,12,13,14,15]. Ta dynamicznie rozwijająca się dziedzina dzieli się na dwa zasadnicze działy: planowanie przedoperacyjne i nawigację śródoperacyjną. Celem planowania jest dokładna i obiektywna ocena danego schorzenia, a następnie na jej podstawie zaplanowanie optymalnej operacji naprawczej. Nawigacja śródoperacyjna ma pomóc chirurgowi w osiągnięciu zaplanowanego wcześniej efektu [16,17,18,19,20,21,22,23].

Ocena geometrii kości udowej w codziennej praktyce lekarskiej opiera się na wykonaniu zdjęć rentgenowskich w określonym położeniu kości. Są to radiogramy przednio-tylne, na których wykreślany jest pozorny kąt szyjkowo-trzonowy, boczne-służące do oceny pozornego kąta torsji szyjki kości udowej i osiowe informujące o położeniu nasady głowy kości udowej w stosunku do jej szyjki [24,25,26,27,28]. Podstawowym problemem w czasie wykonywania zdjęcia rentgenowskiego jest ustalenie prawidłowej pozycji badanej części ciała, zwłaszcza u dzieci. Niemal niemożliwym jest wykonanie dwóch identycznych radiogramów. Dlatego dokładna ocena skomplikowanej budowy przestrzennej kości udowej, której złożoność jest często potęgowana przez procesy chorobowe (np. młodzieńcze złuszczenie głowy kości udowej) wydaje się bardzo ograniczona. Podobnie planowanie operacji na podstawie pomiarów opartych na zdjęciach rentgenowskich może być obciążone pewnym błędem [29,30,31]. Wielkość tego błędu wydaje się być w dużej mierze uzależniona od wiedzy i doświadczenia chirurga przeprowadzającego operację.

W związku z powyższym uznaliśmy za celowe poszukiwanie nowych metod oceny geometrii kości udowej oraz planowania osteotomii jej bliższego końca. Metody te powinny charakteryzować się: obiektywnością, tj. maksymalnym uniezależnieniem od

zmysłów i doświadczenia chirurga, dokładnością oraz powtarzalnością. W wyniku prac naszego zespołu powstał program komputerowy SCFEanalyzer mogący znaleźć zastosowanie w ocenie i planowaniu osteotomii bliższego końca kości udowej.

Celem pracy jest przedstawienie możliwości autorskiego oprogramowania komputerowego SCFEanalyzer.

MATERIAŁ I METODY

Wykonaliśmy tomografię komputerową ludzkich preparatów kostnych: jednej miednicy i dwóch kości udowych (lewej i prawej). Badanie to miało pomóc wyłącznie w prezentacji możliwości oprogramowania, a nie w ocenie jego dokładności.

Wykorzystując Moduł Rekonstrukcji programu SuperPelvis (inny program autorski naszego zespołu) przeprowadzono trójwymiarową rekonstrukcję struktur kostnych na podstawie dwuwymiarowych obrazów tomograficznych (Ryc. 1) [3].

Trójwymiarowy wirtualny model kości jest poddawany ocenie z użyciem programu SCFEanalyzer. Badany obiekt widoczny na ekranie komputera, może być dowolnie powiększany, rotowany i przesuwany, co umożliwia ocenę jakościową struktur kostnych. Analiza ilościowa wybranych parametrów charakteryzujących kość udową i staw biodrowy wymaga wykonywania kolejnych poleceń wyświetlanych na ekranie. Pierwszym etapem w analizie jakościowej jest kalibracja, która polega na ręcznym zaznaczeniu punktów charakterystycznych na modelu kości. Podstawowym celem kalibracji jest ustawienie kości udowej względem miednicy w wystandaryzowany, powtarzalny sposób (pozycja zerowa w stawie biodrowym), co uniezależnia dalsze etapy od pozycji w stawie biodrowym podczas wykonywania TK.

W kolejnym etapie SCFEanalyzer umożliwia przestrzenną analizę ilościową wybranych parametrów charakteryzujących geometrię kości udowej, analogicznych do tych, które wyznaczane są na tradycyjnych zdjęciach radiologicznych (kąt szyjkowo-trzonowy (Ryc. 2), kąt szyjkowo-nasadowy, kąt nasadowo-trzonowy, kąt torsji szyjki kości udowej, długość i przebieg osi mechanicznej kości udowej). Obliczone wielkości są przedstawiane graficznie oraz podawane jako wartości liczbowe.

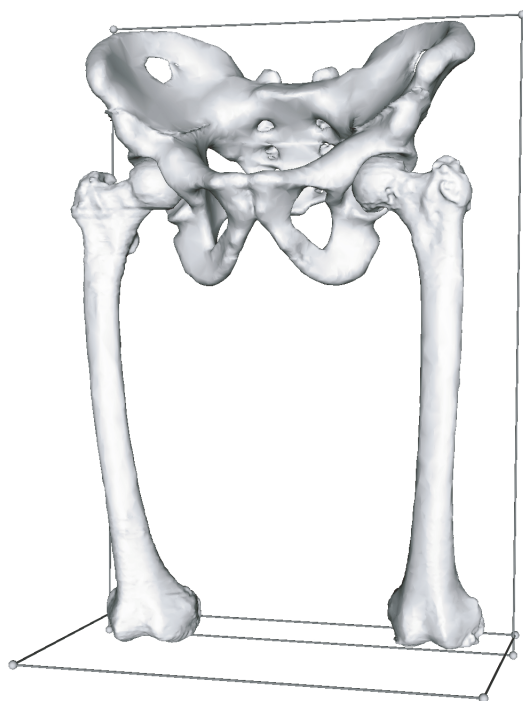
W przeciwieństwie do tradycyjnych zdjęć radiologicznych wyznaczanie osi kości udowej, a następnie obliczanie kątów między nimi, odbywa się w przestrzeni. Dzięki temu wyniki pomiarów przeprowadzonych za pomocą programu nie zależą od pozycji kończyny dolnej w trakcie przeprowadzania badania obrazowego (TK), co jest niemożliwe do osiągnięcia

w przypadku tradycyjnych zdjęć rentgenowskich [24,25,26,27,28,32].

SCFEanalyzer pozwala obliczyć i zobrazować zakres ruchu w stawie biodrowym, który w przypadku wykorzystania danych obrazowych z TK, zależy wyłącznie od ukształtowania kości (Ryc. 3). Środkiem rotacji dla ruchów w stawie jest środek sfery opisanej na głowie kości udowej. Obliczanie zakresu ruchów przeprowadzane jest przy użyciu algorytmu wykrywającego kolizję pomiędzy panewką stawu biodrowego a bliższym końcem kości udowej. Taka analiza funkcji stawu jest niemożliwa do przeprowadzenia przy użyciu tradycyjnych metod obrazowania.

SCFEanalyzer umożliwia zaplanowanie osteotomii bliższego końca kości udowej. Planowanie może przebiegać w dwojaki sposób: półautomatyczny lub manualny. W pierwszym komputer planuje osteotomię bazując na oczekiwanym, określonym przez chirurga zakresie ruchów w stawie biodrowym po operacji. W sposobie manualnym fragmenty „przeciętej” kości są ręcznie ustawiane przez chirurga na ekranie komputera. Dla każdej z metod komputer przeprowadza symulację zaplanowanej operacji (Ryc. 4).

Program umożliwia wydruk powierzchni klina, który wycinany będzie z kości w czasie operacji. Może on służyć jako szablon podczas osteotomii, co znacznie zbliża rozważania teoretyczne do działań operacyjnych.



Ryc. 1. Wirtualny model miednicy i kości udowych zrekonstruowany na podstawie tomografii komputerowej
Fig. 1. Virtual model of the pelvis and femoral bones, based on CT data

Ocena potencjalnych wyników zaplanowanej osteotomii korekcyjnej dokonywana jest po wirtualnej operacji poprzez obliczenie bezwzględnych wartości oraz zmian parametrów charakteryzujących geometrię kości udowej oraz zakresu ruchów w stawie biodrowym.

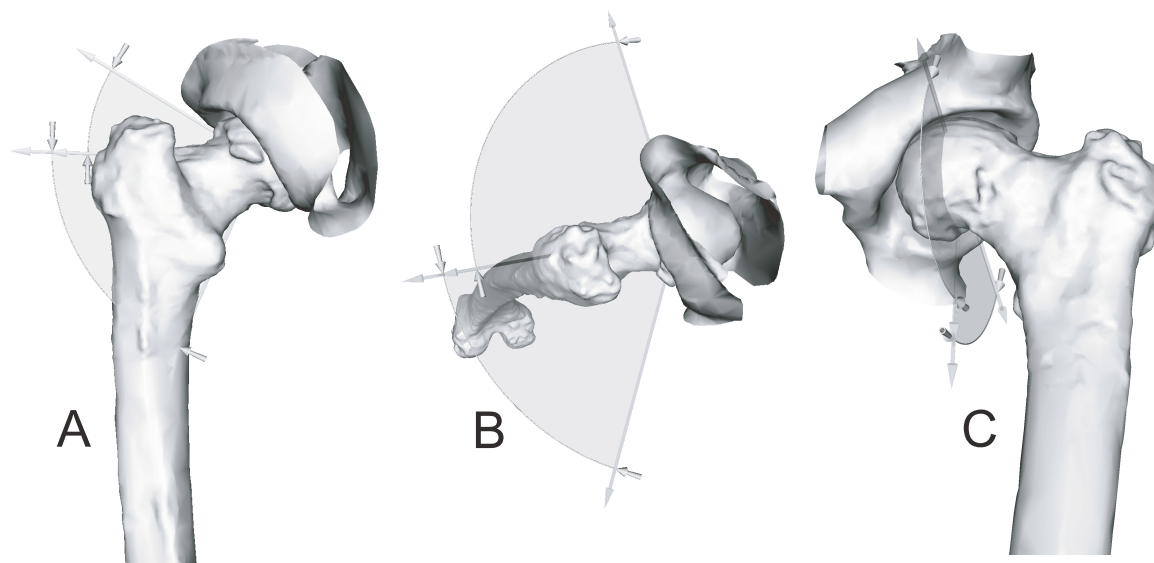
Kość udowa może zostać przecięta w dowolnym miejscu, tj. pod- lub międzykrętarzowo, u podstawy szyjki bądź podgłowo. Efekty poszczególnych wariantów osteotomii mogą być porównane, umożliwiając wybór optymalnego w danych warunkach anatomicznych.

DYSKUSJA

Dotychczas dwukrotnie podejmowano próby zastosowania technik komputerowych w ocenie bliższego końca kości udowej i planowaniu jego osteotomii. Kordelle i wsp. dokonywali analizy geometrii bliższego końca kości udowej na podstawie pomiarów kątów: trzonowo-szyjkowego, trzonowo-nasadowego, kłykciowo-szyjkowego i kłykciowo-nasadowego [33]. Wymienione kąty były mierzone na trójwymiarowych modelach powstałych na bazie danych z TK, jednak sposób pomiarów był analogiczny do wykonywanego na tradycyjnych dwuwymiarowych radiogramach. Richolt i wsp. stosując algorytm wykrywania kolizji określali zakresy ruchów w stawie biodrowym [1,2]. Czynność stawu definiowana zakresem ruchu oraz prawidłowy kontakt powierzchni stawo-

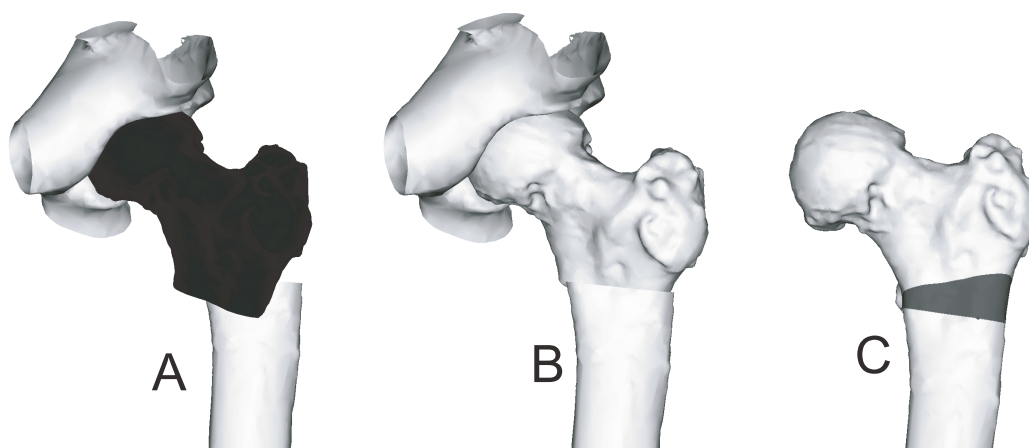


Ryc. 2. Graficzne przedstawienie kąta szyjkowo-trzonowego
Fig. 2. The shaft-neck angle of the femur



Pyc. 3. Zakres ruchów w stawie biodrowym: A – odwodzenie/przywodzenie; B – rotacja wewnętrzna/rotacja zewnętrzna; C – zginanie/prostowanie

Fig. 3. Range of motion in the hip joint: A – abduction/adduction; B – internal/external rotation; C – flexion/extension



Ryc. 4. A – Manualne zaplanowanie osteotomii; B – Symulacja zaplanowanej operacji; C – Kość z zaznaczonym klinem, który ma zostać wycięty podczas operacji

Fig. 4. A – Manual method of planning an osteotomy; B – Simulation of the planned surgery; C – Wedge marked on the femur showing the area to be excised

wych stawu biodrowego stanowiły podstawowe kryterium w planowaniu osteotomii bliższego końca kości udowej. SCFEanalyzer daje możliwość wykonania pomiarów geometrii kości udowej i jednocześnie analizę czynnościową badanego stawu. Automatyczna metoda planowania osteotomii przy pomocy SCFEanalyzer jest próbą maksymalnej obiektywizacji procedury.

Za Kordelle'em i Richolt'em uważamy, że wykorzystanie obrazów trójwymiarowych niezależnie dokładność pomiarów od pozycji osoby badanej w czasie wykonywania TK [1,2,33]. W SCFEanalyzer dodatkowo powtarzalność i porównywalność pomiarów

zapewnić ma kalibracja wykonywana indywidualnie dla każdego badania.

Ważnymi zaletami SCFEanalyzer są: możliwość użytkowania na średniej klasy komputerach osobistych, łatwość obsługi i szybkość działania, dzięki którym mógłby on służyć jako narzędzie badawcze w codziennej praktyce lekarskiej.

WNIOSKI

1. Wykorzystanie systemów informatycznych w ocenie geometrii kości udowej i w planowaniu operacji korygujących jej kształt wydaje się być cenną

- alternatywą dla tradycyjnych metod obrazowania.
2. Techniki komputerowe mogą zapewnić powtarzalność i obiektywność procedur pomiarowych, a także znacznie ułatwić planowanie zabiegów operacyjnych poprzez symulację efektów pooperacyjnych.
3. Wprowadzenie nowych technik do praktyki klinicznej musi być poparte rzetelnymi badaniami laboratoryjnymi weryfikującymi ich dokładność.

PIŚMIENNICTWO

1. Richolt JA, Everett P, Teschner M, Kikinis R, Millis MB. Computerassistierte Planung von Umstellungsosteotomien in Faellen von Epiphysiolysis capitis femoris. *Orthopaede* 2000; 29: 599-604.
2. Richolt JA, Teschner M, Everett P, Girod B, Millis M, Kikinis R. Planning and Evaluation of Reorienting Osteotomies of the Proximal Femur in Cases of SCFE Using Virtual Three-Dimensional Models. *LNCS* 1496: 1-8, 1998.
3. Czwojdzinski A, Czubak J, Drapikowski P, Pietrzak S. The attempt of using of computer assisted orthopaedic surgery in the pre-operative evaluation and the treatment of diseases of the hip. *Materiały z 23. Kongresu Europejskiego Towarzystwa Ortopedii Dziecięcej (EPOS)*; 2004. 03.31-2004.04.03; Genewa, Szwajcaria.
4. DiGioia A, Jaramaz B, Colgan BD. Computer Assisted Orthopaedic Surgery: Image Guided and Robotic Assistive Technologies. *Clin Orthop* 1998 Sep; (354): 8-16.
5. DiGioia A, Jaramaz B. Computer-assisted tools and interventional technologies. *Lancet* 1999 Dec; 354: 46.
6. Laine T, Lund T, Ylikowski M, Lohikoski J, Schlenzka D. Accuracy of pedicle screw insertion with and without computer assistance: a randomised controlled clinical study in 100 consecutive patients. *Eur Spine J* 2000; 9: 235-240.
7. Langlotz F, Bachler R, Berleman U, Nolte LP, Ganz R. Computer Assistance for Pelvic Osteotomies. *Clin Orthop* 1998; 354: 92-102.
8. Langlotz F, Langlotz U, Nolte P. Computerassistierte Orthopaedische Chirurgie (CAOS). *Orthopaede* 1997; 26: 463-469.
9. Langlotz F, Stucki M, Bachler R et al. The First Twelve Cases of Computer Assisted Periacetabular Osteotomy. *Comput Aided Surg* 1997; 2: 317-326.
10. Murphy SB, Kijewski PK, Simon SR, Chandler HP, Griffin PP, Reilly DT, Penenberg BL, Landy MM. Computer-Aided Simulation, Analysis, and Design in Orthopedic Surgery. *Orthop Clin of North Am* 1986 Oct; 17 (4): 637-649.
11. Radermacher K, Portheine F, Anton M, Zimolong A, Kaspers G, Rau G, Staudte HW. Computer Assisted Orthopaedic Surgery With Image Based Individual Templates. *Clin Orthop* 1998 Sep; (354): 28-38.
12. Schiffrers N, Schkommodau E, Portheine F, Radermacher K, Staudte HW. Planung und Ausführung von orthopaedischen Operationen mit Hilfe von Individualschablonen. *Orthopaede* 2000; 29: 636-640.
13. Sugano N. Computer-assisted orthopaedic surgery. *J Orthop Sci* 2003; 8: 442-448.
14. Gruetzner PA, Vock B, Schulte-Bockholt D, Wentzensen A. Computerassistierte Operationsverfahren in der Unfallchirurgie. *Trauma Berufskrankh* 2002; 4 [Supl. 2]: 145-152.
15. Sikorski JM, Chauhan S. Computer-assisted orthopaedic surgery: Do we need caos? *J Bone Joint Surg Br* 2003; 85: 319-323.
16. Gruetzner PA, Rose E, Vock B, Holz F, Nolte LP, Wentzensen A. Computer-assistierte perkutane Verschraubung des hinteren Beckenrings. *Unfallchirurg* 2002; 105: 254-260.
17. Laine T, Lund T, Ylikowski M, Lohikoski J, Schlenzka D. Accuracy of pedicle screw insertion with and without computer assistance: a randomised controlled clinical study in 100 consecutive patients. *Eur Spine J* 2000; 9: 235-240.
18. Fritsch E, Duchow J, Seil R, Grunwald I, Reith W. Genauigkeit der fluoroskopischen Navigation von Pedikelschrauben CT-basierte Evaluierung der Schraubenlage. *Orthopaede* 2002; 31: 385-391.
19. Peters P, Langlotz F, Nolte L-P. Computer assisted screw insertion into real 3D rapid prototyping pelvis models. *Clinical Biomechanics* 2002; 17: 376-382.
20. Jerosch J, Weipert A, Hanusek S, Schneppenheim M. Movement Mapping as dynamic preoperative surgical planning in total hip replacement. A precondition to navigation? *Arch Orthop Trauma Surg* 2002; 122: 342-345.
21. Balthis H, Perlick L, Tingart M, Lüring C et al. Alignment in total knee arthroplasty: a comparison of computer-assisted surgery with the conventional technique. *J Bone Joint Surg Br* 2004; 86: 682-687.
22. Jager M, Westhoff B, Wild A, Krauspe R. Computer-assisted periacetabular triple osteotomy for treatment of dysplasia of the hip. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 2004 Jan-Feb; 142 (1): 51-59.
23. Arand M, Kinzl L, Gebhard F. Fehlerquellen und Gefahren der CT-basierten Navigation. *Orthopaede* 2002; 31: 378-384.
24. Czubak J. Pomiar kąta antetorsji szyjki kości udowej przy pomocy ultrasonografii. Wydawnictwo Folium, Lublin 1999.
25. Richard G. Methodik der Torsionsbestimmung mit Hilfe des Roentgenbildes. *Z. Orthop.* 1950; 79, 636-644.
26. Schultz PJ. Die Darstellung des Torsionswinkels vom Femur mit Hilfe von Roentgenstrahlen. *Z Orthop Chir* 1923/1924; 44: 325-334.
27. Stewart SF, Karshner RG. Congenital dislocation of the hip. A method of determining the degree of antetorsion of the femoral neck. *Am J Roentgenol* 1926; 15: 258-260.
28. Lauenstein C. Nachweis der Kocherschen Verbiegung des Schenkelhalses bei der Coxa vara durch Roentgen-Strahlen. *Fortschr Geb Roentgenstrahlen* 1901; 4: 61-64.
29. Fish JB. Cuneiform osteotomy of the femoral neck in the treatment of slipped capital femoral epiphysis. *J Bone Joint Surg Am* 1984; 66-A: 1153-1168.
30. Imhäuser G. Zur Pathogenese und Therapie der jugendlichen Hüftkopflösung. *Z Orthop* 1957; 88: 3-41.
31. Southwick WO. Osteotomy through the lesser trochanter for slipped capital femoral epiphysis. *J Bone Joint Surg Am* 1967; 49: 807-835.
32. Waldenstroem H. Slipping of the upper femoral epiphysis. *Surg Gynec & Obst* 1940; 71: 198-210.
33. Kordelle J, Millis M, Jolesz FA, Kikinis R, Richolt JA. Three-Dimensional Analysis of the Proximal Femur in Patients With Slipped Capital Femoral Epiphysis Based on the Computed Tomography. *J Pediatr Orthop* 2001; 21: 179-182.