



Promotor Supervisor prof. dr hab. inż. Leszek Wojnar

Recenzenci Referees dr hab. inż. Grzegorz Milewski, prof. PK prof. dr hab. Marek Ogiela prof. dr hab. med. Daniel Zarzycki

Praca powstała dzięki pomocy finansowej Ministerstwa Nauki i Informatyzacji (Komitet Badań Naukowych) w ramach grantu promotorskiego nr 4T11E 04625

This dissertation was finacially supportet by the Ministry of Science and Informatics (Committee for Scientific Research) grant No 4T11E 04625



mgr inż. Aneta Gądek

Komputerowa analiza obrazu regeneratu kostnego w metodzie Ilizarowa

Computer image analysis of bone regenerate in the Ilizarov's method

Rozprawa doktorska Ph.D. thesis

Politechnika Krakowska Wydział Mechaniczny Instytut Informatyki Stosowanej Kraków 2005 Komputerowa analiza obrazu regeneratu kostnego w metodzie Ilizarowa © A. Gądek, 2005

Opracowanie graficzne i skład komputerowy Aneta Gądek

Projekt okładki: Leszek Wojnar

Tłumaczenie Tomasz Bylica

Praca wydana na zlecenie Instytutu Informatyki Stosowanej Politechniki Krakowskiej przez FOTOBIT, www.fotobit.net

Druk i oprawa: Mes-Print, ul Ujastek 9, Kraków, tel. (12) 643 21 16

ISBN 83-917-129-6-6



Szkoła doświadczenia kosztuje, ale żadna inna nie potrafi lepiej wykształcić człowieka Beniamin Franklin

Dziękuję mojemu Promotorowi prof. dr hab. inż. Leszkowi Wojnarowi, który przekonał mnie bym wstąpiła na ścieżkę nauki i niestrudzenie rozjaśniał mroki mojej niewiedzy

Pragnę również podziękować dr hab. med. Maciejowi Tęsiorowskiemu, bez którego bezinteresownej pomocy nie mogłaby powstać część doświadczalna tej pracy

Ameta Godek

Contents

1. Introduction	9
1.1. Methods of limb elongation	11
1.2. The Ilizarov method	14
2. Formation of regenerate and methods of its description	19
2.1. Methods for the evaluation of regenerate	21
3. Current status of the problem	31
4. Research method	37
4.1. Assumptions for X-ray image taking	37
4.2. Assumptions concerning image analysis methods	39
4.3. Full description of the research method	48
4.3.1. Standardization of images	48
4.3.2. Generation of model image	51
4.3.3. Determination of regenerate growth index	55
5. Experimental studies	59
5.1. Experimental material	61
5.2 . The course of the study and the results	64
5.2.1 . The effect of image standardization on the values of WWR	66
5.2.2. Estimation of repeatability of WWR values determined	73
5.2.3 . Estimation of decalcification of bone fragments	107
5.2.4. An attempt at algorithm automation	117
5.2.5 . 3D analysis	126
5.3. Recapitulation of results	141
6. Conclusions	147
References	149



Spis treści

1. Wprowadzenie	9
1.1. Metody wydłużania kończyn	11
1.2. Metoda Ilizarowa	14
2. Kształtowanie się regeneratu i metody jego opisu	19
2.1. Metody oceny regeneratu	21
3. Aktualny stan zagadnienia	31
4. Metoda badania	37
4.1. Zalecenia dotyczące wykonywania zdjęć	37
4.2. Założenia dotyczące metod analizy obrazu	39
4.3. Kompletny opis metody badania	48
4.3.1. Standaryzacja zdjęć	48
4.3.2. Generowanie obrazu modelowego	51
4.3.3. Wyznaczanie współczynnika wzrostu regeneratu	55
5. Badania doświadczalne	59
5.1. Materiał do badań	61
5.2. Przebieg badań i ich wyniki	64
5.2.1. Wpływ normalizacji zdjęć na wartość WWR	66
5.2.2. Ocena powtarzalności wyznaczanych wartości WWR	73
5.2.3. Ocena odwapnienia odłamów kostnych	107
5.2.4. Próba automatyzacji algorytmu	117
5.2.5. Analiza 3D	126
5.3. Podsumowanie wyników badań	141
6. Wnioski	147
Literatura	149





1. Introduction

The history of contemporary medical imaging, understood as a set of diagnostic methods and techniques whose key element is image, whatever manner of its recording, reaches back to the end of the 19th century. The beginning is assumed to be the discovery by Roentgen (1886) of "a new kind of radiation" that, passing through human tissue, for the first time ever showed the researchers of those times the image of human bones.

For over a century there has been a very rapid development of medical imaging and a multitude of new methods have come to exist, but the classical roentgenography is still here and still constitutes the routine type of examination in everyday clinical practice. This results primarily from the broad availability of X-ray apparatus and the low cost of Xray examinations that is considerably lower compared to other, more advanced methods of imaging.

The subject matter of this treatise is focused on the application of computer image analysis for the assessment of regenerated bone tissue formed in bones elongated with the help of the Ilizarov method. The idea of taking up this subject originated from cooperation with surgeons from the Clinic of Orthopaedics and Rehabilitation, Collegium Medicum, Zakopane, who use the Ilizarov method in clinical practice. The doctors observed the need for objectivization and quantification of the evalu-

1. Wprowadzenie

Historia współczesnego obrazowania medycznego, rozumianego jako zbiór metod i technik diagnostycznych, których kluczowym elementem iest zarejestrowany dowolna technika obraz, sięga końca XIX w. Za jej początek przyjmuje się odkrycie przez Roentgena (1886) "nowego rodzaju promieniowania", które przenikając ludzkie tkanki po raz pierwszy pokazało ówczesnym badaczom obraz kości.

W przeciągu ponad stulecia obserwowaliśmy burzliwy rozwój i powstanie wielu nowych metod obrazowania medycznego, jednak klasyczna rentgenografia jest wciąż obecna i stanowi rutynowe badanie w codziennej praktyce klinicznej. Spowodowane jest to przede wszystkim szeroką dostępnością aparatów rentgenowskich i niskimi kosztami wykonania takiego badania, które jest znacznie tańsze od innych, bardziej zaawansowanych technik obrazowania.

Tematyka niniejszej rozprawy jest poświęcona zastosowaniu komputerowej analizy obrazu do oceny regeneratu kostnego tworzącego się w kościach wydłużanych metodą Ilizarowa. Pomysł podjęcia tego zagadnienia zrodził się w wyniku współpracy z chirurgami z Kliniki Ortopedii i Rehabilitacji Collegium Medicum w Zakopanem, którzy wykorzystują metodę Ilizarowa w praktyce klinicznej. Lekarze dostrzegli potrzebę obiektywizacji oraz kwantyfikacji oceny zmian

1. Introduction

ation of changes taking place in a limb undergoing the process of lengthening. At present the diagnosis of the status and progress of bone regeneration is based on visual assessment of radiograms. This makes it highly subjective and largely dependent on the experience of the physician. Another serious drawback is the lack of standards concerning exposure parameters, which makes the observation of changes in the newly formed bone structure to be burdened with a considerable error.

The evaluation method that is the object of this work provides objective and quantitative information on the process of regenerated bone tissue formation during the phase of stabilization and after the removal of the fixator. The information permits earlier detection of potential anomalies in the process of treatment, which allows for the therapy to be modified at an earlier stage and provides valuable hints for specialists in their decisions concerning e.g. the moment of taking the external fixator off the limb being elongated.

The objectives which indirectly define the thesis of the work included:

- verification of the theoretical assumptions of the method and development of methodology of the research, including an attempt at its automation,
- attempt at objective evaluation of the method, including the utilization of 3D analyses. Earlier studies were focused on the clinical application of the method and only preliminary results of analysis were given,

• attempt at an analysis of remote

zachodzących w wydłużanej kończynie. Obecnie diagnoza stanu i postępu regeneracji kości oparta jest o wizualną oceną radiogramów. Jest ona subiektywna i zależy w dużej mierze od doświadczenia lekarza. Poważne utrudnienie stanowi także brak standaryzacji parametrów ekspozycji, co sprawia, że śledzenie zmian zachodzących w nowopowstającej strukturze kostnej jest obciążone dużym błędem.

Metoda oceny będąca przedmiotem niniejszej pracy dostarcza obiektywnych, ilościowych informacji dotyczących przebiegu tworzenia się regeneratu kostnego podczas etapu stabilizacji oraz po zdjęciu aparatu. Informacje te pozwalają wcześniej wykryć ewentualne nieprawidłowości w procesie leczenia, co umożliwia wcześniejsze modyfikacje prowadzonej terapii oraz stanowią cenną wskazówkę dla lekarzy specjalistów przy podejmowaniu decyzji dotyczących np. momentu usunięcia stabilizatora z wydłużanej kończyny.

Autorka postawiła sobie następujące cele pracy, które pośrednio określają jej tezę:

- weryfikacja teoretycznych założeń metody i dopracowanie metodologii badań, w tym próba jej automatyzacji,
- próba obiektywnej oceny metody, między innymi z wykorzystaniem analiz 3D. We wcześniejszych badaniach skupiono się jedynie na jej klinicznym zastosowaniu i przytaczano wstępne wyniki analizy,

effects of the treatment, i.e. identification to what extent the course of the process of stabilization, as described with the help of the quantitative method, may have a bearing on potential subsequent complications or the absence of such.

Computer image analysis was made on X-ray images of elongated limbs, illustrating the process of formation of regenerated bone tissue from the moment of start of stabilization to the first weeks after taking the external fixator off, as well as on those taken 6 months after the phase of stabilization was completed.

The X-ray images, taken at 4-week intervals, present the regenerated bone tissue in two projections - anterior-posterior (AP) and lateral (L). The regenerate bone is characterized by a high degree of non-homogeneity that cannot be assessed fully on the basis of two images. With this in mind, the analyses were complemented with 3D analysis of CT image of the bone. It should be emphasized that the study was based solely on results of examinations made for treatment purposes, so as not to burden the patients with any additional tests and examinations. For this reason the amount of 3D material available to the author was greatly limited.

1.1. Methods of limb elongation

Uneven length of limbs may be an inborn defect of the skeletal system, but also the result of earlier diseases, defective union of fractured bones, or bone defect. Uneven length of limbs is

 podjęcie próby analizy odległych skutków leczenia, czyli sprawdzenia, w jakim stopniu przebieg stabilizacji, opisany z wykorzystaniem ilościowej metody, może mieć wpływ na późniejsze ewentualne komplikacje lub też ich brak.

Analizę komputerową przeprowadzono na zdjęciach rentgenowskich wydłużanych kończyn, ilustrujących przebieg tworzenia się regeneratu kostnego od momentu rozpoczęcia stabilizacji do pierwszych tygodni po usunięciu stabilizatora, jak również wykonanych 6 miesięcy po zakończeniu etapu stabilizacji.

Zdjęcia rentgenowskie wykonywane co 4 tygodnie przedstawiają regenerat w dwóch projekcjach: przednio-tylniej (AP) i bocznej (L). Regenerat cechuje duża niejednorodność, której nie można w pełni ocenić na podstawie dwóch zdjęć. Mając to na uwadze przeprowadzono także analizę 3D obrazu tomograficznego kości. Należy podkreślić, że do badań wykorzystano wyłącznie wyniki badań wykonanych dla potrzeb leczenia, tak, by nie obciążać pacjentów żadnymi dodatkowymi badaniami. Z tego powodu autorka dysponowała bardzo ograniczonym materiałem do analizy 3D.

1.1. Metody wydłużania kończyn

Dysproporcja w długości kończyn może być wrodzoną wadą układu kostnego, a także następstwem przebytych chorób, wadliwego zrostu złamania lub ubytku kostnego. Nierów-

1. Introduction

not just a cosmetic defect. It may be a serious hindrance in the daily life of the patient and the cause of serious disorders in his whole loco-motor system. Shortening of a lower limb (fig.1.1) causes skewed position of the pelvis and the appearance of lateral curvature of lumbar spine. To retain mobility, the patient intuitively tries to position his body so that body movements cause him the least discomfort possible, but that may lead to permanent degenerative-deformative changes. The unnatural posture assumed by the patient while walking may cause subluxation or even permanent degenerative changes in the femoral joint of the healthy limb. If the patient compensates for uneven length of his legs by foot sole flexure, it may lead to the formation of the socalled equinovarus foot (Tesiorowski, Zarzycka, 1998; Tęsiorowski, 2004).

Surgical equalization of the length of limbs, especially in cases of large disproportion, is the best method of preventing the occurrence of secondary degenerative changes.

In some cases the treatment of bone defects following inflammatory states or false joints requires the application of procedures similar to those followed in cases of euqalization of limb length. The century-long history of limb elongation began with Codivilli, who performed the elongation of femoral bone in 1905 (Compere, 1936, Paley, 1989).

ność kończyn nie jest tylko defektem kosmetycznym. Może poważnie utrudnić codzienne życie pacjenta oraz wywołać zaburzenia w jego całym układzie ruchowym. Skrócenie kończyny dolnej (rys. 1.1) powoduje skośne ustawienie miednicy i powstanie bocznego skrzywienia kręgosłupa lędźwiowego. Aby zachować zdolność ruchową pacjent intuicyjnie próbuje w taki sposób ustawić całe swoje ciało, by poruszanie się sprawiało mu możliwie najmniej trudności, co może jednak doprowadzić do trwałych zmian zwyrodnieniowo-zniekształcających. Nienaturalna postawa, jaką przyjmuje pacjent podczas chodzenia może spowodować podwichnięcie, a nawet trwałe zmiany zwyrodnieniowe w stawie biodrowym zdrowej kończyny. Jeżeli pacjent kompensuje ich nierówność poprzez zgięcie podeszwowe, prowadzi to do powstania tzw. kończyny końskiej (Tęsiorowski, Zarzycka, 1998, Tęsiorowski, 2004).

Chirurgiczne wyrównanie długości kończyn, szczególnie w przypadku dużej dysproporcji, jest najlepszym sposobem zapobiegania powstawaniu wtórnych zmian zwyrodnieniowych.

Niekiedy leczenie stawów rzekomych lub ubytków kości po przebytych stanach zapalnych wymaga podobnego postępowania, jak w przypadku wyrównywania długości kończyn. Ponad stuletnia historia wydłużania kończyn została zapoczątkowana, przez Codivilliego, który przeprowadził wydłużenie kości udowej w roku 1905 (Compere, 1936, Paley, 1989).



Rys. 1.1. Przykłady wrodzonych nierówności kończyn dolnych **Fig. 1.1.** Examples of inborn cases of uneven length of lower limbs

The procedure consisted in oblique cutting of the femoral bone, placing traction directly on the calcaneal bone, stretching the fractured ends on the operating table with a strong tractor, and fixing the leg in a plaster cast. The stretching was repeated at several days' intervals, achieving elongation by up to 8 cm.

Over the years that followed, numerous surgeons performed limb elongation successive operations, introducing innovations. Today's methods of limb elongation permit the correction of limb length disproportion using methods that are much more humanitarian than was the case during the first attempts at the operation. The most popular methods include the

Zabieg polegał na skośnym przecięciu kości udowej, założeniu wyciągu bezpośrednio za kość piętową, rozciągnięciu odłamów na stole operacyjnym mocnym wyciągiem i unieruchomieniu kończyny w opatrunku gipsowym. Rozciąganie powtarzano co kilka dni, uzyskując wydłużenie do 8 cm.

Przez kolejne lata wielu chirurgów przeprowadzało zabiegi wydłużania kończyn, wprowadzając z biegiem czasu kolejne innowacje. Dzisiejsze metody wydłużania kończyn pozwalają na korekcję dysproporcji kończyn w daleko bardziej humanitarny sposób, niż miało to miejsce podczas pierwszych prób wykonywania tego zabiegu. Najbardziej popularnymi



Rys. 1.2. Aparat Wagnera **Fig. 1.2.** Wagner stabilizer

Rys. 1.3. Podudzie wydłużane przy użyciu aparatu Wagnera **Fig. 1.3.** Shank elongation with the Wagner stabilizer

operation methods of Ilizarov (described further on in this work), Wagner (fig. 1.2 and 1.3), and the method of epiphysis-paraepiphysis distraction. The method of growth cartilage stimulation is less frequently used due to the relatively small elongation that can be achieved with its application (within 2–3 cm).

1.2. The Ilizarov method

As the experimental material used in this work comprises X-ray images of limbs elongated according to the Ilizarov method, a more detailed description of the method appears to be justified. The process of limb elongation makes use of the natural process of tissue regeneration that can be observed in the healing of wounds or the union of fractured bones.



metodami są metody operacyjne: Ilizarowa (opisana w dalszej części), Wagnera (rys. 1.2 i 1.3) oraz dystrakcji nasadowej-przynasadowej. Metoda pobudzania chrząstki wzrostowej jest rzadziej stosowana ze względu na osiąganie tą metodą stosunkowo małych wydłużeń (w granicach 2–3 cm).

1.2. Metoda Ilizarowa

Ponieważ materiałem badawczym wykorzystanym w pracy są zdjęcia rentgenowskie kończyn wydłużanych metodą Ilizarowa, wydaje się uzasadnione bliższe opisanie właśnie tej metody. Proces wydłużania kończyn wykorzystuje naturalny proces regeneracji tkanek, który można obserwować podczas gojenia się ran lub zrastania złamanych kości.



Rys. 1.4. Aparat Ilizarowa (a) oraz przykładowe jego umocowanie (b) **Fig. 1.4.** Ilizarow stabilizer (a) and an example of its installation (b)

For limb lengthening Ilizarov used an external fixator of his own design, made up of circular hoops, threaded rigid or telescopic spacer rods, and Kirschner arrow-heads (fig. 1.4). The structure of the fixator is designed to ensure mutually coaxial positioning of both the bone fragments, which should ensure correct union of the bone. In the course of the process of elongation, the telescopic rods permit precise adjustment of the distraction gap. Moreover, the fixator takes the load off the area of bone distraction, ensuring the necessary rigidity of the limb. This allows its normal functioning throughout the period of treatment. An immense advantage of the design of Ilizarov stabilizer is its multifunctionality. The stabilizer can be used for the correction of disproportion in limb length as well as for the correction of deformations that already exist (Tesiorowski, Zarzycka, 1998, Będziński, 1997).

Do wydłużania kończyn Ilizarow zastosował opracowany przez siebie zewnętrzny stabilizator, składający się z obręczy, gwintowanych prętów lub teleskopów oraz grotów Kirschnera (rys. 1.4). Konstrukcja aparatu ma za zadanie zapewnić wzajemnie współosiowy układ obu odłamów kostnych, co powinno zapewnić prawidłowy zrost kostny. Podczas wydłużania precyzyjnie reguluje się za pomocą teleskopów wielkość szczeliny dystrakcyjnej. Ponadto stabilizator odciąża obszar dystrakcji kości, zapewniając sztywność kończyny. Umożliwia to jej prawidłowe funkcjonowanie w całym procesie leczenia. Ogromną zaletą konstrukcji stabilizatora Ilizarowa jest jej wielofunkcyjność. Stabilizator można stosować do korekcji zarówno dysproporcji długości kończyn, jak również korekcji istniejących ich deformacji (Tesiorowski, Zarzycka, 1998, Będziński, 1997).



Rys. 1.5. Pacjenci w trakcie wydłużania kości udowej (a) oraz przedramienia (b) z założonym stabilizatorem IlizarowaFig. 1.5. Patients in the course of lengthening of femoral bone (a) and a forearm bone (b) with Ilizarov stabilizer in place

Limb elongation with the Ilizarov method is performed in several stages. Stage one, operative, consists in the installation of the external fixator (fig. 1.5) and in performing corticotomy, that is cutting the bone of the limb to be elongated in such a way as to retain its vascularization intact. Next, 7 days after the corticotomy, the bone is subjected to elongation at the rate of 1 mm per day, in four steps of 0.25 mm each. The correct rate of elongation was determined by Ilizarov experimentally (Ilizarow G.A., 1989a, b). Slower elongation led to premature union of the bone fragments, while too fast elongation resulted in poorer regeneration and disturbance in the surrounding soft tissues. After achieving the required value of elongation

Wydłużanie kończyn metodą Ilizarowa przeprowadza się w kilku etapach. Pierwszy etap, operacyjny, polega na założeniu aparatu stabilizującego (rys. 1.5) oraz przeprowadzeniu kortykotomii, czyli przecięcia kości wydłużanej kończyny w taki sposób, aby zachować jej unaczynienie. Następnie, 7 dni po kortykotomii, kość poddawana jest wydłużaniu w tempie 1 mm na dobe, w czterech krokach po 0.25 mm. Właściwe tempo wydłużania Ilizarow określił doświadczalnie (Ilizarow G.A., 1989a, b). Wolniejsze wydłużanie prowadziło do przedwczesnego zrostu odłamów kostnych, natomiast zbyt szybkie powodowało gorszą regenerację i zaburzenia w otaczających tkankach miękkich. Po osiągnięciu żądanej długości wydłużenia (ze względu na ogra-

(due to the limited adaptability of blood vessels and nerve cells a bone can be elongated by about 15% of its original length at a time) there comes the final – third stage of the process of elongation, i.e. stabilization of bone tissue. In the course of stabilization, the regenerate undergoes gradual mineralization. The external fixator should remain on the limb elongated until the moment of consolidation of the regenerate. Over the whole process of limb elongation the patient retains his normal mobility. This ensures proper blood supply in the affected limb, which influences the speed of regeneration and reduces the risk of the appearance of osteoporotic changes (Paley 2001, Kuryszko et al., 1994).

Radiological examination is a basic test used for the evaluation of the condition of the bone and the regenerate throughout the process of treatment.

In recent years, also densitometric, tomographic and ultrasonographic examinations have been used for the evaluation of the degree of regenerate development, but these are still considered as auxiliary and complementary methods with relation to the X-ray examinations.

In most cases the decision to remove the external fixator is taken on the basis of visual evaluation of classical X-ray images taken in two projections – anterior-posterior (AP) and lateral (L).

niczone zdolności adaptacyjne naczyń krwionośnych oraz komórek nerwowych, jednorazowo można wydłużyć kość o około 15% jej pierwotnej długości) następuje ostatni, trzeci etap procesu wydłużania, czyli stabilizacja tkanki kostnej. W trakcie stabilizacji regenerat kostny ulega stopniowej mineralizacji. Aparat stabilizujący powinien pozostać na kończynie do momentu konsolidacji regeneratu. W trakcie całego procesu wydłużania pacjent zachowuje normalna aktywność ruchowa. Zapewnia to prawidłowe ukrwienie chorej kończyny, co wpływa na szybkość regeneracji, a także zmniejsza ryzyko powstania zmian osteoporotycznych (Paley, 2001, Kuryszko i wsp., 1994).

Badanie radiologiczne jest podstawowym badaniem używanym do oceny stanu kości i regeneratu w całym okresie leczenia.

W ostatnich latach do oceny stopnia rozwoju regeneratu stosuje się także badania densytometryczne, tomograficzne i ultrasonograficzne, jednak są to wciąż metody pomocnicze i uzupełniające w stosunku do badania rentgenograficznego.

Najczęściej decyzję o usunięciu stabilizatora podejmuje się na podstawie wizualnej oceny klasycznych zdjęć rentgenowskich wykonywanych w dwóch projekcjach: przednio-tylniej (AP) oraz bocznej (L).



2. Formation of regenerate and methods of its description

The process of regenerate bone formation begins in the distraction space within several days after the corticotomy. Within the space of the distraction gap there forms a hematoma containing considerable amounts of agents affecting the growth of fibroplasts and osteogenic cells. Blood vessels begin to grow stimulating osteogenic cells, which leads to the formation of regenerated connecting tissue between the bone fragments (Kuryszko et al., 1994, Spodaryk, 1996). Colagen fibres assume orientation convergent with that of the distraction. At this stage of growth, the regenerated tissue has a zonal structure (fig. 2.1). At the ends of both bone fragments, close to the cutting surface, there appears new bone tissue with the highest saturation with calcium salts. The next layer is the front of basic mineralization. The middle space, called the connecting tissue zone (with the greatest amount of blood vessels and the lowest level of saturation with calcium), contains in its central part socalled growth zone of regenerated tissue. Within the regenerated tissue new fibrous-bone tissue is formed, and transforms into lamellar bone tissue in the course of stabilization and after the removal of the stabilizer apparatus. In the final stage of bone structure transformation the most calcified part of the bone, the cortex, is formed.

2. Kształtowanie się regeneratu i metody jego opisu

Proces powstawania regeneratu kostnego rozpoczyna się w przestrzeni dystrakcyjnej kilka dni po kortykotomii. W obszarze szczeliny dystrakcyjnej powstaje krwiak, zawierający duże ilości czynników wpływających na wzrost fibroplastów i komórek osteogennych. Zaczynają wzrastać naczynia krwionośne pociągające za sobą komórki osteogenne, co doprowadza do powstania pomiędzy odłamami kostnymi regeneratu łącznotkankowego (Kuryszko i wsp., 1994, Spodaryk, 1996). Włókna kolagenowe przyjmują przebieg zgodny z kierunkiem dystrakcji. Regenerat wykazuje na tym etapie wzrostu strukturę strefową (rys. 2.1). Na końcach obu odłamów przy powierzchni przecięcia kości pojawia się nowa tkanka kostna o największym wysyceniu w sole wapnia. Następna warstwa to front podstawowej mineralizacji. Środkowa przestrzeń, nazwana strefą łącznotkankową (z największą ilością naczyń krwionośnych i o najmniejszym nasyceniu wapniem), zawiera w swej centralnej części tzw. strefę wzrostu regeneratu. W obrębie regeneratu wytwarza się nowa, włóknisto-kostna tkanka, przechodząca w tkankę kostną grubowłóknistą, która w trakcie stabilizacji i po zdjęciu stabilizatora ulega przebudowie w tkankę kostną blaszkowatą. W końcowej fazie przebudowy struktury kostnej powstaje najbardziej uwapniona część kości -

2. Formation of regenerate and methods of its description



Rys. 2.1. Strefy wzrostu regeneratu na przykładzie wydłużanej kości udowej **Fig. 2.1.** Growth zones of regenerated tissue on the example of elongated femoral bone

Further transformations within the regenerate consist in the formation of new bone trabeculas, and then the regeneration of the marrow cavity. The process lasts from several months to a year, depending on the extent of elongation (Tęsiorowski, Zarzycka, 1998, Kuryszko et al., 1994).

The presence in the X-ray image of clearly visible continuous edges of the regenerate is a signal that the bone has achieved its load capacity and that the external fixator can be taken off from the elongated limb. Unfortunately, estimation whether that stage of development of the regenerate has been reached is highly subjective.

część korowa. Dalsze przemiany w obrębie regeneratu polegają na formowaniu nowych beleczek kostnych i odtworzeniu jamy szpikowej. Proces ten trwa od kilku miesięcy do roku, zależnie od wielkości wydłużenia (Tęsiorowski, Zarzycka, 1998, Kuryszko i wsp., 1994).

Uwidocznienie na zdjęciu rentgenowskim wyraźnych, ciągłych krawędzi regeneratu jest sygnałem informującym lekarzy, że kość osiągnęła zdolność przenoszenia obciążeń i można usunąć z wydłużanej kończyny stabilizator. Niestety, jednoznaczna ocena, że osiągnięto już ten moment rozwoju regeneratu jest wysoce subiektywna.

2.1. Methods for the evaluation of regenerate 2.1. Metody oceny regeneratu

Monitoring of changes taking place in the regenerate is very important for the estimation of progress of the process of treatment and for early diagnosis of any anomalies that may occur in the course of the bone union process. As an example, early detection of bone cysts (Simpson, Kenwright, 2000) or incorrect union of the bone fragments leading to the formation of false joint, allows prevention of further development of such anomalies by modifying the treatment. This helps in the limitation of complications occurring after the completion of the whole process of treatment.

Physicians use a number of methods of imaging that permit the evaluation of the quality of regenerate in the course of its stabilization. Among the noninvasive methods of estimation of the stage of regenerate development one can make a conventional division into two groups – methods analysing images of bone projections and methods analysing images of sections of the bone.

Among the methods of imaging projections of the regenerate we can include classical roentgenography and densitometry, while the result of examination with the use of computer tomography, ultrasonography, or magnetic resonance are images of sections of the organ examined. These fundamental differences cause that the results of examinations made with those methods cannot be fully comparable.

Monitorowanie zmian zachodzących w regeneracie jest ważne ze względu na ocenę przebiegu procesu leczenia oraz na możliwie wczesną diagnozę pojawiających się w trakcie zrostu nieprawidłowości. Przykładowo, wczesne wykrycie cyst kostnych (Simpson, Kenwright, 2000) lub wadliwego zrostu odłamów prowadzącego do powstania stawu rzekomego pozwala zapobiec ich rozwojowi poprzez zmianę leczenia. Przyczynia się to do ograniczenia powikłań pojawiających się po zakończeniu całego procesu leczenia.

Lekarze używają kilku metod obrazowania pozwalających na ocenę jakości regeneratu w trakcie jego stabilizacji. Wśród nieinwazyjnych sposobów oceny stopnia rozwoju regeneratu możemy dokonać umownego podziału na dwie grupy: metody badające obraz rzutu kości oraz badające obrazy jej przekrojów.

Do metod obrazowania badających rzut regeneratu zaliczamy klasyczną rentgenografię oraz densytometrię. Natomiast rezultatem badań z wykorzystaniem tomografii komputerowej, ultrasonografii oraz rezonansu magnetycznego są obrazy przekrojów badanego organu. Te podstawowe różnice powodują, że wyniki badań prowadzonych za pomocą poszczególnych badań nie mogą być w pełni porównywalne. **Classical roentgenography** constitutes the basic diagnostic examination tool that permits observation of changes taking place in the regenerated bone tissue (Young et al., 1990, Kolbek et al., 1999). For correct analysis of X-ray images it is important to remember that they only represent projections of the objects examined.

An X-ray image is formed as a result of changes taking place in the photographic film under the effect of exposure to X-rays. X-ray beam gets weakened when passing through bone tissue. The degree of X-ray beam attenuation depends on the thickness and structure (chemical composition) of tissues in the path of the beam. Bone structures, rich in calcium, attenuate the X-ray beam relatively the strongest. Film areas exposed to the most attenuated beam are the brightest areas in the image.

As a standard, images representing the growth of regenerate are taken in two projections – anterior-posterior (AP) and lateral (L), at intervals of every four or six weeks (Tęsiorowski, 2004,

Klasyczna rentgenografia stanowi podstawowe badanie diagnostyczne umożliwiające obserwację zmian zachodzących w regeneracie kostnym (Young i wsp., 1990, Kolbek i wsp., 1999). Dla poprawnej analizy obrazu rentgenowskiego ważne jest pamiętanie, że stanowi on rzut prześwietlanego obiektu.

Obraz rentgenowski powstaje w wyniku zmian zachodzących w błonie fotograficznej pod wpływem padających promieni rentgenowskich. Wiązka promieniowania przechodząc przez tkankę kostną ulega osłabieniu. Stopień osłabienia wiązki zależy od grubości i budowy (składu chemicznego) tkanek leżących na drodze promieniowania. Stosunkowo najsilniej wiązkę rentgenowską osłabiają struktury kostne, bogate w wapń. Miejsca, na które pada najbardziej osłabiona wiązka są najjaśniejszymi obszarami kliszy.

Standardowo, zdjęcia obrazujące wzrost regeneratu kostnego wykonywane są w dwóch projekcjach: przednio-tylnej (AP) i bocznej (L) co 4 lub 6 tygodni (Tęsiorowski, 2004, Minty, 1994).





Minty, 1994). In the initial stage the regenerated bone tissue is not visible in X-ray images due to its low mineralization (fig.2.2a). Depending on the growth rate of the new structure and on its degree of calcification, small bright spots appear in X-ray images and the edges of the bone fragments begin to blur (Walker, 1991). With time, within the regenerated tissue area in the images there appear blight smudges that form "bridges" joining the two bone fragments (fig. 2.2b). As the degree of mineralization of the regenerated bone tissue increases, the image of the tissue in the X-ray becomes increasingly bright (Słomczykowski et al., 1995). In the final stage of stabilization, when the regenerate attains mineralization of a degree comparable with that of the bone fragments, its X-ray image becomes similar to the image of the adjoining bone fragments (fig. 2.2c). However, certain differences remain. For example, there is still no marrow cavity (fig. 2.2d). Its recreation and full regeneration of structure take place within about one year from the moment of distraction (Kuryszko et al., 1994).

Densitometry is widely used in the diagnostics and treatment of osteoporosis (Pruszyński, 2000). It permits the determination of the mineral density of bones (*Bone Mineral Density BMC*). Three types of densitometry are distinguished, differing in the type of beam used. Mono-photon absorptiometry consists in passing a beam of photons, emitted by a source, through the examined fragment of bone. A counter, slaved to the emitter,

W początkowej fazie rozwoju regenerat z powodu niskiej mineralizacji nie jest widoczny (rys. 2.2a). W zależności od tempa wzrostu nowej struktury i jej uwapnienia na zdjęciach rentgenowskich pojawiają się w obszarze przestrzeni dystrakcyjnej niewielkie rozjaśnienia a krawędzie odłamów kostnych zaczynają się rozmywać (Walker, 1991). Z biegiem czasu w obszarze regeneratu powstają jasne smugi, tworzące "mostki", które łączą oba odłamy kostne (rys. 2.2b). W miarę wzrostu stopnia mineralizacji struktury regeneratu jego obraz na rentgenogramie staje się coraz jaśniejszy (Słomczykowski i wsp., 1995). W ostatniej fazie stabilizacji, gdy regenerat osiąga stopień mineralizacji porównywalny ze stopniem zmineralizowania odłamów kości, jego obraz na rentgenogramie staje się zbliżony do obrazu stykających się z nim odłamów kostnych (rys. 2.2c). Pozostają jednak pewne różnice. Przykładowo, brakuje kanału szpikowego (rys. 2.2d). Jego odtworzenie i całkowiodbudowa struktury następuje ta w przeciągu około roku po dystrakcji (Kuryszko i wsp. 1994).

Densytometria jest szeroko stosowana w diagnozowaniu i leczeniu osteoporozy (Pruszyński, 2000). Pozwala na określenie gęstości mineralnej kości (*Bone Mineral Density BMC*). Wyróżnia się trzy typy densytometrii, które różnią się rodzajem użytej wiązki. Absorpcjometria jednofotonowa polega na tym, że wiązka fotonów emitowanych przez źródło promieniowania przechodzi przez badany fragment kości. Licznik poruszający się synchroreceives the emitted radiation which permits an approximate evaluation of the content of mineral substance in the bone. Photon beam absorption by soft tissues reduces the measurement accuracy of the method.

Biphoton absorptiometry is based on measurement of the transmission of two photon beams, of different energy, through bones and soft tissues. The use of two different photon beams, with different ability to penetrate particular types of tissue, permits the compensation of the effect of soft tissues on the result of bone density measurement.

The operating principle of the third type of densitometric examination, the dualenergy X-ray absorptiometry (DEXA), is basically the same as in the two previous cases, the only difference being the type of radiation employed. In the DEXA, the object examined is scanned with a single X-ray beam, whose spectrum has two maxima of energy absorbed by tissues in different degrees. This permits the differentiation between the cortex part of bone from the spongy part. The level of X radiation power used in this method equals approximately 1/20 of the dose used in routine X-ray examination of the chest. Therefore, the examination is much less of a burden to the patient than classical X-ray examinations. The advantage of densitometry is the possibility of accurate monitoring of the process of mineralization of the regenerated bone tissue (Dragan et al., 1999, Maffuli et al., 1999). Unfortunately, insufficient image resolution does not

nicznie ze źródłem promieniowania wychwytuje przechodzące promieniowanie, co pozwala na przybliżoną ocenę zawartości substancji mineralnych w kości. Pochłanianie wiązki fotonowej przez tkanki miękkie zmniejsza dokładność pomiaru w tej metodzie.

Absorpcjonometria dwufotonowa oparta jest na pomiarze przechodzenia przez kości i tkanki miękkie dwóch wiązek fotonowych o różnej energii. Użycie dwóch różnych wiązek fotonowych o różnej zdolności przenikania przez poszczególne tkanki, pozwala na korekcję wpływu tkanek miękkich na wynik pomiaru gęstości kości.

Zasada działania trzeciego typu badań densytometrycznych, dwuenergetycznej absorcjometrii rentgenowskiej (DEXA) jest taka sama jak w dwóch poprzednich, różni się jedynie rodzajem promieniowania. W DEXA obiekt jest skanowany pojedynczą wiązką rentgenowską, której spektrum wykazuje dwa maksima energii, w różnym stopniu pochłaniane przez tkanki. Pozwala to na odróżnienie części korowej kości od części gąbczastej. Wartość użytego promieniowania rentgenowskiego w tej metodzie jest w przybliżeniu równa 1/20 dawki stosowanej przy rutynowym badaniu klatki piersiowej. Dlatego też badanie to jest znacznie mniej obciążające dla pacjenta, niż klasyczne badania rentgenowskie. Zaleta densytometrii jest możliwość dokładnego monitorowania procesu mineralizacji regeneratu (Dragan i wsp., 1999, Maffulli i wsp., 1999). Niestety, zbyt mała rozdzielczość obrazu nie pozwala na wykrycie najczęściej pojawiaallow the detection of the most common defects of newly formed bone tissue, i.e. bone cysts (Williamson, 1991, Eyres et al., 1993a, b).

Ultrasonography (USG) may be used as complementary examination with relation to roentgenography, especially in the first stage of elongation and stabilization, when the regenerated bone tissue is still weakly calcified and therefore invisible to X-rays (Galante et.al., 1994).

The operation principle of the examination consists in the effect of ultrasonic waves of selected frequency, emitted by the USG apparatus, with anatomical structures that absorb or reflect the US waves to different degrees. Reflected waves are received by the same US probe that emits them, and electronically transformed into images. USG examinations generate images of sections of the regenerated bone tissue (Pruszyński, 2000).

Compared to other types of examination, the advantage of USG is the possibility of observation of anomalies occurring in the structure of the regenerated bone tissue, such as e.g. bone cysts that are poorly visible in Xray or densitometric images (Eyres et al., 1993, Madsen, 2000).

A significant shortcoming of USG is the lack of repeatability of parameters, as the probe has to be placed against soft tissues every time. This prevents precise recreation of the geometry of the probe-examined bone system. Additionally, the image generated is significantly affected by the contact

jących się defektów nowej tkanki kostnej, czyli cyst. (Williamson, 1991, Eyres i wsp., 1993a, b).

Ultrasonografia (USG) może być wykorzystana jako badanie uzupełniające w stosunku do rentgenografii, szczególnie w pierwszym etapie wydłużania i stabilizacji, gdy regenerat jest jeszcze zbyt słabo uwapniony i niewidoczny dla promieni rentgenowskich (Galante i wsp., 1994)

Zasada tego badania polega na oddziaływaniu fal ultradźwiękowych o wybranej częstotliwości emitowanych przez aparat ze strukturami anatomicznymi, które w różnym stopniu je pochłaniają i odbijają. Fale odbite są wychwytywane przez tą samą sondę, która je emituje i przetwarzane elektronicznie na obrazy. Badanie ultrasonograficzne daje obraz będący przekrojem regeneratu (Pruszyński, 2000).

Zaletą ultrasonografii w stosunku do innych badań jest możliwość obserwacji nieprawidłowości występujących w strukturze regeneratu, takich, jak np. cysty kostne, które są słabo widoczne na zdjęciach rentgenowskich i densytometrycznych (Eyres i wsp. 1993, Madsen, 2000).

Istotną wadą badania USG jest brak powtarzalności jego parametrów, gdyż sonda musi każdorazowo być przykładana do miękkich tkanek. Nie pozwala to na precyzyjne odtworzenie geometrii układu sonda – badana kość. Dodatkowo, istotny wpływ na powstający obraz ma powierzchnia styku sondy z badaarea of the probe with the object examined, as the properties of the contact surface change in spite of the application of moisturizing gels. The above factors preclude accurate quantitative estimation of changes taking place in the regenerated bone tissue in the course of treatment.

In the final stage of the formation of regenerated bone tissue, when the cortex part of the bone is formed, US waves cease to penetrate the bone due to its excessive density, and USG examination is no longer applicable (Szybiński, 1994, Williamson S, 1991).

Computer Tomography (CT) permits the examination of cross-sections of the body. A lamp emitting a bean of X-rays rotates around the patient by 360° in the axial plane. Attenuation of the X-ray beam resulting from its passage through the body is registered by a system of detectors (ionization chambers, scintillation crystals, etc.) and connym obiektem, której właściwości ulegają zmianom pomimo stosowania zwilżających ją żelów. Powyższe czynniki uniemożliwiają precyzyjną, ilościową ocenę subtelnych zmian zachodzących w regeneracie podczas leczenia.

W ostatniej fazie tworzenia się regeneratu, gdy powstaje część korowa kości, fale dźwiękowe tracą zdolność jej przenikania z powodu zbyt dużej jej gęstości struktury kostnej i badanie ultrasonograficzne staje się nieprzydatne (Szybiński, 1994, Williamson, 1991).

Tomografia komputerowa (CT) umożliwia badanie poprzecznych przekrojów ciała. Lampa emitująca wiązkę promieni rtg obraca się wokół pacjenta w płaszczyźnie osiowej o 360°. Osłabienie wiązki promieni rtg spowodowane ich przechodzeniem przez ciało jest rejestrowane poprzez układ detektorów (komory jonizacyjne, kry-





Rys. 2.3. Obrazy z tomografu komputerowego przekroju kości piszczelowej podudzia **Fig. 2.3.** CT images of shin bone sections

verted into electric signals. The signals are then transmitted to a computer which, through the execution of highly complex (and closely guarded) algorithms, converts them into images. Images that appear on the monitor screen are digital representations of the human body, in which particular areas and regions are differentiated on the basis of changes in the density of particular anatomical structures (Chmielewski et al., 2003, Pruszyński, 2000).

Tomographic images are characterized by high resolution (yet lower than that of classical X-ray images) and by very good representation of even slight differences in the examined structure. Composition of a sequence of section images permits the generation of a 3D image of the examined area. The addition to a conventional tomograph of dedicated accessory modules for quantitative analysis allows the calculation of the true density of examined tissues (QCT – Quantitative Computer Tomography) (Kang et al., 2004, Genant et al., 1999).

Tomographic examination provides abundant information that permits qualitative and quantitative analysis of the regenerated bone tissue. Its application, however, is limited due to the very high costs (more than ten-fold higher than a standard X-ray examination), and therefore – like USG or densitometry – it is only complementary type of examination with relation to roentgenography. Moreover, it is practically impossible to make a CT examination of a limb with the fixator

ształy scyntylacyjne, itp.) i przetwarzane na sygnały elektryczne. Sygnały te są następnie przekazywane do komputera, który w wyniku bardzo złożonych i pilnie strzeżonych algorytmów tworzy na ich podstawie obrazy. Obraz pojawiający się na monitorze jest cyfrową reprezentacją ciała człowieka, w której poszczególne obszary są zróżnicowane w oparciu o zmiany gęstości poszczególnych struktur anatomicznych (Chmielewski i wsp., 2003, Pruszyński, 2000).

Obrazy tomograficzne charakteryzują się wysoką rozdzielczością (jednak niższą od klasycznego badania rentgenowskiego) i bardzo dobrym odwzorowaniem nawet niewielkich różnic w badanej strukturze. Złożenie sekwencji zdjęć przekrojów pozwala na stworzenie trójwymiarowego obrazu badanego obszaru (rys. 2.3). Wyposażenie konwencjonalnego tomografu w dodatkowe moduły do ilościowej analizy umożliwia obliczenie rzeczywistej gęstości badanych tkanek (*QCT –* ang. *Quantitative Computer Tomography*) (Kang i wsp., 2004, Genant i wsp., 1999).

Badanie tomograficzne dostarcza bardzo wielu informacji umożliwiających analizę jakościową oraz ilościową regeneratu. Jego zastosowanie jest jednak ograniczone z powodu bardzo wysokich kosztów jego wykonania (kilkunastokrotnie wyższe niż badanie rtg), dlatego też podobnie jak ultrasonografia czy też densytometria jest jedynie badaniem uzupełniającym w stosunku do badania rentgenowskiego. Ponadto praktycznie niemożliwe jest wykonanie badania kończyny z założonym in place, as all metal elements cause the appearance of very strong artefacts in the image (Salmas et.al. 1998).

Magnetic resonance inspection (MRI) is an image technique that utilizes the effect of constant magnetic field against hydrogen atoms present in tissues in various amounts. The images obtained with MRI are sets of sections of the examined organ or of the whole body and precisely represent both soft and bone tissues (fig. 2.4) (Pruszyński, 2000, Lindsay et. al., 2001). Composition of successive sections with the help of suitable software permits the generation of a 3D image of the examined structure. Magnetic resonance, as opposed to methods of imaging utilizing X-rays, is considered to be a totally non-invasive technique of imaging (Majumdar, 1995). In the case of diagnosing regenerated bone tissue, RMI cannot be used at the stage of stabilization due to the unfavourable effect of magnetic field and emitted radio frequency waves on the metal elements of the stabilizer apparatus. RMI is certainly the most expensive of the presented methods of diagnostic examination, and availability of RMI equipment is limited. Hence this type of examination is used very rarely.

In day to day medical practice, the decision of which diagnostic method to chose is based not only on the

aparatem, gdyż wszelkie elementy metalowe powodują obecność na obrazie silnych artefaktów (Salmas i wsp., 1998).

Rezonans magnetyczny (MRI) jest techniką obrazową wykorzystującą oddziaływanie stałego pola magnetycznego z atomami wodoru znajdującymi się w różnej ilości w tkankach. Otrzymane obrazy są zbiorem przekrojów badanego organu lub całego ciała i precyzyjnie odwzorowują zarówno tkanki miękkie, jak również kostne (rys. 2.4) (Pruszyński, 2000, Lindsay i wsp., 2001). Złożenie zdjęć kolejnych przekrojów umożliwia zrekonstruowanie za pomoca odpowiedniego oprogramowania trójwymiarowego obrazu badanej struktury. Rezonans magnetyczny, w przeciwieństwie do metod obrazowania wykorzystujących promienie rentgenowskie, jest uznawany za całkowicie nieinwazyjną technikę obrazowania (Majumdar, 1995). W przypadku diagnozowania regeneratu kostnego nie można stosować rezonansu magnetycznego na etapie stabilizacji z powodu niekorzystnego oddziałvwania pola magnetycznego i emitowanych fal radiowych na elementy metalowe stabilizatora. Rezonans magnetyczny z pewnością jest najdroższym badaniem diagnostycznym spośród tutaj omawianych, a dostęp do aparatury jest ograniczony. Stąd badanie to stosuje się niezwykle rzadko.

W codziennej praktyce lekarskiej na decyzję o wyborze metody diagnostycznej wpływa nie tylko jej skute2. Kształtowanie się regeneratu i metody jego opisu



Rys. 2.4. Obraz z rezonansu magnetycznego przekroju kończyn Fig. 2.4. RMI image of limb section

effectiveness of the method and the amount and kind of information it provides, but also (and maybe first of all) on the cost consideration (tab.2.1).

Therefore. due to the common availability and the relatively low costs compared to other methods, the classical method of X-ray radiography remains the basic type of diagnostic examination. It should also be kept in mind that the classical X-ray image is characterized by good resolution, that modern X-ray apparatus use much less powerful radiation beams which makes the examination less invasive, and that the unquestionable difficulties involved in image interpretation are largely compensated for by over a hundred years of experience with practical application of the method.

czność oraz ilość i rodzaj informacji, jakiej może dostarczyć, lecz także (a może nawet przede wszystkim) koszt jej użycia (tab.2.1).

Dlatego też, ze względu na szeroką dostępność oraz relatywnie niskie koszty w porównaniu z innymi metodami, klasyczna metoda radiografii rentgenowskiej jest wciąż podstawowym badaniem diagnostycznym. Należy też pamiętać, że klasyczne zdjęcie rentgenowskie cechuje dość dobra rozdzielczość, nowoczesne aparaty używają znacznie słabszej wiązki i badanie jest mało inwazyjne, a niewątpliwe trudności interpretacyjne w znacznym stopniu kompensuje ponad stuletnie doświadczenie w stosowaniu tei metody.

2. Formation of regenerate and methods of its description

	RTG	DEXA	USG	СТ	ОСТ	MRI	
Koszt (cena)			000	~-	¥	_	
Cost (price)	+	±	+	-	-		
Dostepność						_	
Availability	+	±	±	-	-		
Wpływ na organizm pacjenta							
(znak + oznacza, że badanie jest							
nieinwazyjne)						1	
Effect on patient's organism	_	_	т	Ŧ	Ŧ	T	
(,, +" means the examination is							
non-invasive)							
Powtarzalność	+	+		+	Ŧ	Ŧ	
Repeatability	1	I	-	-	-	-	
Możliwość ilościowej oceny							
Possibility of quantitative	_*	+	-	-	+	±	
evaluation							
Możliwości detekcji							
nieprawidłowości struktury	+	_	+	+	+	+	
Possibility of detection of		_		-	-	· · ·	
anomalies of structure							
Ocena początkowych stadiów							
rozwoju regeneratu	_	_	+	_	_	_	
Evaluation of initial stages of	_	_			_	_	
regenerated tissue formation							
Ocena końcowych stadiów							
rozwoju regeneratu	+	+	_	+	+	+	
Evaluation of final stages of		I	_				
regenerated tissue formation							
* w pewnych warunkach ocena ilościowa jest możliwa, choć wymaga to spełnienia szeregu							
warunków; takiej właśnie sytuacji dotyczy niniejsza praca							

 Tabela. 2.1. Jakościowa ocena metod diagnostyki obrazowej

 Table. 2.1. Qualitative assessment of methods of image diagnostics

* under certain conditions quantitative evaluation is possible, though requires that a number of conditions are met; this work is concerned with this type of situation

3. Current status of the problem

Classical analysis of X-ray images is a descriptive method and bases on visual evaluation of bone images by a specialist. The moment of taking the external fixator off is determined on the basis of the appearance in X-ray images of continuous bone edges (Maffuli A. et al., 1996; Minty A. et al., 1994, Forriol et al., 1999). The appearance of the continuous edges is considered to be the signal that the external, most calcified part of the bone structure, the cortex, is beginning to form and therefore the bone is now capable of transmitting loads. However, objective evaluation of the continuity of new bone edges is made difficult by the lack of sharp and clearly defined criteria. Even the application of professional algorithms for the detection of the edges often yields divergent information on the bone edge continuity (fig. 3.1). As can be seen, the method is far from precise and the final evaluation largely depends on subjective impressions and experience of the person making the analysis. In consequence, the application of the method is burdened with a considerable risk of making the wrong decision.

To improve repeatability and enable comparison of images from different stages of the process of regenerated bone tissue stabilization, step markers made of aluminium, copper (Słomczykowski et al. 1995, Cope and Sam-

3. Aktualny stan zagadnienia

Klasyczna analiza zdjęć rentgenowskich jest metoda opisowa i opiera się na wizualnej ocenie obrazu kości przez lekarza specjalistę. Moment ściągnięcia aparatu stabilizującego jest wyznaczany na podstawie widocznych na radiogramach ciągłych krawędzi kości (Minty i wsp., 1994; Maffuli i wsp., 1996, Forriol i wsp., 1999). Pojawienie ciaglych krawedzi ma się bvć informacja, że zaczyna tworzyć się zewnętrzna, najbardziej uwapniona część kości – część korowa, a więc regenerat jest w stanie przenosić obciażenia. Obiektywna ocene ciagłości krawędzi nowej kości utrudnia brak ostrych, jednoznacznych kryteriów. Nawet zastosowanie do detekcji krawędzi profesjonalnych algorytmów dostarcza rozbieżnych informacji o ich ciągłości (rys. 3.1). Jak widać, metoda ta jest mało precyzyjna, a końcowa ocena zależy w dużej mierze od subiektywnych odczuć i doświadczenia osoby przeprowadzającej analizę. W konsekwencji jej stosowanie obciąża dość wysokie ryzyko podjęcia błędnej decyzji.

W celu podniesienia powtarzalności i umożliwienia porównywania zdjęć pochodzących z różnych etapów stabilizacji regeneratu zaczęto stosować znaczniki schodkowe, wykonane z aluminium, miedzi (Słomczykowski i wsp.



Rys. 3.1. Detekcja krawędzi kości z wykorzystaniem kilku filtrów do detekcji krawędzi

Fig. 3.1. Bone edge detection with the use of several edge detection filters

chukov, 2001) or even natural bone (Karmowski et al.) have been introduced. After digitising images with markers, the images can be numerically analysed on the basis of the scale of shades of grey in such a way as to simulate repeatable exposure conditions.

1995. Słomczykowski In et al. developed a method of numeric assessment of bone radiograms that provided quantitative information on the status of bone calcification. Image standardization was made with the assumption that changes in the marker representation in individual X-ray images are linear. The idea of the method consists in the determination of so-called summary optical density through the calculation of the value of film darkening that is the measure of the absorbed radiation dose by the examined object, and indirectly also the nia struktury kostnej. Jest to jedna

1995, Cope Samchukov, 2001), a nawet z naturalnej kości (Karmowski i wsp., 1992) Po zdigitalizowaniu zdjęć ze znacznikami można w oparciu o analizę rozkładu stopni szarości przetwarzać je cyfrowo w taki sposób, aby zasymulować powtarzalne warunki ekspozycji.

Słomczykowski i wsp. w 1995 opracowali metodę cyfrowej oceny radiogramów kości, w wyniku której otrzymano ilościową informację na temat stanu uwapnienia kości. Standaryzację zdjęć przeprowadzano przy założeniu, że zmiany w odwzorowaniu znacznika na poszczególnych obrazach rtg są liniowe. Idea tej metody opiera się na wyznaczeniu tzw. sumarycznej gęstości optycznej poprzez obliczenie wartości zaczernienia kliszy, będącej miarą promieniowania pochłonietego przez badany obiekt, a pośrednio miarą uwapniemeasure of calcification of the bone structure. This was one of the first attempts at calculating an objective index of bone mineralization based on the use of image analysis methods. The method was applied for quantitative evaluation of bone union after its fracture. The procedure of determination of quantitative value of optical density was not, however, described by the authors in any detail. The results of their research that were presented illustrated the course of stabilization quite convincingly, but the value of the so-called optical density was not verified by other available methods. Therefore, the relationship between the optical density and the actual mineral density of bone is not clear.

Cope and Samchukov (2001) proposed a method of evaluation of changes in the regenerated bone tissue in the course of mandibular bone elongation. The study was conducted on a group of experimental dogs whose mandibular bones were subjected to elongation on both sides. For image standardization the authors used aluminium step markers. The purpose of the analysis was to determine the geometric parameters of the regenerate, its density, and the presence or absence of the bone cortex. The result of the quantitative analysis was the value of the so-called aluminium volume equivalent which provided indirect information on the degree of calcification of the tissue in the distraction space. However, the method never progressed beyond the experiment mentioned. There are no reports of attempts at its clinical

z pierwszych prób wyliczenia obiektywnego wskaźnika mineralizacji kości z wykorzystaniem metod analizy obrazu. Metoda ta była stosowana do ilościowej oceny zrostu kości po jej złamaniu. Procedura wyznaczania ilościowej wartości gęstości optycznej nie została jednak przez autorów metody szczegółowo opisana. Zaprezentowane wyniki badań w sposób dość przekonywujący ilustrowały przebieg stabilizacji, jednak tzw. wartość gęstości optycznej nie została zweryfikowana innymi dostępnymi metodami. Dlatego też nie jest jasna zależność pomiędzy gęstością optyczną, a rzeczywistą gęstością mineralną kości.

Cope i Samchukov (2001) zaproponowali metodę oceny zmian regeneratu kostnego podczas wydłużania kości żuchwy. Badania przeprowadzono na grupie psów doświadczalnych, których kości żuchwy poddano obustronnemu wydłużaniu. Do standaryzacji zdjęć użyto aluminiowego znacznika schodkowego. Celem analizy było wyznaczenie parametrów geometrycznych regeneratu, jego gęstości oraz stwierdzenie obecności lub braku jego części korowej. Wynikiem ilościowej analizy była wartość tzw. równoważnika objętości aluminium, który pośrednio informował o stopniu uwapnienia tkanki w przestrzeni dystrakcyjnej. Metoda ta jest jednak nie wykroczyła poza ramy wspomnianego, eksperymentu. Brak jest doniesień o próbach jej klinicznego zastosowania. Proponowana metoda, jak podaja autorzy, application. The method, according to its authors, provides fairly accurate detection of changes taking place in calcifying tissue, but is time-consuming as it requires the determination of as many as 28 areas of analysis within the regenerate. No information was given on how those areas were determined and whether their determination could be automated or had to be done manually by the operator of the application program, which would surely constitute an obstruction in daily clinical practice.

The need for a method that would assist in the determination of the right moment for taking off the stabilizer is acknowledged by many specialists active in the field of limb elongation. Dinah (2004) tried to estimate the time required by regenerated bone tissue to form the cortex. He based his research on statistical analysis and on relationships between the index of regenerated tissue growth and the value of bone lengthening. The curve drawn on the basis of such analysis is to indicate approximate duration of the process of bone tissue regeneration. However, the method is burdened with a large margin of error, and in case of anomaly in the process of bone structure regeneration it becomes totally useless. It should also be remembered that the growth dynamics of the regenerated bone tissue is an individual feature and usually different with every patient. Approximate average time of wearing the fixator on the lengthed limb may provide valuable information for the patient, bur certainly cannot be the basis for the decision of taking it off.

dość precyzyjnie wykrywa zmiany zachodzące w uwapniającej się tkance, jednak jest czasochłonna, gdyż wymaga wyznaczenia aż 28 obszarów analizy w obrębie regeneratu. Nie podano, w jaki sposób zostają one wyznaczane oraz czy są wyznaczane w sposób automatyczny, czy też manualnie przez operatora używanego programu, co z pewnością stanowiłoby pewne utrudnienie w przypadku próby zastosowania metody w codziennej praktyce klinicznej.

Potrzebę opracowania metody wspomagającej wyznaczenie właściwego momentu usuniecia stabilizatora zauważa wielu lekarzy specjalistów zajmujących się wydłużaniem kończyn. Dinah (2004) próbował oszacować czas, jakiego regenerat potrzebuje do utworzenia części korowej. Swoje badania oparł na analizie statystycznej i zależnościach pomiędzy indeksem wzrostu regeneratu oraz wielkością wydłużenia kończyny. Opracowana na podstawie takiej analizy krzywa ma wskazywać przybliżony czas trwania procesu regeneracji tkanki kostnej. Metoda ta jest jednak obciążona dużym marginesem błędu, a w przypadku nieprawidłowego przebiegu regeneracji struktury kostnej jest zupełnie bezużyteczna. Należy także pamiętać, że dynamika wzrostu regeneratu jest cecha osobniczą i zazwyczaj jest inna u każdego pacjenta. Przybliżony średni czas noszenia stabilizatora na wydłużanej kończynie może być cenną informacją dla pacjenta, jednak na pewno nie może być podstawa decyzji o jego usunięciu.

In recent years there has been a lot of research concerned with analysis of changes taking place in the regenerate bone on the basis of 3D images from computer tomography (Swennen et al., 2005). Results of analyses of CT images indicated strong correlation with results of histological tests. The results discussed, however, do not constitute a breakthrough in clinical diagnostics.

Work on similar subject and with similar methods of analysis of regenerate have been presented by Zimmerman et al. (2004) or by Moore et al. (2003). All the studies on regenerate bone making use of CT were performed on experimental animals, and the regenerated bone tissue was examined in the form of special preparations, which allowed the authors to obtain images of very high quality, free of artefacts introduced by the stabilizer.

However, Salmas (1998), assessing the effect of metal elements of the stabilizer on the results of examinations made with quantitative computer tomography, discovered that even in the case of absence of observable interference in the image generated, the presence of the stabilizer results in overestimation of the calculated values of calcification by from several even to several dozen percent.

Quantitative computer tomography is a highly useful tool for research and provides a lot of information that would be harder to acquire with other techniques and not as fast. However,

W ostatnich latach powstało wiele prac dotyczących analizy zmian zachodzących w regeneracie kostnym na podstawie obrazów 3D z tomografu komputerowego (Swennen i wsp., 2005). Wyniki przeprowadzonej analizy obrazów z tomografu komputerowego wykazywały wysoką korelację z wynikami badań histologicznych. Omówione wyniki nie czynią jednak żadnego przełomu w diagnostyce klinicznej.

Prace o podobnej tematyce i sposobie analizy regeneratu przedstawili Zimmerman i wsp. (2004) czy też Moorea i wsp. (2003). Wszystkie badania regeneratu z wykorzystaniem tomografu komputerowego zostały przeprowadzone na zwierzętach doświadczalnych, a regenerat był badany w postaci specjalnie przygotowanych preparatów, co pozwoliło ich autorom uzyskać obraz bardzo dobrej jakości, wolny od artefaktów wprowadzanych przez stabilizator.

Jednak Salmas (1998) oceniając wpływ metalowych elementów stabilizatora na wyniki badań przeprowadzonych przez ilościowy tomograf komputerowy odkrył, że nawet w przypadku braku widocznych zakłóceń w obrazie, obecność stabilizatora zawyża obliczane wartości uwapnienia od kilku do kilkudziesięciu procent.

Ilościowa tomografia komputerowa jest bardzo użytecznym narzędziem do prowadzenia badań naukowych, dostarczająca wielu informacji, których uzyskanie inną techniką było by znaczdue to the artefacts that appear as a result of metal elements of the stabilizer interfering with the X-ray beam, the method cannot be used for regenerated bone tissue analysis in routine clinical practice up to the moment when the stabilizer is taken off the limb.

The reports presented above indicate clearly that in spite of the continual appearance of new imaging techniques that offer ever broader capabilities and enhanced measurement accuracy X-ray examination will still be the clinical routine for a long time to come. The small number of studies concerned with the development of a method for quantitative evaluation of X-ray images of bone regenerate is evidence of the scale of difficulty of the problem. At the same time there is a real need for objectivization of X-ray diagnostics that would have a measurable effect on the validity of diagnoses made. For this reason it appears fully justified to continue with the efforts aimed at developing computer methods for analysis of classical X-ray images that will provide objective and repeatable assessment of the degree of calcification of regenerated bone tissue at every stage of its stabilization.

nie trudniejsze i bardziej czasochłonne. Jednak z powodu artefaktów powstających w wyniku oddziaływania metalowych elementów aparatu z wiązką rtg nie nadaje się do analizy regeneratu kostnego w rutynowych klinicznych badaniach, aż do momentu ściągnięcia stabilizatora z kończyny.

Omówione powyżej doniesienia wskazują jednoznacznie, że mimo pojawiania się coraz nowszych technik obrazowania, oferujących coraz szersze możliwości i większą precyzję pomiaru, badania rentgenowskie jeszcze przez długi czas będą kliniczną codziennością. Niewielka liczba badań dotyczących opracowania metod ilościowej oceny zdjęć rentgenowskich regeneratu świadczy o skali trudności tego problemu. Jednocześnie istnieje realna potrzeba obiektywizacji diagnostyki rentgenowskiej, co w sposób wymierny wpłynęłoby na trafność podejmowanych diagnoz. Dlatego też wydaje się w pełni uzasadnione i celowe dążenie do rozwinięcia metod komputerowych do analizy klasycznych zdjęć rtg, tak, aby na ich podstawie można było w sposób obiektywny i powtarzalny oceniać uwapnienie regeneratu kostnego w każdym etapie stabilizacji.

36
4. Research method

The experimental material used in the study comprised X-ray images documenting the course of regenerated bone tissue stabilization with 38 patients subjected to the process of limb elongation with the Ilizarov method at the Clinic of Orthopaedics and Rehabilitation, Collegium Medicum UJ in Zakopane. The study is a continuation of several years of cooperation of teams from two centres - the Clinic of Orthopaedics and Rehabilitation in Zakopane and the University of Technology in Cracow - that resulted in the development of a method for the assessment of the degree of regeneration of bone tissue in elongated limbs. The method ensures quantitative evaluation of the degree of growth of regenerate (Wojnar et. al. 2003) on the basis of analysis of changes of socalled regeneration growth index (WWR).

4.1. Assumptions for X-ray image taking

To limit the number of factors that may interfere with the evaluation of regenerate, detail recommendations have been formulated concerning Xray image taking with relation to the regenerate (Tęsiorowski, 2004). The main objective of the recommendations was to ensure the highest possible repeatability of exposure conditions. And so:

4. Metoda badań

Jako materiał badawczy wykorzystano zdjęcia rentgenowskie dokumentujące przebieg stabilizacji regeneratu kostnego u 23 pacjentów poddanych zabiegowi wydłużania kończyn metodą Ilizarowa w Klinice Ortopedii i Rehabilitacji Collegium Medium UJ w Zakopanem. Badania te sa kontynuacja kilkuletniej współpracy pracowników dwóch ośrodków: Kliniki Ortopedii i Rehabilitacji w Zakopanem oraz Politechniki Krakowskiej, która zaowocowała opracowaniem metody oceny stopnia regeneracji kostnej wydłużanych kończyn. Metoda ta pozwala na ilościową ocenę stopnia wzrostu regeneratu kostnego w kończynach wydłużanych metodą Ilizarowa (Wojnar i wsp. 2003) w oparciu o analizę zmian tzw. współczynnika wzrostu regeneratu (WWR).

4.1. Założenia dotyczące wykonywania zdjęć

Aby ograniczyć wpływ czynników zakłócających ocenę regeneratu kostnego, opracowano szczegółowe zalecenia odnośnie wykonywania zdjęć rentgenowskich regeneratu (Tęsiorowski, 2004). Miały one na celu zapewnienie możliwie najwyższej powtarzalności warunków ekspozycji. I tak:

- images are to be taken in two projections: anterior-posterior (AP) and lateral (L),
- all images taken for a given patient should be taken with the same Xray apparatus. In the case of the present study the apparatus used was a Siemens Multix Top.
- power level of X-ray beam and time of exposure should be individually selected for each patient, so as to ensure the best possible visibility of the bone fragments as well as the forming regenerate (once set, the exposure parameters should maintained throughout the treatment),
- the X-ray beam should be aimed so that the optical viewfinder of the apparatus was focused on the centre of the distraction space,
- constant distance should always be maintained between the apparatus and the limb examined,
- as much as possible, the same position of the limb in relation to the apparatus should be ensured for all X-ray images taken,
- as much as possible, the X-rayed limb should be positioned with its long axis parallel to the film cassette and no elements of the Ilizarov fixator should visible within the area of the regenerate and around the edges of the bone fragments limiting the regenerated tissue space,
- the same cassette should always be used for X-ray image taking,
- the aluminium step marker should always be placed in the same place on the film cassette,

- zdjęcia należy wykonywać w dwóch projekcjach: przednio-tylniej (AP) oraz bocznej (L),
- wszystkie zdjęcia dla danego pacjenta należy wykonać przy użyciu tego samego aparatu rentgenowskiego. W przypadku niniejszej pracy był to Siemens Multix Top,
- dla każdego pacjenta należy indywidualnie określić moc wiązki rentgenowskiej oraz czas ekspozycji tak, aby zapewnić możliwie najlepszą widoczność zarówno odłamów kostnych, jak i powstającego regeneratu (raz ustalone parametry ekspozycji należy stosować przez cały okres leczenia),
- wiązkę promieniowania należy kierować tak, aby optyczny celownik aparatu wyznaczał środek przestrzeni dystrakcyjnej,
- należy zachować zawsze taką samą odległość aparatu od badanej kończyny,
- należy w miarę możliwości zapewnić jednakowe ułożenie kończyny względem aparatu rentgenowskiego dla wszystkich zdjęć,
- prześwietlana kończyna powinna być w miarę możliwości ułożona tak, by jej oś była równoległa do kasety, natomiast w obszarze regeneratu i w okolicy krawędzi ograniczających go odłamów kostnych nie powinno być żadnych elementów aparatu Ilizarowa,
- do wykonywania zdjęć zawsze używać tej samej kasety,
- na kasecie umieszczać zawsze w tym samym miejscu schodkowy znacznik aluminiowy,
- zdjęcia rentgenowskie należy wy-

- X-ray images should be made on film with the same grade of photosensitivity and of the same make (films of different manufacture and the same grade of speed may differ in the X-ray absorption characteristics, which may result in different representations of the same objects),
- the same film developing equipment should be used all the time, and film manufacturer's recommendations for film developing parameters should be strictly observed.

To obtain digital version of the experimental material, all the X-ray images on film were scanned using a Mustek 1200 A3 PRO scanner, equipped with an adapter for photo film scanning in the mode of 256 shades of grey at the resolution of 254 dpi, which gave imaging accuracy of 0.1 mm, i.e. comparable to the resolution of the human eye, and then saved as JPEG graphic files.

4.2. Assumptions concerning image analysis methods

Bone is made up of two layers – inner, known as spongy or cancellous bone, and outer, called cortex bone (fig. 4.1). X-ray image contains information collected from the whole volume of the X-rayed limb, while primary interest of this study is focused on the cortex part of the bone. To assess the effect of the spongy part on the X-ray image of the bone and what is that of woływać na kliszach fotograficznych o tej samej czułości i pochodzących od jednego producenta (klisze różnych producentów o tej samej czułości mogą różnić się charakterystyką pochłanialności promieniowania rtg, co powoduje różne odwzorowanie tych samych obiektów),

 zawsze używać tego samego urządzenia do wywoływania filmów oraz przestrzegać zaleceń producenta odnośnie parametrów wywoływania,

W celu uzyskania cyfrowej wersji materiału badawczego, wszystkie rentgenogramy skanowano na skanerze Mustek 1200 A3 PRO, wyposażonego w przystawkę do skanowania klisz fotograficznych w trybie 256 stopni szarości i z rozdzielczością 254 dpi, dającą dokładność odwzorowania do 0.1 mm, czyli porównywalną z rozdzielczością ludzkiego oka, a następnie zapisywano jako plik graficzny w formacie JPEG.

4.2. Założenia dotyczące metod analizy obrazu

Kość zbudowana jest z dwóch warstw: wewnętrznej, nazywanej kością gąbczastą oraz zewnętrznej, nazywanej kością korową (rys. 4.1). Obraz rentgenowski zawiera informację zebraną z całej objętości prześwietlanej kończyny, podczas gdy nas interesuje głównie część korowa. Aby ocenić, jaki wpływ na obraz kości ma część gąbczasta, a jaki korowa, przeprowa-

4. Research method



Rys. 4.1. Dopiero utworzenie części korowej kończy proces stabilizacji regeneratu Fig. 4.1. The process of bone tissue regeneration is not complete until the cortex bone is formed





the cortex part, analysis was made of images generated specially for the purpose, representing two hypothetical models of bone.

The first model simulates an X-ray image of a hypothetical bone in which the spongy part absorbs radiation to the same degree as the cortex bone. In this case the bone is modelled by a uniform cylinder (fig. 4.2a). The second model reduces the bone structure to a tube, which is to simulate a situation where most of the radiation is absorbed by the cortex bone layer. We assume that the X-ray image of the bone comes solely from the cortex part, while the spongy element has no effect on the image generated (fig. 4.2b).

Next, the sequence of changes of shades of grey was measured along the test line running perpendicular to the axis of the simulated objects. Two characteristic curves were obtained, called the profiles.

In order to verify which of the two models more closely corresponds to the structure of a real bone, analysis was made of shades of grey distribution along the test line drawn on an X-ray image of femoral bone, perpendicular to the bone axis (fig. 4.3). Comparison of the profiles shown in fig. 4.2 and 4.3 clearly indicates that the assumption that reduces the bone to a tube is closer to reality than the cylindrical model. Both the tube and the real bone have two extremes, corresponding in the image

dzono analizę specjalnie w tym celu wygenerowanych obrazów, przedstawiających dwa hipotetyczne modele kości.

Pierwszy z nich symuluje obraz rentgenowski hipotetycznej kości, w której część gąbczasta pochłania promieniowanie w takim samym stopniu, jak cześć korowa. Kość jest w tym przypadku modelowana za pomocą jednorodnego walca (rys. 4.2a). Drugi obraz upraszcza strukturę kości do tuby, co ma odzwierciedlać sytuację, w której większość promieniowania jest pochłaniana przez warstwę korową. Zakładamy, że obraz kości na zdjęciu rtg pochodzi tylko i wyłącznie od jej części korowaj, natomiast część gąbczasta nie ma żadnego wpływu na obraz (rys. 4.2b).

Następnie zmierzono przebieg zmian stopni szarości wzdłuż linii testowej, przechodzącej prostopadle do osi symulowanych obiektów. Otrzymano dwie charakterystyczne krzywe, zwane profilami.

W celu sprawdzenia, który z rozważanych modeli bardziej odpowiada budowie prawdziwej kości, przeprowadzono analizę rozkładu stopni szarości wzdłuż linii testowej poprowadzonej na zdjęciu rtg kości udowej prostopadle do osi kości (rys. 4.3). Porównanie profili, pokazanych na rys. 4.2 i 4.3 jednoznacznie wskazuje, że założenie upraszczające kość do tuby jest bardziej zbliżone do rzeczywistości, niż model walca. Zarówno tuba, jak i rzeczywista kość posiadają dwa ekstrema, odpowiadające na





rtg. kości z zaznaczoną linią testową X-ray image of bone with marked test line

profile



image of bone

of the bone to areas located close to the bone edge. The profile of the cylinder model is totally different from the profile of the real bone, as it approximates to a parabola. These results indicate that the hypothesis of both bone parts absorbing radiation in the same degree is wrong.

To prove experimentally the theory that when analysing X-ray images of bones we mainly assess the cortex part, an experiment was made using an animal femoral bone. After taking an X-ray image of the bone, the spongy part was removed mechanically and then another X-ray was taken, under identical exposure conditions. The two bone images are illustrated in fig. 4.4. The curves representing the profiles of the two bones indicate a high degree of agreement. The slight differences result from the effect of radiation absorption by the spongy part of the bone. Summing up the result of the experiment, we can firmly state that the representation of a bone in an Xray image comes almost exclusively

obrazie kości obszarom znajdującym się przy jej krawędzi. Profil walca jest całkowicie różny od profilu rzeczywistej kości, gdyż ma w przybliżeniu postać krzywej parabolicznej. Wyniki te wskazują, że hipoteza, iż obie części kości w takim samym stopniu pochłaniają promieniowanie, jest błędna.

Aby potwierdzić doświadczalnie teorię, iż analizując zdjęcia rtg kości oceniamy przede wszystkim jej część korową przeprowadzono doświadczenie z wykorzystaniem zwierzęcej kości udowej. Po wykonaniu zdjęcia rtg kości, usunięto z niej mechanicznie część gąbczastą, a następnie zachowując takie same warunki ekspozycji podczas naświetlania zrobiono zdjęcie rtg. Obraz obu kości ilustruje rys. 4.4. Krzywe ilustrujące profile obu kości wykazują bardzo dużą zgodność. Nieznaczne różnice pomiędzy nimi to efekt, jaki daje pochłanianie promieniowania przez część gąbczastą. Podsumowując wynik tego doświadczenia, można z cała pewnościa stwierdzić, że obraz kości na zdjęciu rtg jest obrazem



 a) obraz rtg kości pełnej wraz z linią testową
 X-ray image of full bone, with test line

 b) obraz rtg kości po usunięciu części gąbczastej wraz z linią testową
 X-ray image of bone with spongy part removed, with test line



Rys. 4.4. Zestawienie profili obu kości (a) i (b). Różnice pomiędzy stopniami szarości przedstawiającymi kość pełną i pozbawioną części gąbczastej są nieznaczne
Fig. 4.4. Profiles of the two bones (a) and (b). Differences between grey scales representing full bone and bone with spongy part removed are insignificant

from the cortex part of the bone. Tissues making up the spongy part are practically invisible to X-rays. And this means that observing in X-ray images the changes taking place in the bone regeneration space during the elongation and stabilization. What we see is primarily the successive stages of the formation of the cortex part of the bone.

The conventional (visual) method of analysis of X-ray images concentrates on the estimation of bone edges (fig. 4.5). For purposes of the estimation it pochodzącym niemal wyłącznie od jej części korowej. Tkanki budujące część gąbczastą są praktycznie niewidzialne dla promieni rentgenowskich. A to oznacza, że obserwując na rentgenogramie zmiany zachodzące podczas wydłużania i stabilizacji w obszarze regeneratu widzimy przede wszystkim kolejne etapy tworzenia się jego części korowej.

Klasyczna (wizualna) metoda oceny zdjęć rentgenowskich koncentruje się na ocenie krawędzi kości (rys. 4.5). Dla potrzeb tej oceny przyjmuje się,



Rys. 4.5. Analizując jedynie krawędzie kości pomija się wiele informacji o strukturze regeneratu zawartej na zdjęciu w jej części środkowejFig. 4.5. Analysing only the edges of the bone we disregard a lot of information on the structure of regenerate that is contained in the central part of the bone in the image

is assumed that in the case of the formation of the cortex part of bone it should be visible in images as bright continuous edges. The presence of bright areas in the image is interpreted as the result of stronger calcification of the cortex bone, and thus also of stronger absorption of radiation, than is the case with other areas. However, X-ray imaging is affected not only by the content of calcium in the new tissue, but also by the geometry of the whole object, i.e. by the thickness of the layer that has to be penetrated by the beam. Bone edges will always be the brightest elements in the image, as that is where the X-rays have to cover the longest distance through the cortex layer (fig.4.5). Diagnosis of the condition of the regenerate based on

iż w przypadku powstania części korowej powinna ona być widoczna w postaci jasnych, ciągłych krawędzi. Obecność w obrazie jasnych obszarów jest interpretowana jako wynik silniejszego uwapnienia kości korowej, a więc i silniejszego pochłaniania promieniowania, niż dla pozostałych obszarów. Jednak na obraz rentgenowski ma wpływ nie tylko zawartość wapnia w nowej tkance, lecz i geometria całego prześwietlanego obiektu, czyli grubość warstwy, przez jaka wiązka musi przeniknąć. Krawędzie kości będa zawsze najjaśniejszymi obszarami jej zdjęcia, gdyż w tym miejscu promieniowanie ma do pokonania najdłuższą drogę przez warstwę korowa (rys. 4.5). Diagnoza stanu regeneratu oparta na niepełnej informacji



Rys. 4.6. Wybór części środkowej do analizy obrazu kości dostarcza kompletnych informacji o zachodzących zmianach w całej objętości kości Fig. 4.6. The choice of the central part for bone image analysis provides complete

information on changes taking place in the whole volume of the bone

incomplete information on the bone structure, as is the case with a method that estimated only a small fragment of the bone image (its edges), may be burdened with considerable error or be outright false.

The proposed method is based on a totally different approach. The chosen area to be analysed is the central part of the bone image (fig. 4.6). By using bone images taken in two projections, we ensure analysis of changes taking place in the whole area of the forming cortex bone. This constitutes significant progress compared to analysis limited to the bone edges which disregards considerable fragments of the cortex as well as changes in the spongy bone area, which is especially important in the early stages of the formation of the regenerate. An additional bonus of the regeneratu. Dodatkową zaletą nowego

o strukturze kostnej, jak to ma miejsce przypadku metody oceniającej W jedynie niewielki fragment obrazu kości (jej krawędzie) może być obciażona znacznym błędem lub wręcz chybiona.

W zaproponowanej metodzie zastosowano zupełnie inne podejście. Jako obszar analizy wybrano środkową część obrazu kości (rys. 4.6). Wykorzystując do badań zdjęcia kości w dwóch projekcjach zapewniamy analize zmian zachodzących w całym obszarze tworzącej się kości korowej. Stanowi to istotny postęp w porównaniu z analizą ograniczoną do krawędzi, która pomija znaczne fragmenty części korowej oraz nie uwzględnia zmian w obszarze części gabczastej, co ma szczególne znaczenie we wczesnych stadiach powstawania new approach is the simplified, and thus less prone to error, selection of the area of analysis. Considering the above determinations, the proposed method of selection of the area of analysis may provide a basis for quantitative analysis of changes taking place in the regenerate area in the course of stabilization.

Quantitative analysis of the regenerate required the application of a special algorithm. Estimation of changes taking place within the area of regeneration was based on analysis of changes in scales of grey reflecting the process of tissue calcification in the course of stabilization. To ensure quantitative description of the changes, model image was used for the analysis, simulating the grey scale distribution of the full bone. Composition of the model image with images of the bone in the course of stabilization permits relative assessment of the changes taking place in the bone.

The model image was generated on the basis of the assumption of linear character of changes in the scales of grey in direction parallel to the bone axis. As can be seen in fig. 4.7 the curve representing the bone profile along the bone axis can be approximated by means of a linear function

This observation was utilized to develop the algorithm generating the model image of the bone, approximately equivalent to the image of the full bone. To calculate the pixel values in the distraction space, the algorithm uses the grey scales of pixels represen-

podejścia jest łatwiejszy, a więc mniej podatny na błędy, wybór obszaru analizy. Biorąc pod uwagę powyższe ustalenia, zaproponowany sposób wyboru obszaru badań może stanowić podstawę do przeprowadzenia ilościowej analizy zmian zachodzących w obszarze regeneratu podczas stabilizacji.

Przeprowadzenie ilościowej analizy regeneratu kostnego wymagało zastosowania specjalnego algorytmu. Ocena zmian zachodzacych w obszarze regeneracji opierała się na analizie zmian stopni szarości odzwierciedlających postęp procesu uwapnienia tkanek w trakcie stabilizacji. Aby zachodzące zmiany można było opisać w sposób ilościowy, do analizy wykorzystano obraz modelowy, symulujący rozkład stopni szarości kości pełnej. Zestawienie obrazu modelowego z obrazami kości w trakcie stabilizacji umożliwia względną ocenę zachodzących w niej zmian.

Obraz modelowy został wygenerowany w oparciu o założenie liniowego charakteru zmian stopni szarości w kierunku równoległym do osi kości. Jak można zaobserwować na rys. 4.7, krzywą przedstawiającą profil kości wzdłuż osi kości można przybliżyć funkcją liniową.

Obserwację te wykorzystano do opracowania algorytmu generującego modelowy obraz kości, w przybliżeniu odpowiadający obrazowi kości pełnej. Algorytm ten wykorzystuje do obliczenia wartości pikseli w przestrzeni dystrakcyjnej wartości stopni szarości



Rys. 4.7. Przebieg zmian stopni szarości kości na zdjęciu rtg w kierunku osiowym ma charakter liniowyFig. 4.7. Changes in scales of grey in X-ray image of the bone in the axial direction is linear in character

ting the two bone fragments in direct proximity to the regenerated tissue.The adoption of the simulated image of full bone as basis for comparisons carries two advantages:

- the image of the regenerated tissue is always somewhat blurred and hard to isolate definitively. Choosing simulated image as a point of reference in analyzing of the regenerate image causes the results to be less sensitive for changes of the analysing area.
- the simulated image of full bone is generated on the basis of estimation of the level of grey of points located within the area of the bone fragments visible in the same image. Thanks to this changes in e.g. the brightness

pikseli reprezentujących oba odłamy kostne, w bezpośrednim sąsiedztwie regeneratu. Przyjęcie jako podstawy do porównań symulowanego obrazu pełnej kości niesie ze sobą dwie korzyści:

- obraz regeneratu jest zawsze w pewnym stopniu rozmyty i trudno jest go jednoznacznie wydzielić. Przyjęcie symulowanego obrazu jako punktu odniesienia do porównania z obrazem regeneratu sprawia, że wynik analizy jest mało czuły na zmiany obszaru regeneratu wybranego do analizy,
- symulowany obraz pełnej kości jest tworzony na podstawie oceny poziomu szarości punktów leżących w obszarze odłamów kostnych widocz-

and contrast of the image are considered every time in the simulation, which minimizes the effect of potential divergence from the recommendations described in section 4.2.

4.3. Full description of the research method

Analysis of changes taking place during distraction osteogenesis within the regenerated bone tissue performed by means of X-ray images can be divided into several steps. Step one is the acquisition of images, then their recording in digital form, standardization, i.e. normalization of the images basing on the aluminium marker, generation of the model image, and finally determination of the regenerate growth index.

4.3.1. Standardization of images

The first step, preceding the proper analysis of images, is their standardization. Even strict observation of the aforementioned recommendations for X-ray image taking does not guarantee complete avoidance of factors interfering with the representation of bones in X-ray images. X-rav apparatus of the class that was used to take the images for our analysis ensure precise setting of all beam and exposure parameters. However, we nych na tym samym obrazie. Dzięki temu zmiany np. jasności i kontrastu obrazu są każdorazowo uwzględniane podczas symulacji, a zatem minimalizuje się wpływ ewentualnych odstępstw od zaleceń opisanych w podrozdziale 4.2.

4.3. Kompletny opis metody badań

Analizę zmian zachodzących podczas dystrakcyjnej osteogenezy w obszarze regeneratu kostnego, na zdjęciach rentgenowskich można podzielić na kilka etapów. Pierwszy to akwizycja zdjęć, następnie ich zapis w formie cyfrowej, standaryzacja, czyli normalizacja zdjęć w oparciu o aluminiowy znacznik, wygenerowanie obrazu modelowego i wreszcie wyznaczenie współczynnika wzrostu regeneratu.

4.3.1. Standaryzacja zdjęć

Pierwszym krokiem poprzedzającym właściwą analizę zdjęć jest przeprowadzenie ich standaryzacji. Pomimo przestrzegania podczas wykonywania zdjęć ustalonych wcześniej wytycznych nie sposób uniknąć czynników zakłócających odwzorowanie kości na zdjęciach rtg. Aparaty rentgenowskie tej klasy, co użyty do wykonania analizowanych zdjęć, zapewniają precyzyjne ustawienie wszystkich parametrów wiązki promieniowania i eksshould remember that films even from the same manufacturer may slightly differ in their X-ray absorption characteristics. The special cassettes in which film is placed during image taking are characterized by a certain capacity of amplifying the images formed, but it has been observed that the amplifying capacity decreases as the cassettes are used.

Seeking to obtain fully repeatable images, and therefore suitable for quantitative assessment of regenerated bone tissue, the aluminium marker was used. As X-rays scatter at various angles with variable intensity, and additionally their intensity depends on the distance between the lamp and the cassette, the exposure of the film in the cassette will depend on changes in those parameters. Therefore, to avoid methodological errors and to ensure repeatability of the marker image in the X-ray image, the marker was placed always at the same spot on the cassette for each successive examination. After scanning the images, certain changes can be made in the levels of the particular shades of grey. The marker image in the X-ray image of regenerate constitutes the point of reference with relation to which the whole image is processed so that in each of a series of images documenting the process of stabilization the constant element, i.e. the marker, is always defined by the same shades of grey (fig. 4.8).

pozycji. Jednak należy pamiętać o tym, że klisze fotograficzne nawet tego samego producenta mogą nieznacznie różnić się charakterystyką pochłaniania promieniowania rentgenowskiego. Specjalna kaseta, w której umieszcza się klisze podczas badania, cechuje się zdolnością do wzmacniania powstającego obrazu, ale zdolność ta, jak zaobserwowano, zmniejsza się w miarę używania kasety.

Dążąc do uzyskania w pełni powtarzalnych, a więc odpowiednich do ilościowej oceny obrazów regeneratu zastosowano aluminiowy znacznik. Ponieważ promienie rentgenowskie rozpraszają się pod różnymi katami ze zmiennym natężeniem, a dodatkowo ich intensywność zależy od odległości lampy do kasety, film w kasecie będzie różnie naświetlony, w zależności od zmian tych parametrów. Dlatego też, aby uniknąć metodycznego błędu oraz zapewnić powtarzalność obrazu znacznika na zdjęciu, znajdował się on zawsze w dokładnie tym samym miejscu na kasecie podczas każdego kolejnego badania. Po zeskanowaniu zdjęć możliwe jest wprowadzenie pewnych zmian w poziomach poszczególnych stopni szarości. Obraz znacznika na zdjęciu rtg regeneratu kostnego stanowi punkt odniesienia, względem którego przekształca się cały obraz tak, aby na każdym ze zdjęć z serii dokumentującej proces stabilizacji stały element obrazu, jakim jest znacznik, opisywany był przez te same stopnie szarości (rvs. 4.8).





Standardization of images was realized on the basis of analysis of grey levels of the marker. In a series of X-ray images illustrating the course of stabilization for one patient, one image was selected that was considered by the operator to best represent the distraction space. The selected image was used to measure the average shades of that corresponded to the grey successive steps of the marker. The values measured constituted the standard to which all the other images of the patient were matched. After reading the average values of shades of grey corresponding to the successive steps of the marker, the whole image was converted by means of a specially generated LUT (Look-Up Table a conversion table that is in fact a convenient software tool for the conversion of the grey scales of the image under analysis) so that the values equalled those selected as the standard. This procedure ensured complete repeatability of the images analysed so that their comparison was not burdened with any systematic error (fig.4.9).

realizowano Standaryzację zdjęć w oparciu o analizę stopni szarości znacznika. W serii zdjęć ilustrujących przebieg stabilizacji jednego pacjenta wybierano jedno uznane przez operatora za najlepiej odwzorowujące obszar dystrakcji. Na tym zdjęciu dokonywano pomiaru średnich stopni szarości obszarów odpowiadających kolejnym stopniom znacznika. Wartości te stanowią wzorzec, do którego dopasowuje się wszystkie pozostałe zdjęcia pacjenta. Po odczytaniu średnich wartości tonów szarości, odpowiadającym kolejnym stopniom znacznika, cały obraz jest przeskalowywany za pomocą specjalnie utworzonej LUT (LUT – ang. Look-Up Table – jest to tablica konwersji, która w istocie jest wygodnym dla systemu komputerowego zapisem funkcji przekształcanego obrazu) tak, aby wartości te były równe wartościom wybranym jako wzorcowe. W ten sposób zapewniona zostaje pełna porównywalność analizowanych obrazów tak, aby ich porównanie nie było obciążone żadnym systematycznym błędem (rys. 4.9).

50



a) obraz przed normalizacją *image before normalization*

b) obraz po normalizacji *image after normalization*



Rys. 4.9. Obraz po normalizacji ulega nieznacznemu rozjaśnieniu w środkowym zakresie tonalnymFig. 4.9. After normalization, the image becomes slightly brighter in the middle tonal range

4.3.2. Generation of model image

The first step of model image generation is performance of image averaging filtration with a median filter in order to minimize the effect of incidental noise on the target image. Next, the area or region of interest (ROI) in interactively defined in the form of a rectangle or box enclosing the regenerated bone tissue (fig.4.9). The borderlines of the box should contact the edges of the bone fragments. New values of pixels within the ROI are calculated on the basis of values of pixels located at a certain

4.3.2. Generowanie obrazu modelowego

Pierwszym krokiem jest przeprowadzenie filtracji uśredniającej obraz, za pomocą filtru medianowego, w celu zminimalizowania wpływu przypadkowych szumów na końcowy obraz. Następnie w sposób interaktywny wyznaczany jest obszar zainteresowania (ROI) w postaci prostokąta, wewnątrz którego leży regenerat (rys. 4.9). Boki prostokąta powinny przylegać do krawędzi odłamów kostnych. Nowe wartości pikseli wewnątrz ROI obliczane są na podstawie wartości pikseli znajdujących się w pewnej odległości distance from the borderlines of the box delineating the ROI. The distance is 2 mm. This is to provide protection in case of insufficiently precise definition of the ROI by the operator and should help avoid taking for the calculation pixels describing the regenerated bone tissue instead of the elongated bone.

If we take the axis of the bone to be the *X* axis, then pixels located on lines parallel to it can be described as follows: the first pixel taken for the calculation, with the value of abscissa x_1 , has grey scale value equal P_1 , and another pixel on the line, in a point with abscissa x_2 has grey scale value P_2 . If then $x_2 > x_1$, the value of pixel P_s located within the area of the generated image can be calculated in the following way (fig.4.9): od krawędzi prostokąta wyznaczającego ROI. Odległość ta wynosi 2 mm. Jest ona zabezpieczeniem w przypadku nie wystarczająco precyzyjnego zakreślenia obszaru zainteresowania przez operatora i ma ona uchronić przed wyborem do obliczeń pikseli opisujących regenerat, a nie wydłużaną kość.

Jeśli założymy że oś kości wyznacza oś X, to piksele leżące wzdłuż linii równoległych do niej mogą być opisane w następujący sposób: pierwszy piksel użyty do obliczeń o odciętej x_1 ma wartość stopnia szarości równą P_1 , a drugi piksel leżący na tej prostej w punkcie o odciętej x_2 wartość P_2 . Jeżeli $x_2 > x_1$ to wartość piksela P_s leżącego w obszarze generowanego obrazu może być w następujący sposób obliczona (rys. 4.9):



Rys. 4.10. Model kości z zakreślonymi obszarami biorącymi udział w tworzeniu obrazu modelowego kościFig. 4.10. Model of bone with marked regions involved in the generation of model bone image



Fig. 4.11 allows objective evaluation how effectively the region generated by the algorithm simulates the distribution of shades of grey of the complete bone. Comparing the profiles of the two series we can see that the differences between them are not significant.

The curve of shades of grey within the generated region is a straight line, which conforms with the adopted assumptions as the values of pixels are interpolated with a linear function, and the fragment of the curve corresponding to the true distribution of changes in pixel values is ragged, which partially results from the noise than accompanies the taking of the X-ray images and their subsequent scanning, but mainly from a certain non-homogeneity of the bone examined.

The degree of conformity between the images of the real bone and the model bone has been accepted as high and sufficient for use for purposes of quantitative analysis. However, no quantitative estimations have been made of the differences between the image of the complete bone and the simulated course of changes of shades of grey. Though such an analysis can be made, it is not truly justified due to the obvious differences in the bone structure of individual people.

Na rys. 4.11 można w sposób obiektywny ocenić, na ile skutecznie obszar wygenerowany przez algorytm symuluje rozkład stopni szarości pełnej kości. Porównując profile obu przebiegów możemy stwierdzić, że różnice pomiędzy nimi są nieznaczne.

Krzywa przebiegu stopni szarości w obszarze wygenerowanym jest prostą, co jest zgodne z założeniami, gdyż wartości pikseli za pomocą funkcji liniowej interpolujemy, a fragment krzywej odpowiadająca rzeczywistemu rozkładowi zmian wartości pikseli jest poszarpany, co wynika częściowo z szumu towarzyszącego wykonywaniu zdjęć i ich skanowaniu, ale przede wszystkim z pewnej niejednorodności badanej kości.

Stopień zgodności pomiędzy obrazem kości rzeczywistej i kości modelowej został uznany za wysoki i wystarczający do przeprowadzenia analizy ilościowej z jego wykorzystaniem. Nie wykonano jednak żadnych ilościowych ocen różnic pomiędzy obrazem pełnej kości, a symulowanego przebiegu zmian stopni szarości. Przeprowadzenie takiej analizy jest wprawdzie możliwe, jednak nie ma większego uzasadnienia z powodu oczywistych różnic w budowie kości poszczególnych osób.

4.3.3. Determination of regenerate growth index

Having the generated model image, we can move on to the final step of the analysis, i.e. to the determination of the value of the regenerated tissue growth index.

For the determination of the value of the index we take into consideration only the image of the regenerate within the ROI box defined in the course of model image generation.

As a result of division of the values of points of the regenerated tissue image by the corresponding values of points of the model image, we obtain an image whose averaged value of points equals the value of the regenerated tissue growth index (WWR) (fig. 4.12):

$$WWR = \frac{\sum_{i=1}^{n} \frac{P_r(i)}{P_s(i)}}{n}$$

where: WWR – regenerated tissue growth index, n – number of analysed pixels within the region of interest, $P_r(i)$ – value of i-th pixel in the image of regenerated tissue, $P_s(i)$ – value of ith pixel in the generated image.

The result of determination of the value of the WWR index for an image of healthy bone, before the process of elongation, should be the value of 1. In practice the value was observed to vary within the limit of 2%. WWR calculated for regenerate in the course

4.3.3. Wyznaczanie współczynnika wzrostu regeneratu

Mając wygenerowany obraz modelowy przechodzimy do ostatniego etapu analizy, mianowicie wyznaczenia wartości współczynnika.

Do wyznaczenia współczynnika brany jest pod uwagę jedynie obraz regeneratu znajdujący się wewnątrz obszaru zainteresowania, wyznaczonego podczas tworzenia obrazu modelowego.

W wyniku podziału wartości punktów obrazu regeneratu przez odpowiadające im wartości punktów obrazu modelowego, otrzymujemy obraz, którego uśredniona wartości punktów jest równa wartości współczynnika WWR (rys. 4.12):

$$WWR = \frac{\sum_{i=1}^{n} \frac{P_r(i)}{P_s(i)}}{n}$$

gdzie: WWR – współczynnik wzrostu regeneratu, n – liczba analizowanych pikseli znajdujących się wewnątrz obszaru zainteresowania, $P_r(i)$ – wartość i-tego pikslea na obrazie regeneratu, $P_s(i)$ – wartość i-tego piksela w wygenerowanym obrazie.

Wyznaczanie wartości WWR na obrazie kości zdrowej, przed zabiegiem wydłużania, powinno dać współczynnik o wartości 1. W praktyce obserwowano odchylenia od tej wartości w granicach 2%. WWR obliczany dla regeneratu w trakcie mineralizacji

4. Research method



a) regenerat kostny w początkowej fazie stabilizacji z zakreślonym obszarem zainteresowania regenerated bone tissue in initial stage of stabilization, with marked region of interest (ROI)



b) symulacja modelowej struktury kości *simulation of model bone structure*



c) obraz końcowy – wynik dzielenia obrazu regeneratu i obrazu modelowego *final image – result of division of regenerated tissue image and model image*

Rys. 4.12. Kolejne etapy przetwarzania obrazu w celu wyznaczenia WWR **Fig. 4.12.** Successive stages of image transformation for determination of the WWR index value of mineralization assumes values below 0.5 at the beginning of stabilization, and tends towards 1 as the content of calcium in the new bone structure increases. Stabilization does not begin with WWR value equal zero, as the regenerated bone tissue already begins to form during the process of elongation which usually lasts for a period of time comparable in length with that of the subsequent stabilization.

Detail description of the research methods used in analysis of host bone fragments decalcification, algorithm automation attempt and 3D analysis is placed at the end of the experimental part for its supplementary character and greater legibility of this disertation.

przyjmuje wartości poniżej 0.5 na początku stabilizacji i zmierza do 1 w miarę zwiększania się zawartości wapnia w nowej strukturze kostnej. Stabilizacja nie rozpoczyna się od wartości WWR równej zeru, gdyż regenerat powstaje już częściowo podczas wydłużania, które zwykle trwa przez okres porównywalny z późniejszą stabilizacją.

Dokładny opis metod badawczych zastosowanych w analizie odwapnienia odłamów kostnych podczas stabilizacji, próbie automatyzacji algorytmu oraz analizie 3D został zamieszczony na końcu rozdziału poświęconego części badawczej, ze względu na ich uzupełniający charakter oraz lepszą czytelność niniejszej pracy.



5. Experimental studies

The experimental material for the studies comprised conventional X-ray images of limbs elongated according to the Ilizarov method in the years 2000–2005 at the Clinic of Orthopaedics and Rehabilitation, Collegium Medicum, Jagiellonian University. All the images analysed are part of standard documentation of the process of patients' treatment, which permitted the avoidance of burdening the patients with additional examinations.

All the images were taken at the Clinic in Zakopane, in accordance with the recommendations presented in Chapter 4. The images were scanned with a resolution of 254 dpi, which corresponds to 0.1 mm being represented by one point in the image. The choice of scanning resolution is closely related to the resolution of photosensitive films on which X-ray images are formed. Films used for making X-ray images of bones provide representation with an accuracy of 0.1 mm per image point, which is a sufficient level of resolution for visual assessment of the image formed, as the resolution of the human eye is approximately 0.1 mm. Scanning X-ray images scaled in this way at any higher resolution would not provide any new information, the only result of such increase being unnecessary inflation of file size.

Files being digital representations of scanned images were saved in JPEG format at low compression ratio. The

5. Badania doświadczalne

Jako materiał do badań wykorzystano klasyczne zdjęcia rentgenowskie kończyn wydłużanych metodą Ilizarowa w latach 2000 – 2005 w Klinice Ortopedii i Rehabilitacji Collegium Medicum Uniwersytetu Jagiellońskiego. Wszystkie analizowane zdjęcia są częścią standardowej dokumentacji przebiegu leczenia pacjentów, dzięki czemu uniknięto ich obciążenia dodatkowymi badaniami.

Wszystkie zdjęcia wykonano w Klinice w Zakopanem zgodnie z zaleceniami przedstawionymi w rozdziale 4. Zdjęcia zeskanowano z rozdzielczością 254 dpi, co odpowiada odwzorowaniu 0.1 mm przez 1 punkt obrazu. Wybór rozdzielczości skanowania jest ściśle powiązany z rozdzielczością klisz fotograficznych, na których powstaje obraz rentgenowski. Klisze użyte do zapisu obrazu rentgenowskiego kości odwzorowują go z dokładnością do 0.1 mm na jeden punkt, co jest wystarczającą rozdzielczością do oceny wizualnej powstałego obrazu, gdyż zdolność rozdzielcza ludzkiego oka wynosi ok. 0.1 mm. Skanowanie tak wyskalowanych obrazów rtg z wyższa rozdzielczościa nie wnosi żadnych nowych informacji, a jedynie niepotrzebnie zwiększa objętość pliku.

Pliki będące cyfrową reprezentacją zeskanowanych obrazów zapisano w formacie JPEG przy niskiej kompresji.

5. Experimental studies



a) obraz zapisany w formacie TIFF *image in TIFF format*



b) obraz zapisany w formacie JPEG *image in JPEG format*





application of such parameters of image recording permitted an approximately 10-fold reduction in file size, which gives a significant bonus in facilitating the creation of archives of experimental material. It was found experimentally (fig. 5.1) that saving images in JPG format does not entail any significant loss of information even though certain small sharp-edged details are missing. Only about 6% of pixels changed their values, and that by only about ± 1 in the 256-level grey scale.

5.1. Experimental material

The X-ray images used in the study document the process of bone regenerate formation in the lengthening of thigh (7 persons), arm (3 persons) or lower leg (12 persons), the patient group being varied in terms of sex and age (9 to 40 years of age). The extent of bone elongation was from 4 to 7 cm.

Overall, 23 patients' X-ray images were used in the study, out of the documentation made available by the Clinic. The condition for image qualification for further analysis was its correct, from the viewpoint of the method of analysis applied, projection of the regenerate area and the adjacent bone fragments. Examples of projection errors rendering such analysis impossible are as follows (fig. 5.2):

- bone fragment obscured by elements of the stabilizer apparatus,

Zastosowanie takich parametrów rejestracji zdjęć pozwoliło na około 10krotne, zmniejszenie objętości pliku, co zdecydowanie ułatwia archiwizacje materiału badawczego. Doświadczalnie stwierdzono (rys. 5.1), że zapis w formacie JPG, z powodu braku drobnych szczegółów o ostrych krawędziach, nie powoduje istotnej utraty informacji. Jedynie ok. 6% pikseli zmieniło swoją wartość i to zaledwie $o \pm 1$ w 256-stopniowej skali szarości.

5.1. Materiał do badań

Zdjęcia rentgenowskie użyte do badań dokumentują przebieg tworzenia się regeneratu kostnego po wydłużeniu uda (7 osób), ramienia (3 osoby) lub podudzia (12 osób) u pacjentów różnej płci i w różnym wieku (9 do 40 lat). Wielkość wydłużenia wynosiła od 4 do 7 cm.

Ogółem do badań wykorzystano, z udostępnionej przez Klinikę dokumentacji, rentgenogramy 23 pacjentów. Warunkiem zakwalifikowania zdjęć do dalszej analizy była prawidłowa, z punktu widzenia zastosowanej metody analizy, projekcja obszaru regeneratu i przylegających do niego odłamów kostnych. Przykładowe błędy projekcji uniemożliwiające przeprowadzenie analizy to (rys. 5.2):

- odłam kostny przysłonięty elementami stabilizatora,

5. Experimental studies



a) zasłonięte odłamy kostne obscured bone fragments



b) zasłonięte odłamy kostne c) zasłonięte odłamy kostne i obszar regeneratu obscured bone fragments and regenerate area



obscured bone fragments



d) zasłonięte odłamy kostne i obszar regeneratu obscured bone fragments and regenerate area



g) zasłonięty odłam kostny obscured bone fragment



e) zasłonięty odłam kostny obscured bone fragment



h) zasłonięty odłam kostny oraz kość piszczelowa w obszarze regeneratu obscured bone fragment and the shank bone in the regenerate area



f) zasłonięty odłam kostny i obszar regeneratu obscured bone fragment and regenerate area



i) zasłonięty odłam kostny oraz kość promieniowa w obszarze regeneratu obscured bone fragment and the spoke bone in the regenerate area

Rys. 5.2. Przykłady najczęściej występujących błędów ekspozycji uniemożliwiających przeprowadzenie analizy regeneratu proponowaną metodą

Fig. 5.2. Examples of most typical errors of exposure/projection that render the analysis of the regenerate with the proposed method impossible





a) regenerat kości udowej regenerate of femoral bone

b) regenerat kości udowej *regenerate of femoral bone*



c) regenerat kości piszczelowej regenerate of shank bone

Rys. 5.3. Prawidłowa ekspozycja obszaru regeneratu oraz odłamów kostnych na zdjęciach rtg

Fig. 5.3. Correct exposure of bone regenerate area and bone fragments in X-ray images

- elements of the stabilizer visible within the bone regenerate area,
- the fibula projected within the regenerate of the shank bone (in the case of lower leg elongation).

In the case of images of the regenerate with projection errors of this type (fig. 5.2.) there is no possibility of proper designation for image area to be analysed. It should be emphasized that the image area for analysis should be designated in strict conformance to the recommendations presented herein, in the part devoted to the methodology. Quantitative analysis performed on regenerate images with incorrect exposure would be totally erroneous and the results obtained would be accidental. Such results cannot be treated as an indication in diagnosing whether the regenerate has reached bone maturity. The observance of recommendations concerning X-ray image acquisition ensures the obtaining of images that are correct from the viewpoint of the method applied and that can be analysed quantitatively (fig. 5.3).

- elementy stabilizatora widoczne w obszarze regeneratu kostnego,
- kość strzałkowa w obszarze regeneratu kości piszczelowej (w przypadku podudzia).

W przypadku zdjęć regeneratu z tego typu błędami projekcji (rys. 5.2.) nie jest możliwe prawidłowe wyznaczenie obszaru do analizy. Należy podkreślić, że obszar do analizy powinno wyznaczać się stosując ściśle wskazówki zamieszczone w tej pracy, w części dotyczącej metodyki. Analiza ilościowa przeprowadzona na zdjęciach regeneratu o nieprawidłowej ekspozycji będzie całkowicie błędna, a uzyskane wyniki przypadkowe. Takie wyniki nie mogą być traktowane jako wskazówka w podejmowaniu diagnozy o osiągnięciu dojrzałości kostnej regeneratu. Przestrzeganie wytycznych dotyczących akwizycji zdjęć rtg zapewnia otrzymanie obrazów, które z punktu widzenia stosowanej metody są poprawne i mogą być analizowane w sposób ilościowy (rys. 5.3).

5.2. The course of the study and the results

The first stage of the study was the standardization of selected X-ray images of elongated limbs and the determination, on the basis of the images, of the value of the regenerate growth index (WWR). Comparison of the values of the WWR in the X-ray images before and after their standardization was aimed at determining the effect of the lack of full repeatability of the conditions of their acquisition on the results of their quantitative analysis.

The next stage of the study was estimation of the effect of low repeatability of the choice of area of analysis on the values of the WWR. The differences that appear result from the necessity of interactive selection of the distraction space area. The significance of the differences was estimated through comparison of the results obtained by this author with those obtained by a medical specialist (Tęsiorowski, 2004). The results of the comparison are presented in the form of tables and graphs illustrating changes in the calculated values of the index as a function of time. Statistical analysis of the results was also performed, by calculating the values of the coefficient of correlation r and estimating its level of significance. An attempt was also made at examining the osteoporotic changes in the bone fragments during the process of regenerate stabilization. Analysis of decalcification was made on the standardized X-ray images.

5.2. Przebieg badań i ich wyniki

Pierwszym etapem przeprowadzonych badań była standaryzacja wybranych rentgenogramów wydłużanych kończyn oraz wyznaczenie na ich podstawie wartości współczynnika wzrostu regeneratu. Porównanie wartości WWR na zdjęciach rtg przed i po normalizacji miało na celu określenie wpływu braku pełnej powtarzalności warunków ich akwizycji na rezultat analizy ilościowej.

Kolejnym etapem badań była ocena wpływu niskiej powtarzalności wyboru obszaru analizy na wartości WWR. Pojawiające się różnice wynikają z konieczności interaktywnego wyboru przestrzeni dystrakcyjnej. obszaru Istotność pojawiających się różnic oszacowano poprzez porównanie wyników autorki z wynikami uzyskanymi przez lekarza specjalistę (Tęsiorowski, 2004). Wyniki zaprezentowano w postaci tabel oraz wykresów ilustrujących zmiane wartości obliczonego współczynnika w funkcji czasu. Dokonano także ich analizy statystycznej poprzez wyznaczenie współczynnika korelacji r oraz ocenę jego istotności. Podjęto również próbę zbadania zmian osteoporotycznych zachodzących w odłamach kostnych podczas stabilizacji regeneratu. Analizę odwapnienia przeprowadzono na znormalizowanych zdjęciach rentgenowskich.

The test of significance of the coefficient of correlation (Maliński, 2004) was made for all those cases in which the study yielded two groups of the WWR, i.e. in the estimation of the effect of standardization and differences in the delineation of the area of analysis on the of the WWR value.

The hypothesis adopted was H_0 : p=0, that is no correlation exists, while hypothesis H_1 : $p\neq 0$ says that correlation does exist.

After the calculation of the value of coefficient of correlation from sample r, the values of the statistics t were determined according to the formula:

$$t = \frac{r}{\sqrt{1 - r^2}} \sqrt{n - 2} \quad .$$

which, with the assumption that the zero hypothesis is true, has the *Student* distribution *t* with a number of degrees of freedom n-2 (Maliński, 2004, PN-ISO 2854, 1994).

Next, the probability p was determined, of exceeding the critical value by the variable t, and compared with the adopted value of the level of significance α =0.05. If $p < \alpha$, it was accepted that the correlation was significant, while in the case of $p > \alpha$ the hypothesis of the lack of correlation between the analysed values of WWR was not rejected.

The values of coefficients of correlation and the values of the determined probability p have been included in the tables together with the data analysed. Test istotności współczynnika korelacji (Maliński, 2004) przeprowadzono dla wszystkich tych przypadków, gdzie w wyniku badań uzyskano dwie grupy wartości WWR, czyli przy ocenie wpływu normalizacji wpływu różnic w wyznaczeniu obszaru analizy na wartość WWR.

Przyjęto hipotezę H₀: p=0, że korelacja nie istnieje. Natomiast hipoteza H₁: $p\neq 0$ mówi, że korelacja istnieje.

Po obliczeniu wartości współczynnika korelacji z próby *r*, wyznaczano wartości statystyki *t* zgodnie ze wzorem:

$$t=\frac{r}{\sqrt{1-r^2}}\sqrt{n-2} ,$$

która przy założeniu prawdziwości hipotezy zerowej ma rozkład *t Studenta* o liczbie stopni swobody równej *n*–2 (Maliński, 2004, PN-ISO 2854, 1994).

Następnie wyznaczano prawdopodobieństwo *p* przekroczenia wartości krytycznej przez zmienną *t* i porównywano z wartością przyjętego poziomu istotności α =0.05. Jeżeli *p*< α uznano, że korelacja jest istotna, natomiast w przypadku *p*> α nie odrzucano hipotezy o braku korelacji pomiędzy badanymi wartościami WWR.

Wartości współczynników korelacji oraz wartości wyznaczonego prawdopodobieństwa *p* zostały zamieszczone w tabelach wraz z analizowanymi danymi.

5.2.1. The effect of image standardization on the values of WWR

Standardization of X-ray images of elongated limbs was made with the help of an algorithm, a description of which is provided in the part of the work devoted to methodology. On the basis of the stepped aluminium marker, a total of 60 X-ray images were standardized, representing the elongated limbs of 5 patients (two with lengthened thighs, and three with elongation of lower legs). The transformation was performed in order to simulate, in all the images of a given patient, full repeatability of the conditions of image acquisition. The resultant images were used for the performance of quantitative analysis of the bone regenerate, i.e. the values of the WWR index were determined.

Next, the results obtained were compared with the WWR index values determined for identically designated areas in images prior to standardization. The results of both analyses have been compiled in tables, giving the values of the calculated index and the differences between the values, and the coefficient of correlation between the two sets of data was determined. The value of probability p, deciding about the adoption of the hypothesis of the correlation between the two index values (before and after image standardization) being significant, was determined for each series of images in both the projections. Each of the presented tables illustrates the results if analysis of a set of images for one patient. For

5.2.1. Wpływ normalizacji zdjęć na wartości WWR

Normalizację zdjęć rtg przedstawiających wydłużaną kończyne przeprowadzono przy użyciu algorytmu, którego opis znajduje się w części pracy dotyczącej przyjętej metodyki. W oparciu o obraz schodkowego aluminiowego znacznika przekształcono łacznie 60 zdjęć rtg przedstawiających wydłużane kończyny 5 pacjentów (dwóch z wydłużanym udem, trzech z wydłużanym podudziem). Przekształcenie to przeprowadzono w celu zasymulowania na wszystkich zdjęciach tego samego pacjenta pełnej powtarzalności warunków ich wykonywania. Na otrzymanych obrazach przeprowadzono analizę ilościową regeneratu kostnego, czyli wyznaczono wartości WWR.

Następnie porównano uzyskane wyniki z wartościami WWR wyznaczonymi dla identycznie wybranych obszarów na zdjęciach przed normalizacja. Wyniki obu analiz zestawiono w tabelach, podając wartości obliczonego współczynnika oraz różnicę pomiędzy nimi, a także wyznaczono współczynnik korelacji pomiędzy obydwoma zbiorami uzyskanych danych. Wartość prawdopodobieństwa p, decydującą o przyjęciu hipotezy, mówiącej, że korelacja obu wartości współczynnika (przed i po normalizacji zdjęć) jest istotna, wyznaczono dla każdej serii zdjeć obu projekcji. Każda z zaprezentowanych tabel ilustruje wyniki analizy zdjęć jednego pacjenta. W celu lepszego zilustrowania ewentualnych a better illustration of the potential differences between the two groups of data, the results have also been presented in the form of graphs.

różnic bądź zbieżności pomiędzy obiema grupami danych wyniki przedstawiono także w postaci wykresów.

Tabela 5.1. Wartości WWR wyznaczone na zdjęciach pacjenta L.Ł. przed i po normalizacji (udo)
 Table 5.1. Values of WWR determined on X-ray images of patient L.Ł. before and after image standardization (thigh)

	Nr zdjęcia	Pomiar 1 (przed normalizacją)	Pomiar 2 (po normalizacji)	Różnica	Wsp. korelacji <i>r</i>	n
	Image No.	Measurement 1 (before standardization)	Measurement 2 (after standardization)	Difference	Coeff. of correlation r	μ
AP	1	0.81	0.74	0.07	0.89	0.008
	2	0.63	0.70	0.07		
	3	0.73	0.66	0.07		
	4	0.73	0.75	0.02		
	5	0.81	0.81	0.00		
	6	0.98	0.99	0.01		
L	1	0.54	0.58	0.07	0.92	0.01
	2	0.55	0.58	0.03		
	3	0.57	0.59	0.02		
	4	0.54	0.60	0.06		
	5	0.63	0.67	0.04		





and after standardization

5. Experimental studies

	Nr zdjęcia Image No	Pomiar 1 (przed normalizacją) Measurement 1 (before standardization)	Pomiar 2 (po normalizacji) Measurement 2 (after standardization)	Różnica Difference	Wsp. korelacji r Coeff. of correlation r	p
АР	1	0.93	0.93	0.00	0,98	0.0002
	2	0.92	0.92	0.00		
	3	0.93	0.95	0.02		
	4	0.94	1.00	0.06		
	5	0.97	1.03	0.06		
	6	1.02	1.21	0.19		
L	1	0.66	0.66	0.00		
	2	0.69	0.76	0.08		
	3	0.85	0.88	0.03		
	4	0.91	0.90	0.01	0.95	0.0004
	5	0.93	0.96	0.03		
	6	0.96	1.07	0.11		
	7	0.99	1.12	0.02		

Tabela. 5.2. Wartości WWR obliczone na zdjęciach pacjenta K.E. przed i po normalizacji (udo) Table. 5.2. Values of WWR determined on images of patient K.E. before and after image standardization (thigh)









Tabela 5.3. Wartości WWR obliczone na zdjęciach pacjenta S.R.

a) projekcja przednio-tylnia (AP) **b)** projekcja boczna (L) anterior-posterior projection (AP) *lateral projection (L)* Rys. 5.6. Zestawienie przebiegu zmian wartości WWR wyznaczanych na zdjęciach przed i po normalizacji Fig. 5.6. Changes in the values of the WWR index determined for images before and after standardization

69

5. Experimental studies

before and after standardization (lower leg)							
	Nr zdjęcia	Pomiar 1 (przed normalizacją)	Pomiar 2 (po normalizacji)	Różnica	Wsp. korelacji <i>r</i>	n	
	Image No.	Measurement 1 (before standardization)	Measurement 2 (after standardization)	Difference	Coeff. of correlation r	μ	
AP	1	0.80	0.69	0.11	0.95	0.0004	
	2	0.91	0.86	0.05			
	3	0.98	0.95	0.03			
	4	0.98	0.95	0.03			
	5	1.00	1.06	0.06			
	6	1.10	1.15	0.05			
	7	1.26	1.21	0.05			
L	1	0.64	0.55	0.09	0.98	0.0001	
	2	0.70	0.66	0.04			
	3	0.83	0.84	0.01			
	4	1.02	0.96	0.06			
	5	1.09	1.18	0.08			
	6	1 26	1 29	0.03			

Tabela 5.4. Wartości WWR wyznaczone na zdjęciach pacjenta S.M. przed i po normalizacji (podudzie)
 Table 5.4. Values of WWR index determined on images of patient S.M. before and after standardization (lower leg)



a) projekcja przednio-tylnia *anterior-posterior projection*

b) projekcja boczna lateral projection

Rys. 5.7. Zestawienie przebiegu zmian wartości WWR wyznaczonych na obrazach przed i po normalizacjiFig. 5.7. Changes in the values of the WWR index determined for images before and after standardization

Tabela 5. 5. Wartości WWR wyznaczone na zdjęciach pacjenta S.P. przed i po normalizacją (podudzie) Table 5. 5. Values of WWR index determined on images of patient S.P. before and after standardization (lower leg)

	Nr zdjęcia	Pomiar 1 (przed normalizacją)	Pomiar 2 (po normalizacji)	Różnica	Wsp. korelacji <i>r</i>	n
	Image No.	Measurement 1 (before standardization)	Measurement 2 (after standardization)	Difference	Coeff. of correlation r	۶
АР	1	0.81	0.76	0.05		
	2	0.85	0.76	0.09		
	3	0.87	0.83	0.04	0.95	0 002
	4	0.83	0.85	0.02	0.95	0.002
	5	1.04	1.06	0.02		
	6	1.12	1.06	0.06		
L	1	0.65	0.75	0.10		
	2	0.64	0.68	0.04	0.71	0.2
	3	0.82	0.77	0.05		



a) projekcja przednio-tylnia (AP) *anterior-posterior projection (AP)*

b) projekcja boczna (L) *lateral projection (L)*

Rys. 5.8. Zestawienie przebiegu zmian wartości WWR wyznaczonych na zdjęciach przed i po normalizacji
Fig. 5.8. Changes in the values of the WWR index determined for images before and after standardization

Summary

Analysing the results obtained one can state that for most of the image series considered there is a high degree of agreement between the WWR index values determined on the initial images (before standardization) and the standardized images. The coefficient of correlation had values in the range from 0.86 to 0.98 for the particular series of images. For the ten series of analysed radiograms, in both the anterior-posterior (AP) and the lateral (L) projections, the value of the coefficient of correlation dropped below r = 0.9 for the X-ray images for patient L.Ł. (tab. 5.1) and for patient S.P (tab. 5.5). In the case of patient S.P. the low level of correlation (r = 0.72) could have been caused by too small a number of images analysed in the series (only three images). For almost all of the values of coefficient of correlation determined the hypothesis of its significance was accepted as the condition of $p < \alpha$, where α =0.05, was met. The sole exception was the series of images for which the values of WWR determined after before and standardization showed the lowest coefficient of correlation (tab. 5.5). The mean relative difference between the values of WWR for individual images did not exceed 0.06.

To recapitulate, the results obtained indicate that the proposed method for the estimation of changes occurring in the bone regenerate is characterized by low sensitivity to differences in the representation of the regenerate and the bone fragments in particular

Podsumowanie

Analizując uzyskane wyniki można stwierdzić, że dla większości rozpatrywanych serii zdjęć występuje wysoka zgodność pomiędzy wartościami WWR wyznaczonymi na zdjęciach początkowych (przed normalizacja) i znormalizowanych. Współczynnik korelacji osiągał wartości dla poszczególnych serii zdjęć w zakresie od 0.86 do 0.98. Na dziesięć serii analizowanych rentgenogramów, zarówno projekcji przednio-tylnej (AP) jak i bocznej (L), wartość współczynnika korelacji spadła w dwóch przypadkach poniżej r=0.9 dla rentgenogramów pacjenta L.Ł. (tab. 5.1) oraz S.P (tab. 5.5). W przypadku pacjenta S.P. niski stopień korelacji (r=0.72) może być spowodowany zbyt małą ilością analizowanych w tej serii zdjęć (tylko trzy). Dla prawie wszystkich wyznaczonych współczynnika wartości korelacii hipoteza o jego istotności została przyjęta, gdyż spełniony został warunek: $p < \alpha$, gdzie $\alpha = 0.05$. Wyjątkiem była seria zdjęć, dla której wartości WWR wyznaczone przez i po normalizacji najniższy współczynnik wykazały korelacji (tab. 5.5). Średnia różnica względna pomiędzy wartościami WWR dla poszczególnych zdjęć nie przekracza 0.06.

Podsumowując, uzyskane wyniki wskazują, że proponowana metoda oceny zmian zachodzących w regeneracie kostnym cechuje się małą wrażliwością na różnice w odwzorowaniu regeneratu oraz odłamów kostnych na poszczególnych zdjęciach.
images. The high correlation of the results obtained and the small relative differences between the calculated values of WWR may also indicate correct elaboration of requirements concerning X-ray image acquisition and careful observance of the recommendations in the course of examinations.

The study shows that computer standardization of images may not be necessary provided that the requirements of the method with relation to the conditions of X-ray image acquisition are observed.

5.2.2. Estimation of repeatability of WWR values determined

The collected experimental material was divided into three subgroups: images of stabilization of elongated arm, thigh, and lower leg, and that division was observed in the description of the results of the study. Comparative estimation was made on two series of measurements - one made by the author of this treatise (measurement 1) and another, independently performed by a medical specialist (measurement 2). The results of both the measurement series have been presented in the form of tables. For each series of measurements the coefficient of correlation was determined, and the correlation significance test was made (Maliński, 2004). As the index of significance, included in the tables are the values of probability p for particular groups of results, informing about the existence of correlation significance or else of its absence.

Wysoka korelacja otrzymanych wyników oraz nieznaczne różnice względne pomiędzy obliczonymi wartościami WWR mogą także świadczyć o trafnym opracowaniu wymogów dotyczących wykonywania zdjęć rtg oraz o rzetelnym ich stosowaniu podczas wykonywania badania.

Przeprowadzone badania wykazują, że nie jest konieczne przeprowadzanie komputerowej standaryzacji zdjęć, pod warunkiem, że spełnione zostaną wymogi metody dotyczące warunków akwizycji obrazów rentgenowskich.

5.2.2. Ocena powtarzalności wyznaczanych wartości WWR

Zgromadzony materiał badawczy podzielono na trzy podgrupy: zdjęcia stabilizacji wydłużanego ramienia, uda i podudzia i podział ten zachowano w opisie wyników badań. Ocene porównawczą wykonano na dwóch seriach pomiarów. Jedna została wykonana przez autorkę niniejszej rozprawy (pomiar 1), druga, niezależnie przez lekarza specjalistę (pomiar 2). Wyniki obu pomiarów zestawiono w tabelach. Dla każdej serii pomiarów wyznaczono współczynnik korelacji, oraz przeprowadzono test na istotność korelacji (Maliński, 2004). Jako wskaźnik istotności, w tabelach zamieszczono dla poszczególnych grup wyników wartość prawdopodobieństwa p informująca o istotności korelacji lub też jej braku.

All the information concerning the correctness of the process of stabilization or the occurrence of complications have been taken from the documentation made available by the Clinic, or from literature (Tęsiorowski, 2004).

Arm

The determination of the regenerate growth index was performed on 36 images illustrating jointly the process of stabilization of bone regenerate of humeral bone of three patients. The graphs presented illustrate the changes in the determined regenerate growth index (WWR). The axis of ordinates in the graphs presents information on the time elapsed from the moment of installation on the stabilizer Assessment of the index was made on non-standardized X-ray images.

Measurement 1 was made by this author, while measurement 2 was made independently by a medical specialist. Comparison of the two results was made for the purpose of determining the effect of interactive designation of the area of analysis on the result of the analyses made.

The process of regeneration of new bone tissue with K.T. (tab.5.6, fig. 5.9) was correct. The frame fixator was removed from the limb in week 24. WWR index of the regenerate on the day of fixator removal was close to 1, which means that the regenerate was capable of bearing loads. Wszystkie informacje dotyczące prawidłowości przebiegu stabilizacji lub występujących komplikacji zaczerpnięto z udostępnionej przez Klinikę dokumentacji oraz literatury (Tęsiorowski, 2004).

Ramię

Wyznaczenie współczynnika wzrostu regeneratu przeprowadzono na 36 zdjęciach ilustrujących łącznie przebieg stabilizacji regeneratu kostnego kości ramienia trzech pacjentów. Zaprezentowane wykresy przedstawiają przebieg zmiany wyznaczonego współczynnika wzrostu regeneratu (WWR). Oś rzędnych na wykresach informuje o czasie, jaki upłynął od momentu założenia pacjentowi stabilizatora. Ocenę współczynnika przeprowadzono na nieznormalizowanych zdjęciach rtg.

Pomiar 1 wykonała autorka rozprawy, natomiast pomiar 2 niezależnie wykonał lekarz specjalista. Porównanie obu rezultatów badania ma na celu określenie wpływu interaktywnego wyznaczania obszaru do analizy na jej wynik.

Proces regeneracji nowej tkanki kostnej u K.T. (tab.5.6, rys. 5.9) przebiegał prawidłowo. Stabilizator usunięto z kończyny w 24 tygodniu od rozpoczęcia procesu wy- dłużania. WWR regeneratu w dniu ściągnięcia stabilizatora była bliska 1, co oznacza, że regenerat był zdolny do przenoszenia obciążeń.

Tabela. 5.6. Zestawienie wartości WWR obliczonych przez dwóch niezależnych operatorów na rentgenogramach pacjenta K.T. Table. 5.6. Values of WWR index calculated by two independent operators on X-ray images for patient K.T.

	Czas (w tyg.)	Pomiar 1	Pomiar 2	Różnica	Wsp. korelacji <i>r</i>	n
	Time (weeks)	Measurement 1	Measurement 2	Difference	Coeff. of correlation r	ρ
	pre.op.	0.99	1.00	0.01		
	7	0.68	0.72	0.04		
	11	0.85	0.79	0.06		0.001
AP	15	0.91	0.93	0.02	0.94	
	20	0.94	0.96	0.02		
	24 (u.st.)	0.96	0.98	0.02		
	42	1.05	1.17	0.12		
	pre.op.	1.00	1.00	0.00		
	7	0.76	0.67	0.09		
L	11	0.82	0.76	0.08		
	15	0.83	0.89	0.06	0.90	0.002
	20	0.93	0.88	0.05		
	24 (u.st.)	0.91	0.99	0.08]	
	42	1.02	1.06	0.04		



a) projekcja przednio-tylnia (AP) *anterior-posterior projection (AP)*

b) projekcja boczna (L) *lateral projection (L)*

Rys. 5.9. Porównanie wartości WWR obliczonych przez dwóch operatorówFig. 5.9. Comparison of WWR index values calculated by two operators

Tabela 5.7. Zestawienie wartości WWR obliczonych przez dwóch niezależnych operatorów na rentgenogramach pacjenta L.M.
Table 5.7. Values of WWR index calculated by two independent operators on X-ray images for patient L.M.

	Czas (w tyg) Time (weeks)	Pomiar 1 Measurement 1	Pomiar 2 Measurement 2	Różnica Difference	Wsp. korelacji r Coeff. of correlation r	р
	pre.op.	1.01	0.99	0.02		
	6	0.61	0.48	0.13		
۸D	10	0.83	0.75	0.08	0.07	0.001
AP	16	0.88	0.94	0.06	0.97	
	22 (u.st.)	0.97	1.05	0.08		
	33	0.99	1.02	0.03		
	pre.op.	0.96	1.00	0.04		
	6	0.65	0.64	0.01		0.011
	10	-	-	-	0.93	
L	16	0.86	0.89	0.03		
	22 (u.st.)	0.91	1.11	0.20		
	33	0.95	1.11	0.06		



a) projekcja przedmo-tynna (Ar)	D) projekcja Doczna (L)
anterior-posterior projection (AP)	lateral projection (L)

Rys. 5.10. Porównanie wartości WWR obliczonych przez dwóch operatorów **Fig. 5.10.** Comparison of WWR index values calculated by two operators

In the case of patient L.M. (tab. 5.7, fig.5.10) the process of stabilization was correct. The stabilizer was removed from the limb when the WWR value was close to one.

Przebieg stabilizacji w przypadku pacjenta L.M. (tab. 5.7, rys. 5.10) był prawidłowy. Stabilizator usunięto z kończyny, gdy wartość WWR była bliska jedynki.

Tabela. 5.8. Zestawienie wartości WWR obliczonych przez dwóch niezależnych operatorów na rentgenogramach pacjenta R.A.
 Table. 5.8. Values of WWR index calculated by two independent operators on X-ray images for patient R.A.

	Czas (w tyg.)	Pomiar 1	Pomiar 2	Różnica	Wsp. korelacji <i>r</i>	n
	Time (weeks)	Measurement 1	Measurement 2	Difference	Coeff. of correlation r	ρ
	pre.op.	1.00	0.99	0.01		
	6	0.67	0.76	0.11		
	10	0.72	0.73	0.01		
AP	17	0.85	0.93	0.08	0.95	0.0004
	24	0.97	0.99	0.02		
	29 (u.st.)	0.95	1.00	0.05		
	33	1.02	0.99	0.03		
	pre.op.	0.99	1.00	0.01		
	6	0.72	0.72	0.00		
L	10	0.70	0.75	0.05		
	17	0.73	0.75	0.02	0.99	0.00001
	24	1.03	1.01	0.02		
	29 (u.st.)	1.00	1.01	0.01		
	33	1.00	1.02	0.02		





77

Summary

Analysing the course of changes in the WWR values for the group of patients with elongated arms a high level of agreement is observed between the WWR values obtained by the two operators. The high coefficient of correlation between the two measurement series and the value of p meeting the condition of $p < \alpha$ for all the analysed series of X-ray images indicate that when the proposed algorithm is used there is high correlation between the index values determined and that the correlation is significant. Basing on the data from that stage of the experiment one can formulate the preliminary conclusion that differences in the designation of image area for quantitative analysis that fall within the limits defined by the methodological recommendations have no significant effect on the assessment of the degree of calcification of the regenerate.

Thigh

Quantitative analysis of the bone regenerate of the femoral bone was made on X-ray imaged of 8 patients. Values of the WWR index determined by both the operators and coefficients of their correlation r together with the value of probability p, corresponding to the successive stages of regenerate calcification in projections AP and L are presented in tables. To illustrate the dynamics of the changes taking place in the regeneration zone, the values of WWR in successive weeks of stabilization have been plotted in graphs, obtaining the curves of the stabilization process.

Podsumowanie

Analizując przebieg zmian wartości WWR dla grupy pacjentów z wydłużanym ramieniem, obserwuje się duża zgodność pomiedzy wartościami WWR uzyskanymi przez dwóch operatorów. Wysoki współczynnik korelacji pomiędzy obydwoma seriami pomiarów oraz wartość p spełniająca warunek $p < \alpha$ dla wszystkich analizowanych serii rentgenogramów świadczy o tym, że stosując proponowany algorytm pomiędzy niezależnie wyznaczonymi współczynnikami występuje wysoka korelacja i ta korelacja jest istotna. Dysponując danymi z tego etapu eksperymentu można wstępnie wysunąć wniosek, że różnice w wyznaczeniu obszaru do analizy ilościowej, mieszczące się w ramach zakreślonych przez wskazówki metodyczne, nie wpływają w sposób istotny na ocenę stopnia uwapnienia regeneratu.

Udo

Analiza ilościowa regeneratu kostnego kości udowej została przeprowadzona na rentgenogramach 8 pacjentów. Wartości WWR wyznaczone przez obu operatorów oraz współczynniki ich korelacji *r* wraz z wartością prawdopodobieństwa *p* odpowiadającymi kolejnym etapom uwapnienia regeneratu na projekcjach AP i L zaprezentowano w tabelach. Aby zilustrować dynamikę zmian zachodzących w obszarze regeneracji wartości WWR w kolejnych tygodniach stabilizacji zestawiono w postaci wykresu, uzyskując krzywą przebiegu stabilizacji.

Tabela 5.9. Zestawienie wartości WWR obliczonych przez dwóch
niezależnych operatorów na rentgenogramach pacjenta B.S.
Table 5.9. Values of WWR index calculated by two independent operators
on X-ray images of patient B.S.

	Czas (w tyg.) Time (weeks)	Pomiar 1 Measurement 1	Pomiar 2 Measurement 2	Różnica Difference	Wsp. korelacji r Coeff. of correlation r	р
	pre. op.	1.00	1.00	0.00		
	1	0.87	0.78	0.09		
	4	0.88	0.84	0.04		
AP	9	0.86	0.84	0.02	0.82	0.01
	20	1.03	0.92	0.11	0102	
	24 (u.st.)	0.98	0.96	0.02		
	31	1.01	1.09	0.08		
	35	1.02	1.03	0.01		
	pre. op.	0.99	1.00	0.01		
	1	0.84	0.70	0.14		
	4	0.82	0.79	0.03		
	9	0.82	0.91	0.09	0.70	0.00
L	20	0.97	0.96	0.01	0.70	0.02
	24 (u.st.)	1.02	0.90	0.12		
	31	0.98	1.05	0.07		
	35	0.98	1.09	0.11		





		1	, ,	1		
	Czas (w tyg) Time (weeks)	Pomiar 1 Measurement 1	Pomiar 2 Measurement 2	Różnica Difference	Wsp. korelacji r Coeff_of correlation r	p
	pre.op.	1.01	1.00	0.01		
	1	0.79	0.72	0.07		
	3	0.88	0.78	0.10		
۸D	11	0.86	0.91	0.05	0.02	0 0006
Ar	16	0.94	0.91	0.03	0.52	0.0000
	20	0.96	0.94	0.02		
	26 (u.st)	1.04	1.18	0.14		
	30	1.02	1.08	0.06		
	pre.op.	1.02	0.94	0.08		
	1	0.76	0.53	0.23		
L	16	0.94	0.84	0.10	0.96	0.04
	20	0.94	0.79	0.15	0.80	0.01
	26 (u.st)	0.97	1.14	0.17		
	30	1.06	1.06	0.00		

Tabela 5.10. Zestawienie wartości WWR obliczonych przez dwóch niezależnych operatorów na rentgenogramach pacjenta K.T.
Table 5.10. Values of WWR index calculated by two independent operators on X-ray images of patient K.T.



a) projekcja przednio-tylnia (AP) *anterior-posterior projection (AP)*

b) projekcja boczna (L) *lateral projection (L)*

Rys. 5.13. Zestawienie krzywych ilustrujących przebieg wzrostu regeneratu na podstawie wartości WWR wyznaczonych przez dwóch operatorów
 Fig. 5.13. Curves illustrating the degree of regenerate growth on the basis of WWR values calculated by two operators

Tabela 5.11. Zestawienie wartości WWR obliczonych przez dwóch
niezależnych operatorów na rentgenogramach pacjenta T.R.
Table 5.11. Values of WWR index calculated by two independent
operators on X-ray images of patient T.R.

	Czas (w tyg) Time (weeks)	Pomiar 1 Measurement 1	Pomiar 2 Measurement 2	Różnica Difference	Wsp. korelacji r Coeff. of correlation r	р
	pre.op.	1.02	1.02	0.00		
	1	0.82	0.81	0.01		
	12	0.85	0.87	0.01		
AP	16	0.92	0.90	0.02	0,99	0.0001
	21 (u.st.)	0.96	0.96	0.00		
	26	1,00	0.99	0.01		
	30	1.04	1.05	0.01		
	pre.op.	0.99	1.01	0.02		
	1	0.78	0.71	0.07		
L	12	0.81	0.81	0.00		
	16	0.92	0.93	0.01	0.95	0.0005
	21 (u.st.)	0.83	0.89	0.06		
	26	0.99	1.02	0.03		
	30	0.98	1.06	0.08		





Rys. 5.14. Zestawienie krzywych ilustrujących przebieg wzrostu regeneratu na podstawie wartości WWR wyznaczonych przez dwóch operatorów Fig. 5.14. Curves illustrating the degree of regenerate growth on the basis of WWR values determined by two operators

Regenerate growth with patient B.S. (tab. 5.9, fig. 5.12) during stabilization was correct. No complications were found after the removal of the frame fixator, which took place in week 24 of the treatment, when the value of WWR was close to 1 in both the projections.

Comparing the curves of changes in the regenerate during the stabilization of patient K.T. (tab. 5.10, fig. 5.13), for both projections, one can notice non-uniformity of calcification. In the opinion of doctors the process of regeneration was correct. Index value at the moment of frame fixator removal reached the value of 1.

Patient T.R. (tab. 5.11, fig. 5.14) had the frame fixator removed too early, considering the criteria of regenerate assessment proposed by the method applied, as WWR value for projection L was only 0.83 (measurement 1). One can assume that there were other reasons for the removal of the frame fixator than regenerate maturity as cast fixation of the limb was applied, which probably prevented buckling of the regenerate. During further stages the index value grew up to 1.04 (measurement 1, AP). Wzrost regeneratu pacjenta B.S. (tab. 5.9, rys. 5.12) w trakcie stabilizacji przebiegał w sposób prawidłowy. Nie stwierdzono żadnych powikłań po usunięciu stabilizatora, które nastąpiło w 24 tygodniu leczenia, gdy wartość WWR była bliska 1 w obu projekcjach.

Porównując krzywe zmian regeneratu w czasie pacjenta K.T. (tab. 5.10, rys. 5.13) dla obu projekcji, można zauważyć niejednorodność uwapnienia. W ocenie lekarzy regeneracja przebiegała prawidłowo. Współczynnik w chwili zdjęcia stabilizatora osiągnął wartość 1.

Pacjentowi T.R. (tab. 5.11, rys. 5.14) usunięto stabilizator, zbyt wcześnie, biorąc pod uwagę proponowane przez zastosowaną metodą kryteria oceny regeneratu, gdyż WWR wynosił dla projekcji L zaledwie 0.83 (pomiar 1). Można przypuszczać, że istniały inne przyczyny usunięcia stabilizatora, niż stwierdzenie jego dojrzałości, ponieważ po zdjęciu stabilizatora usztywniono kończynę gipsem, który przypuszczalnie zapobiegał wyboczeniu regeneratu. W dalszych etapach współczynnik wzrastał, aż do osiągnięcia wartości 1.04 (pomiar 1, AP).

Tabela 5.12. Zestawienie wartości WWR obliczonych przez dwóch niezależnych operatorów na rentgenogramach pacjenta S.E. Table 5.12. Values of WWR index calculated by two independent operators on X-ray images of patient S.E.

	Czas (w tyg)	Pomiar 1	Pomiar 2	Różnica	Wsp. korelacji <i>r</i>	n
	Time (weeks)	Measurement 1	Measurement 2	Difference	Coeff. of correlation r	ρ
	pre. op.	1.03	1.03	0.00		
	1	0.65	0.65	0.00		
	4	0.61	0.61	0.00		
	8 (stab)	0.55	0.55	0.00		
	16	0.69	0.69	0.00	0 02	0 0001
AF	20	0.82	0.82	0.00	0.92	0.0001
	26	0.82	0.70	0.08		
	34	0.83	0.73	0.10		
	39 (u.st.)	0.80	0.90	0.10		
	46	0.93	0.93	0.00		
	pre op	1.03	0.96	0.07		
	4	0.60	0.60	0.00		
	8 (stab)	0.72	0.72	0.00		
L	16	0.77	0.77	0.00		
	20	0.92	0.92	0.00	0.92	0.00019
	26	0.91	0.90	0.01		
	34	0.90	0.92	0.02		
	39 (u.st.)	1.10	0.91	0.19		
	46	1.00	0 03	0.07		



anterior-posterior projection (AP)

 projekcja boczna (L lateral projection (L)



	Czas (w tyg.) Time (weeks)	Pomiar 1 Measurement 1	Pomiar 2 Measurement 2	Różnica Difference	Wsp. korelacji <i>r</i> Coeff. of correlation <i>r</i>	p
	pre op	1.00	1.01	0.01		
	4	0.88	0.85	0.03		
AP	8	0.95	0.92	0.03	0.88	0.02
	13 (u.st.)	1.01	1.00	0.01		
	21	0.95	1.00	0.05		
L	pre op	1.00	1.04	0.04		
	4	0.85	0.71	0.14		
	8	0.96	0.79	0.17	0.88	0.02
	13 (u.st.)	0.98	1.02	0.04		
	21	1.01	1.04	0.03		

Tabela 5.13. Zestawienie wartości WWR obliczonych przez dwóch niezależnych operatorów na rentgenogramach pacjenta S.S.
 Table 5.13. Values of WWR index calculated by two independent operators on X-ray imaged of patient S.S.



a) projekcja przednio-tylnia (AP) *anterior-posterior projection (AP)*

b) projekcja boczna (L) *lateral projection (L)*

Rys. 5.16. Zestawienie krzywych ilustrujących przebieg wzrostu regeneratu na podstawie wartości WWR wyznaczonych przez dwóch operatorów
 Fig. 5.16. Curves illustrating the degree of regenerate growth on the basis of WWR values determined by two operators

Czas (w tyn)	Domiar 1	Domiar 2	Późnica	Wen korelacii r			
operators on X-ray images of patient O.Ł.							
Table 5.14 . Values of WWR index calculated by two independent							
niezależnych operatorów na rentgenogramach pacjenta O.Ł.							
Tabela 5.14. Zestawienie wartości WWR obliczonych przez dwóch							

	Czas (w tyg)	Pomiar 1	Pomiar 2	Roznica	wsp. korelacji r	n
	Time (weeks)	Measurement 1	Measurement 2	Difference	Coeff. of correlation r	۴
АР	pre.op	1.00	1.00	0.00		0.02
	4	0.86	0.82	0.04]	
	8	0.89	0.93	0.04	0.83	
	13 (u.st)	0.91	0.89	0.02		
	19	0.95	1.06	0.09		
	25	0.97	1.07	0.1		
	pre.op	0.99	1.02	0.03		
	4	0.91	0.82	0.09		
	8	0.92	0.93	0.01	0.87	0 01
	13 (u.st)	0.85	0.92	0.07		0.01
	19	1.22	1.07	0.15		
	25	1.27	1.11	0.16		



a) projekcja przednio-tylnia (AP) *anterior-posterior projection (AP)*

b) projekcja boczna (L) *lateral projection (L)*

Rys. 5.17. Zestawienie krzywych ilustrujących stopień wzrostu regeneratu na podstawie wartości WWR wyznaczonych przez dwóch operatorów
 Fig. 5.17. Curves illustrating the degree of regenerate growth on the basis of WWR values determined by two operators

In the case of patient S.E. (tab. 5.12, fig. 5.15), like in that of patient T.R., the stabilizer was removed at WWR=0.80 (measurement 1) for projection AP, and then a cast was placed on the elongated limb.

In the course of stabilization bone tissue of patient S.S. (tab. 5.13, fig. 5.16) regeneration proceeded correctly. The frame fixator was removed in week 13 from its installation and the beginning of elongation. The value of WWR index at the moment of fixator removal reached one.

With patient O.Ł. (tab. 5.14, fig. 5.17), the removal of the Ilizarov fixator occurred in week 11 from its installation. However, the regenerate was not sufficiently formed to bear loads and there occurred a slight collapse of the regenerate of the rear cortex side of the bone and anteflexion of the segment. The frame fixator was removed when the WWR value was equal to 0.85. This case of premature removal of the fixator when the value of the index had not reached the recommended value of 1.0 supports the correctness of the assumptions of the method applied.

W przypadku pacjenta S.E. (tab. 5.12, rys. 5.15), podobnie jak T.R., stabilizator usunięto przy wartości WWR=0.80 (pomiar 1) dla projekcji AP, a następnie założono na wydłużaną kończynę gips.

Regeneracja tkanki kostnej pacjenta S.S. (tab. 5.13, rys. 5.16) w trakcie stabilizacji przebiegała prawidłowo. Stabilizator usunięto w 13 tygodniu od momentu jego założenia i rozpoczęcia wydłużenia. Wartość WWR w chwili usuwania stabilizatora osiągnęła jedynkę.

Usunięcie aparatu Ilizarowa pacjentowi O.Ł. (tab. 5.14, rys. 5.17) nastapiło w 11 tygodniu po założeniu aparatu. Jednak, regenerat nie był wystarczająco wykształcony by przenosić obciażenia i nastapiło niewielkie załamanie tylnej korowej strony regeneratu i przodowygięcie segmentu. Usuniecie stabilizatora nastapiło w momencie, gdy wartość współczynnika wzrostu regeneratu była równa 0.85. Ten przypadek przedwczesnego zdjęcia stabilizatora, gdy wartość wyznaczonego współczynnika nie osiągnęła zalecanej wartości 1.0. potwierdza słuszność założeń stosowanej metody.

86

	Czas (w tyg)	Pomiar 1	Pomiar 2	Różnica	Wsp. korelacji <i>r</i>	5				
	Time (weeks)	Measurement 1	Measurement 2	Difference	Coeff. of correlation r	ρ				
	pre.op.	1.00	1.01	0.01						
	1	0.91	0.96	0.05						
	4	0.93	0.91	0.02						
	8	0.95	0.91	0.04	_					
AP	11	0.88	0.81	0.07						
	14	0.98	0.91	0.07	0.76	0.05				
	16	0.90	0.97	0.07						
	20	0.93	0.98	0.05						
	24 (u.st.)	0.90	0.97	0.08						
	28	1.08	1.16	0.08						
	36	1.01	-	-						
	pre.op.	1.01	1.01	0.00						
	1	0.79	0.81	0.02						
	4	0.71	0.74	0.03						
	8	0.74	0.73	0.01						
	11	0.85	0.84	0.01						
L	14	0.96	0.94	0.02	0.99	0.00000001				
	16	0.96	0.96	0.00						
	20	1.01	1.01	0.00						
	24 (u.st.)	1.02	1.04	0.02						
	28	1.09	1.08	0.01						
	36	0.97	_	-						

Tabela 5.15 . Zestawienie wartości WWR obliczonych przez dwóch niezależnych operatorów na rentgenogramach pacjenta K.M.
 Table 5.15 . Values of WWR index calculated by two independent operators on X-ray images of patient K.M.



a) projekcja przednio-tylnia (AP) anterior-posterior projection (AP)



Rys. 5. 18. Zestawienie krzywych ilustrujących stopień wzrostu regeneratu na podstawie wartości WWR wyznaczonych przez dwóch operatorów
 Fig. 5. 18. Curves illustrating the degree of regenerate growth on the basis of WWR values determined by two operators

		1	, ,	-		
	Czas (w tyg) Time (weeks)	Pomiar 1 Measurement 1	Pomiar 2 Measurement 2	Różnica Difference	Wsp. korelacji r Coeff. of correlation r	p
	pre.op.	0.94	0.92	0.02		
AP	8	0.52	0.71	0.19		
	12	0.67	0.68	0.01		
	17	0.94	0.83	0.11	0.91	0.007
	23	0.72	0.73	0.01	0.01	0.007
	30	0.87	1.02	0.15	-	
	35	0.92	1.03	0.11		
	38 (u.st.)	1.04	1.01	0.03		
	pre.op.	1.04	0.98	0.06		
	8	0.62	0.70	0.08		
	12	0.70	0.75	0.05		
L	17	0.79	0.85	0.06	0.99	0.00001
	23	0.82	0.85	0.03	1	
	35	0.96	0.95	0.01		
	38 (u.st.)	0.95	0.95	0.00]	







In the case of patient K.M. (tab. 5.15, fig. 5.18) the course of regenerate growth was correct and the stabilizer was removed in week 24 of treatment. No complications occurred after its removal.

The process of stabilization with patient K.Ł. (tab. 5.16, fig. 5.19) was correct. The relatively large differences in WWR values are due to frame fixator elements partially obscuring the bone fragment.

Summary

Performing the statistical analysis of two independent measurements of the index of regenerate growth results were obtained that confirm the existence of correlation between the two series of measurements. The coefficient of correlation for all the groups of thigh X-ray images assumes values from 0.72 to 0.99. The determined value of probability p for all the groups of images met the condition of the test of significance, i.e. $p < \alpha$, and thus confirmed the existence of correlation between the measurement results analysed, and the significance of the correlation. Analysing regenerate stabilization on the basis of the values of WWR achieved by the index at the moment of the frame fixator removal, and considering the subsequent treatment applied, the results can be divided into three groups. The first concerns patients with correct process of bone tissue formation. At the moment of the frame fixator removal the value of WWR in that group was close to or

W przypadku pacjenta K.M. (tab. 5.15, rys. 5.18) przebieg wzrostu regeneratu był prawidłowy, stabilizator usunięto w 24 tygodniu leczenia. Nie stwierdzono komplikacji po jego usunięciu.

Przebieg stabilizacji u pacjenta K.Ł. (tab. 5.16, rys. 5.19) był prawidłowy. Stosunkowo duże różnice w wartościach WWR spowodowane są elementami stabilizatora częściowo przysłaniającymi odłam kostny.

Podsumowanie

Przeprowadzając analizę statystyczną dwóch niezależnie przeprowadzonych pomiarów współczynnika wzrostu regeneratu uzyskano wyniki potwierdzające istnienie korelacji pomiędzy obydwoma seriami. Współczynnik korelacji dla wszystkich grup rentgenogramów uda przyjmuje wartości od 0.72 do 0.99. Wyznaczone prawdopodobieństwo p dla wszystkich grup zdjęć spełniło warunek testu istotności, tzn. $p < \alpha$, co tym samym potwierdziło że istnieje korelacja pomiędzy badanymi wynikami pomiarów i jest ona istotna. Analizując stabilizację regeneratu na podstawie wartości WWR, które osiągał w momencie usunięcia stabilizatora oraz biorac pod dalszy przebieg stosowanego leczenia można je podzielić na trzy grupy. Pierwsza to pacjenci z prawidłowym przebiegiem procesu tworzenia się tkanki kostnej. W momencie usuniecia stabilizatora WWR był bliski lub już osiągnał 1. W tej grupie po usunieciu stabilizatora nastąpiły następowały nie żadne had already reached 1. In that group no complications were observed after the removal of the fixator. Another group concerns patients in whose case the fixator was removed even though the regenerate had not yet reached a degree of mineralization close to that of complete bone. The value of WWR for that group was below 0.9 in at least one projection. The reason for the removal of the frame fixator was attributed to other medical indications. Stabilization of the regenerate was continued, and the elongated limb was fixed wit gypsum cast. The third group concerns patients in whose case the value of WWR at the moment of fixator removal was approximately 0.85 and complications occurred after the removal of the fixator. That last group of patients analysed was a group of one - patient O.Ł.

Lower leg

For quantitative evaluation of regenerate in lengthened lower leg the radiological documentation of 12 patients was used. Like in the preceding analyses, for the estimation of the effect of image area selection for analysis of changes taking place in the distraction zone results were used that were obtained by two operators - this author (measurement 1) and a medical specialist (measurement 2). To estimate the degree of agreement between the WWR index values obtained in the two series of measurements, the relative difference was calculated for particular pairs of values, and for each set of results the coefficient of correlation r was determined, as well as the probability p that there is no correla-90

komplikacje. Drugą grupą są pacjenci, którym usunięto stabilizator, mimo że regenerat nie osiagnał jeszcze stopnia mineralizacji zbliżonego do kości pełnej. Wartość WWR przynajmniej w jednej projekcji tej grupy była mniejsza od 0.9. Przyczyną zdjęcia aparatu były inne wskazania lecznicze. Stabilizacia regeneratu była kontynuowana, a wydłużoną kończynę usztywniono gipsem. Trzecia grupa to pacjenci, u których przy usunięciu stabilizatora WWR wynosiło ok. 0.85 i po usunięciu stabilizatora wystąpiły komplikacje. Do ostatniej z analizowanej grupy pacjentów można zaliczyć jedvnie O.Ł.

Podudzie

Do oceny ilościowej regeneratu wydłużanego podudzia wykorzystano dokumentację radiologiczną 12 pacjentów. Podobnie jak w poprzednich analizach, aby ocenić wpływ wyboru obszaru do analizy zmian zachodzących w przestrzeni dystrakcyjnej wykorzystano wyniki uzyskane przez dwóch operatorów - autorki (pomiar 1) i lekarza specjalisty (pomiar 2). Aby oszacować stopień zgodności wyznaczonych w obu seriach badań wartości WWR obliczono różnicę względną dla poszczególnych par wartości, a także wyznaczono dla każdego zestawu rezultatów współczynnik korelacji r, oraz prawdopodobieństwo p, że korelacja pomiędzy wynikami tych dwóch badań nie zachodzi. Wyniki tion between the results of the two series of measurements. The results of the analyses have been presented individually for every patient, in the form of tables. To illustrate the course of the whole process of regenerate stabilization comparative graphs were plotted on the basis of values obtained from the measurements 1 and 2. analizy dla każdego z pacjentów przedstawiono w osobnych tabelach. W celu zilustrowania przebiegu całego procesu stabilizacji regeneratu wykonano wykresy porównawcze uzyskane na podstawie otrzymanych wartości z pomiaru 1 i 2.

Tabela 5.17. Zestawienie wartości WWR obliczonych przez dwóch niezależnych operatorów na rentgenogramach pacjenta C.S.Table 5.17. Values of WWR index calculated by two independent operators on X-ray images of patient C.S.

	Czas (w tyg)	Pomiar 1	Pomiar 2	Różnica	Wsp. korelacji <i>r</i>	n
	Time (weeks)	Measurement 1	Measurement 2	Difference	Coeff. of correlation r	ρ
	pre.op.	0.98	1.00	0.02		
	4	0.77	0.69	0.08		
AP	8	0.85	0.80	0.05	0.99	0.00004
	12	0.82	0.76	0.06		
	18	0.91	0.88	0.03		





values determined by two operators (X-ray images in projection AP)

Tabela. 5.18. Zestawienie wartości WWR obliczonych przez dwóch niezależnych operatorów na rentgenogramach pacjenta C.K. Table. 5.18. Values of WWR index calculated by two independent operators on X-ray images of patient C.K.

	Czas (w tyg) Time (weeks)	Pomiar 1 Measurement 1	Pomiar 2 Measurement 2	Różnica Difference	Wsp. korelacji r Coeff. of correlation r	p
AP	pre.op.	1.00	1.01	0.01		
	5	0.58	0.56	0.02		
	9	0.61	0.62	0.01	0 99	0 00002
	13	0.63	0.61	0.02		0.00002
	17	0.66	0.67	0.01		
	21	0.77	0.80	0.03		
	pre.op.	0.96	1.00	0.04		
	5	0.32	0.50	0.18		
	9	0.42	0.50	0.08	0.07	0 0005
L	13	0.41	0.53	0.12	0.97	0.0005
	17	0.60	0.60	0.00		
	21	0.67	0.73	0.06		



a) projekcja przednio-tylnia (AP) *anterior-posterior projection (AP)*

b) projekcja boczna (L) *lateral projection (L)*

Rys. 5.21. Zestawienie krzywych ilustrujących przebieg wzrostu regeneratu na podstawie wartości WWR wyznaczonych przez dwóch operatorów
 Fig. 5.21. Curves illustrating the degree of regenerate growth on the basis of WWR values determined by two operators

Tabela 5.19. Zestawienie wartości WWR obliczonych przez dwóch niezależnych operatorów na rentgenogramach pacjenta G.T.
Table 5.19. Values of WWR index calculated by two independent operators on X-ray images of patient G.T.

	Czas (w tyg) Time (weeks)	Pomiar 1 Measurement 1	Pomiar 2 Measurement 2	Różnica Difference	Wsp. korelacji r Coeff. of correlation r	р
	pre.op.	1.00	1.01	0.01	0.97	0.00002
۸D	5	0.82	0.73	0.09		
	11	0.46	0.52	0.06		
	18	0.94	0.93	0.01		
	24	0.94	0.87	0.07		
	28 (u.st)	1.02	0.96	0.06		
	36	1.03	0.99	0.04		
	49	1.03	0.99	0.04		



a) projekcja przednio-tylnia (AP) *anterior-posterior projection (AP)*

b) projekcja boczna (L) *lateral projection (L)*

Rys. 5.22. a) Zestawienie krzywych ilustrujących stopień wzrostu regeneratu na podstawie wartości WWR wyznaczonych przez dwóch operatorów,
b) niewłaściwa ekspozycja kończyny w projekcji L uniemożliwia przeprowadzenie analizy
Fig. 5.22. a) Curves illustrating the degree of regenerate growth on the basis of WWR values determined by two operators, b) incorrect L projection images render the analysis impossible

Stabilization of the regenerate with patient C.S. (tab. 5.17, fig. 5.20) has not been completed. The results presented here originate from analysis of X-ray images in AP projection. Images of the L projection have not been analysed due to the occurrence of regenerate projection errors. WWR values of the images analysed indicate noticeable increase of the average degree of calcification. The value of the index for the last image analysed equals 0.91 (measurement 1), which means that the regenerate has not reached a degree of calcification comparable to that of the bone fragments, and therefore the process of stabilization is still in progress.

In the case of patient C.K. (tab. 5.18, fig. 5.21) the process of stabilization has not yet been completed. Values of WWR were determined on X-ray images documenting the process up to week 21. The low value of WWR provides information that the regenerate is not yet sufficiently calcified to bear loads.

In the case of patient G.T. the stabilization of the regenerate proceeded correctly. The frame fixator was removed at the moment when the value of WWR for projection AP reached 1. The regenerate in images taken in projection L was not analysed due to projection errors (tab. 5.19, fig. 5.22b)

Stabilizacja regeneratu pacjenta C.S. (tab. 5.17, rys. 5.20) nie została zakończona. Przedstawione wyniki sa rezultatem analizy rentgenogramów w projekcji AP. Zdjęć projekcji L z powodu pojawiających się na nich wad ekspozycji regeneratu nie analizowano. Wartości WWR analizowanych rentgenogramów wykazują zauważalny wzrost średniego stopnia uwapnienia. Wartość wyznacznika dla ostatniego analizowanego zdjęcia jest równa 0.91 (pomiar 1), co oznacza, że regenerat nie osiągnął stopnia uwapnienia porównywalnego z odłamami kostnymi, a tym samym proces stabilizacji trwa.

Proces stabilizacji w przypadku pacjenta C.K. (tab. 5.18, rys. 5.21) nie został jeszcze zakończony. Wartość WWR wyznaczono na rentgenogramach, dokumentujących przebieg stabilizacji do 21 tygodnia. Niska wartość WWR jest informacją, że regenerat nie jest jeszcze wystarczająco dobrze uwapniony by przenosić obciążenia.

Stabilizacja regeneratu pacjenta G.T. przebiegała prawidłowo. Stabilizator usunięto w momencie, gdy współczynnik WWR dla projekcji AP osiągnął wartość 1. Regenerat na zdjęciach w projekcji L nie został zbadany, z powodu wad ekspozycji (tab. 5.19, rys. 5.22b) Tabela 5.20. Zestawienie wartości WWR obliczonych przezdwóch niezależnych operatorów na rentgenogramach pacjenta K.Ł.Table 5.20. Values of WWR index calculated bytwo independent operators on X-ray images of patient K.Ł.

	Czas (w tyg)	Pomiar 1	Pomiar 2	Różnica	Wsp. korelacji <i>r</i>	n
	Time (weeks)	Measurement 1	Measurement 2	Difference	Coeff. of correlation r	ρ
	pre.op.	0.93	1.00	0.07		
	8	0.85	0.72	0.13		
	13	0.84	0.72	0.12		0.000
AP	18	0.99	0.97	0.02	0.93	0.003
	22	0.98	0.97	0.01	_	
	26	1.01	1.05	0.04		



a) projekcja przednio-tylnia (AP) *anterior-posterior projection (AP)*



b) projekcja boczna (L) *lateral projection (L)*

Rys. 5.23. a) Zestawienie krzywych ilustrujących stopień wzrostu regeneratu na podstawie wartości WWR wyznaczonych przez dwóch operatorów; b) niekorzystna wzajemna orientacja odłamów nie pozwala na prawidłowe wyznaczenie obszaru analizy
Fig. 5.23. a) Curves illustrating the degree of regenerate growth on the basis of WWR values determined by two operators; b) unfavourable mutual orientation of bone fragments does not permit correct delineation of the area of analysis

In the case of K.Ł. (tab. 5.20, fig. 5.23) until week 26 the frame fixator was not removed from the elongated limb. However, the value of index WWR reached the value of 1, which suggests that the regenerate is capable of bearing loads. Formulation of more specific conclusions is not possible, as all the data available are related to only one projection (AP). Unfavourable orientation of the bone fragments in images in projection L prevented their analysis. The shift of the bone fragments with relation to each other (see fig. 5.23b) makes it impossible to delineate a rectangular area for analysis in accordance with the recommendations of the method applied. In the case of designation of area for analysis as presented in fig. 5.23b, estimation based on but a fragment of the regenerate volume is not sufficiently credible in view of the high non-uniformity of the bone tissue under analysis.

In the case of patient K.G. (tab. 5.21) the stabilization of regenerate proceeded correctly. The differences in WWR values for images in projection L after 4 and 10 weeks (fig. 5.24c) between measurements 1 and 2 result probably from the close proximity of areas of the bone fragments and of the fixator elements. If the edges of the ROI box were drawn at the distance of 2 mm or less from the fixator frame, the values of WWR would be underestimated. In such a case, if one of the operators makes a mistake of this kind there appears considerable scatter of the WWR values determined.

W przypadku K.Ł. (tab. 5.20, rys. 5.23) do 26 tygodnia aparat nie został usunięty z wydłużanej kończyny. Jednak wartość współczynnika WWR osiągnęła wartość 1, co sugeruje, że regenerat jest zdolny do przenoszenia obciażeń. Wyciagniecie bardziej jednoznacznych wniosków nie jest możliwe, gdyż dysponujemy informacjami pochodzącymi z tylko jednej projekcji (AP). Niekorzystna orientacja odłamów kostnych na zdjęciach kości w projekcji L nie pozwoliła na przeprowadzenie ich analizy. Przesunięcie odłamów kostnych względem siebie (por. 5.23b) uniemożliwia wyznaczenie prostokątnego obszaru do analizy w sposób zgodny z zaleceniami stosowanej metody. Ocena zaledwie fragmentu objętości regeneratu, w przypadku zakreślenia obszaru analizy jak zaprezentowano na rys. 5.23b (linia ciągła), nie jest wystarczająco wiarygodna z powodu dużej niejednorodności analizowanej tkanki kostnej.

Stabilizacja regeneratu pacjenta K.G. (tab. 5.21) przebiegała prawidłowo. Różnice w wartościach WWR dla zdjęć w projekcji L po 4 i 10 tygodniu (rys. 5.24c) między pomiarami 1 i 2 wynikają prawdopodobnie z bliskiego sąsiedztwa obszarów odłamów kostnych i elementów stabilizatora. Jeżeli krawędzie ramki ROI zakreślono w odległości 2 mm lub mniejszej od obręczy stabilizatora, uzyskane wartości WWR beda zaniżone. W takim przypadku, jeśli jeden operatorów popełnia tego typu błąd, pojawiają się znaczne rozrzuty wyznaczonych wartości WWR.

Tabela 5.21. Zestawienie wartości WWR obliczonych przez dwóch niezależnych operatorów na rentgenogramach pacjenta K.G.Table 5.21. Values of WWR index calculated by two independent operators on X-ray images for patient K.G.

	Czas (w tyg)	Pomiar 1	Pomiar 2	Różnica	Wsp. korelacji <i>r</i>	n
	Time (weeks)	Measurement 1	Measurement 2	Difference	Coeff. of correlation r	ρ
AP	pre.op.	0.96	1.01	0.05		
	4	0.69	0.62	0.07		
	10	0.71	0.74	0.03		
	18	0.84	0.85	0.01		
	24	0.93	0.91	0.02	0.05	0 00001
	28	0.99	0.95	0.04	0.95	0.00001
	33 (u.st.)	1.09	1.01	0.08		
	38	1.02	1.00	0.02	-	
	41	1.07	1.00	0.07		
	46	1.05	1.00	0.05		
	pre.op.	1.01	0.99	0.02		
	4	0.76	0.36	0.40		
	10	0.71	0.51	0.20		
	18	0.77	0.59	0.18		
	24	0.89	0.78	0.11	0.06	0 000004
-	28	0.97	0.92	0.05	0.50	0.000004
	33 (u.st.)	1.01	1.02	0.01		
	38	1.01	1.08	0.07		
	41	1.06	1.08	0.02		
	16	1 0/	1 01	0 03		



a) projekcja przednio-tylnia (AP) *anterior-posterior projection (AP)*

b) projekcja boczna (L) *lateral projection (L)*

Rys. 5.24. Zestawienie krzywych ilustrujących przebieg wzrostu regeneratu na podstawie wartości WWR wyznaczonych przez dwóch operatorów
 Fig. 5.24. Curves illustrating the degree of regenerate growth on the basis of WWR values determined by two operators

97

Tabela 5.22. Zestawienie wartości WWR obliczonych przez dwóch niezależnych operatorów na rentgenogramach pacjenta K.M. Table 5.22. Values of WWR index calculated by two independent operators on X-ray images of patient K.M.

	Czas (w tyg)	Pomiar 1	Pomiar 2	Różnica	Wsp. korelacji <i>r</i>	n
	Time (weeks)	Measurement 1	Measurement 2	Difference	Coeff. of correlation r	ρ
	pre.op.	1.00	1.00	0.00		
AP	4	0.81	0.75	0.06		
	10	0.84	0.79	0.00		
	15	0.89	0.88	0.01		
	21	0.97	0.90	0.07	0.92	0.0001
	27	0.99	0.93	0.06		
	33	1.03	0.98	0.05		
	36 (u.st.)	1.17	1.04	0.13		
	43	1.02	1.02	0.00		
	pre.op.	1.01	1.01	0.00		
	4	0.78	0.79	0.01		
	10	0.82	0.84	0.02		
	15	0.89	0.85	0.04		
L	21	0.87	0.88	0.01	0.95	0.00002
	27	0.89	0.91	0.02		
	33	1.02	0.95	0.07		
	36 (u.st.)	1.03	1.00	0.03		
	43	1 03	1 02	0.01		



Rys. 5.25. Zestawienie krzywych ilustrujących stopień wzrostu regeneratu na podstawie wartości WWR wyznaczonych przez dwóch operatorów
 Fig. 5.25. Curves illustrating the degree of regenerate growth on the basis of WWR values determined by two operators

Tabela 5.23. Zestawienie wartości WWR obliczonych przez dwóch niezależnych operatorów na rentgenogramach pacjenta L.Ł. Table 5.23. Values of WWR index calculated by two independent operators on X-ray images of patient L.Ł.

	Czas (w tyg) Time (weeks)	Pomiar 1 Measurement 1	Pomiar 2 Measurement 2	Różnica Difference	Wsp. korelacji r Coeff. of correlation r	р
АР	pre.op.	1.03	1.00	0.03		
	4	0.73	0.62	0.11		
	7	0.73	0.69	0.04		
	11	0.81	0.76	0.05	0.98	0.00001
	16	0.95	0.98	0.03		
	28 (u.st)	1.06	1.06	0.00		
	32	1.09	1.13	0.04		
	pre.op.	1.03	1.01	0.02		
	4	0.55	0.53	0.02		
	7	0.54	0.64	0.10		
L	11	0.63	0.76	0.13	0.89	0.003
	16	0.98	0.81	0.17		
	28 (u.st)	1.02	0.98	0.04		
	32	1.02	1.13	0.11		



a) projekcja przednio-tylnia (AP) *anterior-posterior projection (AP)*





	Czas (w tyg) Time (weeks)	Pomiar 1 Measurement 1	Pomiar 2 Measurement 2	Różnica Difference	Wsp. korelacji r Coeff. of correlation r	p
AP	pre.op.	0.96	1.00	0.04		
	10	0.88	0.79	0.09	0.83	
	16	0.93	0.86	0.07		0.01
	23	0.95	1.01	0.06		
	29	1.06	1.04	0.02		
	33	1.14	1.08	0.06		
	pre.op.	0.96	0.99	0.03		
	10	0.89	0.76	0.13		
	16	0.91	0.86	0.05	0.85	0.01
L	23	0.97	0.87	0.10	- 0.65	0.01
	29	0.97	0.89	0.08		
	33	1 02	1 04	0.02		

Tabela 5.24. Zestawienie wartości WWR obliczonych przez dwóch niezależnych operatorów na rentgenogramach pacjenta M.J.
Table 5.24. Values of WWR index calculated by two independent operators on X-ray images of patient M.J.



a) projekcja przednio-tylnia (AP) *anterior-posterior projection (AP)*

b) projekcja boczna (L) *lateral projection (L)*



Tabela. 5.25. Zestawienie wartości WWR obliczonych przez dwóch niezależnych operatorów na rentgenogramach pacjenta S.M. Table. 5.25. Values of WWR index calculated by two independent operators on X-ray images of patient S.M.

	Czas (w tyg)	Pomiar 1	Pomiar 2	Różnica	Wsp. korelacji <i>r</i>	n
	Time (weeks)	Measurement 1	Measurement 2	Difference	Coeff. of correlation r	ρ
АР	pre.op	0.96	1.00	0.04		
	6	0.85	0.89	0.04		
	14	0.88	0.84	0.04		
	18	0.88	0.88	0.00	0.88	0.01
	26	1.02	0.99	0.03		
	32	1.04	1.00	0.04		l
	36(u.st.)	-	1.01	-		
	pre.op	0.97	0.99	0.02		
	6	0.81	0.78	0.03		
	14	0.82	0.63	0.19		
L	18	0.87	0.74	0.13	0.88	0.01
	26	0.9	0.88	0.02		
	32	0.99	0.95	0.04		
	36(u.st.)	_	0.96	_		







Tabela 5.26. Zestawienie wartości WWR obliczonych przez dwóch niezależnych operatorów na rentgenogramach pacjenta S.R. Table 5.26. Values of WWR index calculated by two independent operators on X-ray images of patient S.R.

	Czas (w tyg.) Time (weeks)	Pomiar 1 Measurement 1	Pomiar 2 Measurement 2	Różnica Difference	Wsp. korelacji r Coeff. of correlation r	p
АР	pre.op.	1.00	1.00	0.00	0.99	0.00005
	4	0.67	0.67	0.00		
	8	0.66	0.63	0.03		
	12	0.74	0.70	0.04		
	17	0.77	0.78	0.01		
	22	0.91	0.89	0.02		
L	pre.op.	1.00	1.00	0.00	0.97	0.0005
	4	0.58	0.70	0.12		
	8	0.51	0.65	0.14		
	12	0.51	0.63	0.12		
	17	0.71	0.72	0.01		
	22	0.71	0.81	0.10		



a) projekcja przednio-tylnia (AP) *anterior-posterior projection (AP)*

b) projekcja boczna (L) *lateral projection (L)*

Rys. 5.29. Zestawienie krzywych ilustrujących stopień wzrostu regeneratu na podstawie wartości WWR wyznaczonych przez dwóch operatorów
Fig. 5.29. Curves illustrating the degree of regenerate growth on the basis of WWR values determined by two operators

The process of regenerate stabilization of patient K.M. (tab. 5.22, fig. 5.25) proceeded without complications. The frame fixator was removed when WWR reached the value of 1.

The process of regenerate stabilization of patient L.Ł. (tab. 5.23, fig. 5.26) proceeded correctly. The frame fixator was removed after 28 weeks. WWR reached the value of 1 for both projections.

The value of WWR assessed in the Xray picture of M.J. (tab. 5.24, fig. 5.27) for both projections reached the value of 1 in week 29, and therefore, in accordance with the assumptions of the method, we can assume that the regenerated reached a degree of calcification comparable to that of the bone fragments. However, until week 33 the decision to remove the frame fixator was not made.

4 weeks after the WWR index reached the value of 1 patient S.M. (tab. 5.25, fig. 5.28) had the frame fixator removed. Since the author had no access to the documentation from the final examination (week 36), only WWR values determined by the medical specialist are given for the final period of the treatment.

The results presented in tab. 5.26 are based on analysis of the available documentation of patient S.R. After 22 weeks from the beginning of the elongation, estimation of the condition of the regenerate only on the basis of WWR values does not permit the frame fixator removal, as the WWR values are well below one. Proces stabilizacji regeneratu pacjenta K.M (tab. 5.22, rys. 5.25). przebiegał bez komplikacji. Stabilizator usunięto w momencie, gdy WWR osiągnął już wartość 1.

Proces stabilizacji regeneratu pacjenta L.Ł. (tab. 5.23, rys. 5.26) przebiegał poprawnie. Stabilizator został usunięty po 28 tygodniach. WWR osiągnęła wartość 1 dla obu projekcji.

Wartość WWR dla rentgenogramów M.J. (tab. 5.24, rys. 5.27) osiągnęła 1 dla obu projekcji w 29 tygodniu, a wiec zgodnie z założeniami metody, można przypuszczać, że regenerat osiągnął już stopień uwapnienia porównywalny z odłamami. Jednak do 33 tygodnia decyzja o usunięciu stabilizatora nie została podjęta.

4 tygodnie po osiągnięciu przez WWR wartości 1 pacjentowi S.M. (tab. 5.25, rys. 5.28) został usunięty stabilizator. Ponieważ autorka nie dysponowała dokumentacją z ostatniego badania (36 tydzień), zamieszczono jedynie wartości WWR wyznaczone przez lekarza specjalistę.

Zamieszczone w tab. 5.26 wyniki to rezultat analizy dostępnej dokumentacji pacjenta S.R. Po 22 tygodniu od rozpoczęcia wydłużania oceniając stan regeneratu jedynie na podstawie wartości WWR nie pozwala na usunięcie stabilizatora, gdyż wartości WWR są znacznie poniżej jedności.

Tabela 5.27. Zestawienie wartości WWR obliczonych przez dwóch niezależnych operatorów na rentgenogramach pacjenta T.J. Table 5.27. Values of WWR index calculated by two independent operators on X-ray images of patient T.J.

	Czas (w tyg)	Pomiar 1	Pomiar 2	Różnica	Wsp. korelacji <i>r</i>	n
	Time (weeks)	Measurement 1	Measurement 2	Difference	Coeff. of correlation r	ρ
AP	pre.op.	1.00	0.92	0.08	0.98	0.0000002
	16	0.48	0.45	0.03		
	21	0.76	0.78	0.02		
	27 (u.st.)	0.75	0.77	0.02		
	35	0.72	0.75	0.03		
	39	0.82	0.78	0.04		
	40	1.13	1.05	0.08		
	46	0.99	0.98	0.01		
	52	1.06	1.00	0.06		
	55	1.07	1.00	0.07		
	pre.op.	0.99	0.89	0.10	0.96	0.00002
	16	0.56	0.65	0.09		
	21	0.62	0.63	0.01		
L	27 (u.st.)	0.57	0.65	0.08		
	35	0.80	0.70	0.10		
	39	0.84	0.74	0.10		
	40	1.08	1.05	0.03		
	46	1.08	0.99	0.09		
	52	1.09	1.00	0.09		
	55	1 07	1 16	0.11		





Tabela 5.28. Zestawienie wartości WWR obliczonych przez dwóch
niezależnych operatorów na rentgenogramach pacjenta W.K.
Table 5.28. Values of WWR index calculated by two independent
operators on X-ray images of patient W.K.

	Czas (w tyg)	Pomiar 1	Pomiar 2	Różnica	Wsp. korelacji <i>r</i>	n
	Time (weeks)	Measurement 1	Measurement 2	Difference	Coeff. of correlation r	μ
AP	pre.op	1.00	1.01	0.01	0.97	0.00001
	5	0.78	0.71	0.07		
	8	0.82	0.80	0.02		
	9	0.86	0.88	0.02		
	14	0.90	0.81	0.09		
	20 (u.st.)	1.00	0.99	0.01		
	30	1.10	1.14	0.04		
	62	1.17	1.18	0.01		
L	pre.op	1.00	0.99	0.01	0.97	0.00003
	5	0.79	0.54	0.25		
	8	0.80	0.71	0.09		
	9	0.85	0.77	0.08		
	14	0.86	0.85	0.01		
	20 (u.st.)	1.00	1.00	0.00		
	30	1.13	1.21	0.08		
	62	1.14	1.20	0.06		



b) projekcja boczna (L) *lateral projection (L)*



anterior-posterior projection (AP)

In the case of patient T.J. (tab.5.28, fig.5.31) the frame fixator was removed in week 27 of stabilization, when the value of WWR for projection AP was approximately 0.7, and for projection L - 0.6. However, when the fixator was taken off, gypsum cast was applied on the limb. The doctor, when deciding about the removal of the fixator, was aware that the regenerate was not able to bear loads (as indicated by the values of WWR) and required additional stiffening. The X-ray documentation analysed shows that after the removal of the fixator the index value increased considerably, reaching the level of above 1.2. The reason for such a high WWR value could be attributed to partial decalcification of the host bone fragments, which could have been the result of the long period of immobilisation of the limb (gypsum cast was removed in week 52).

Summary

Comparing the results of analysis of regenerate growth, a high degree of agreement was noted between the two groups of results (measurements 1 and 2). This is illustrated by high values of coefficient of correlation that varied in the range from 0.83 to 0.99. The test for correlation significance showed that for all the cases analysed the condition of $p < \alpha$ is met, which means that the correlations are significant. Recapitulating the results obtained one can state that in the case of the analysed images of lower leg the choice of image area for analysis had no significant effect on the results of WWR index measurements.

Usuniecie stabilizatora w przypadku rys.5.31) pacienta T.J. (tab.5.28, nastąpiło w 27 tygodniu stabilizacji, gdy wartość WWR wynosiła dla projekcji AP w przybliżeniu 0.7, a dla projekcji L – 0.6. Jednak po usunięciu stabilizatora na kończyne nałożono gips. Lekarz decydując o usunięciu regeneratu wiedział, że regenerat nie jest zdolny do przenoszenia obciążeń (podobnie jak wskazuje na to wartość WWR) i wymaga dodatkowego usztywnienia. Z przeanalizowanej dokumentacji rentgenowskiej wynika, że po usunięciu stabilizatora wartość współczynnika znacznie wzrosła, osiągając wartość ponad 1.2. Przyczyną tak wysokiego WWR jest prawdopodobnie częściowe odwapnienie odłamów kostnych, na co miał wpływ długi czas unieruchomienia kończyny (zdjęcie gipsu w 52 tygodniu).

Podsumowanie

Porównanie wyników analizy wzrostu regeneratu stwierdzono wysoka zgodność między dwoma grupami wyników (pomiar i pomiar 2). Ilustrują to wysokie współczynniki korelacji, przyjmujące wartości w zakresie od 0.83 do 0.99. Przeprowadzony test na istotność korelacji wskazuje, dla wszystkich analizowanych przypadków spełniony jest warunek $p < \alpha$, co oznacza, istotność korelacji. Podsumowując uzyskane wyniki można stwierdzić, że w przypadku analizowanych zdjęć podudzia, wpływ wyboru obszaru do analizy nie wpływa istotnie na wyniki WWR.

5. 2.3. Estimation of decalcification of bone fragments

The most extensive and the most dynamic changes in the course of limb elongation take place within the distraction space, where the new bone structure is formed. However, as follows from clinical observations, the remaining part of the elongated bone segment does not remain unchanged. Analysis of complications after the removal of the frame fixator (Simpson, Kenwright, 2000) shows that in the course of treatment there occurs calcium depletion in the regions of the bone fragments that are adjacent to the regenerate. The reasons for bone decalcification in that area are still not clear (Eyres K.S et al., 1993). There is no doubt that the loss of mineral components from bone fragments is strongly related to loads being transmitted by the fixators, which causes insufficient loading of the bone fragments, as natural processes of recreation of bone tissue are stimulated by dynamic loads, i.e. by normal physical activity. For this reason patients with stabilizers installed are recommended to load the treated limb to a similar extent as the healthy one (Ilizarov, 1989b, Aldegheri et al., 1989 Tesiorowski, Zarzycka, 1999). Probably, however, because of actual or anticipated pain reactions or even totally subconsciously some patients tend to "favour" the elongated limb.

We should also remember about a whole spectrum of other factors affec-

5.2.3. Ocena odwapnienia odłamów kostnych

Największe i najbardziej dynamiczne zmiany podczas wydłużania kończyn zachodzą w obszarze przestrzeni dystrakcyjnej, gdzie powstaje nowa struktura kostna. Jednak, jak wykazują obserwacje kliniczne, pozostała część wydłużanego segmentu kostnego nie pozostaje bez zmian. Analiza powikłań po usunieciu stabilizatora (Simpson, Kenwright, 2000) wykazuje, że w trakcie leczenia dochodzi do zubożenia w wapń obszarów odłamów kostnych przylegających do regeneratu. Przyczyny odwapnienia kości w tym obszarze wciąż nie są jasne (Eyres K.S i wsp., 1993). Z pewnością utrata składników mineralnych w odłamach kostnych jest silnie zwiazana z przenoszeniem obciążenia przez stabilizatory, co powoduje odciążenie fragmentów kości. Naturalne procesy odbudowy struktury kostnej są bowiem stymulowane przez obciążenia dynamiczne, czyli normalną aktywność fizyczną. Z tego względu zaleca się pacientom ze stabilizatorem, aby starali się obciążać leczoną kończynę w podobnym stopniu, jak zdrową (Ilizarow, 1989b, Aldegheri i wsp., 1989, Tesiorowski, Zarzycka, 1999). Prawdopodobnie jednak z powodu rzeczywistych lub oczekiwanych reakcji bólowych, bądź też nawet w sposób zupełnie nieświadomy, część pacjentów stara się "oszczędzać" wydłużaną kończynę.

Należy pamiętać o całej gamie innych czynników wpływających na zawar-

ting calcium content in the bones, such as the diet followed in the course of stabilization, genetic predispositions, living environment (environmental pollution), or the dynamics of physiological changes in bones in the case of patients who have not yet reached full maturity of bone structure (children).

The multiplicity of the enumerated factors that affect the physiological process in bones causes that we find it hard to identify a direct relationship between the extent of bone elongation, the duration of the treatment and wearing the stabilizer by the patient, and the degree of decalcification of the adjacent bone fragments.

Decalcification can be estimated quantitatively by means of densitometric examinations used in the diagnostics of osteoporosis. This type of examination is still significantly more expensive than conventional X-ray examination, but at the same it is much less of a burden for the patient's organism. The primary obstacle to its more extensive application for the estimation of the degree of decalcification of bone fragments, however, is not its cost but the lack of standards of the examination with relation to elongated bones. To employ the technical or engineering vocabulary, the method is not calibrated.

For the purposes of this study, estimation of the level of calcification in the elongated bone segment was made on the basis of observation of changes in the grey level of bone image in successive X-ray images.

tość wapnia w kościach, takich, jak dieta stosowana podczas stabilizacji, predyspozycje genetyczne, miejsce zamieszkania (zanieczyszczenie środowiska), czy dynamika zmian fizjologicznych kości w przypadku pacjentów, którzy nie osiągnęli jeszcze pełnej dojrzałości kostnej (dzieci).

Wielość wymienionych powyżej czynników wpływających na procesy fizjologiczne w kościach sprawia, że nie potrafimy znaleźć bezpośredniej zależności pomiędzy wielkością wydłużenia, długością leczenia i noszenia przez pacjenta stabilizatora a stopniem odwapnienia przyległych odłamów kostnych.

Odwapnienie można oceniać ilościowo za pomoca badań densytometrycznych, używanych do diagnostyki osteoporozy. Badanie takie jest wciąż istotnie droższe od klasycznego badania rentgenowskiego, choć jednocześnie stanowi mniejsze obciążenie dla organizmu pacjenta. Główną przeszkodą w jego szerszym stosowaniu do oceny stopnia odwapnienia odłamów kostnych nie jest jednak cena, tylko brak standardów tego badania - w odniesieniu do wydłużanych kości. Mówiąc jezykiem technicznym, brak jest wycechowania metody.

Ocenę zmiany poziomu uwapnienia w wydłużanym segmencie przeprowadzono dla potrzeb niniejszej pracy w oparciu o obserwację zmian poziomu szarości obrazu kości na kolejnych zdjęciach rentgenowskich. Wykorzy-


Rys. 5.32. Przykład wybranego interaktywnie obszaru do analizy **Fig. 5.32.** Example of interactively selected region for analysis

This made use of the commonly known phenomenon consisting in the fact that the X-ray image of a complete and healthy bone is bright (contains high values of grey levels), while a decrease in the content of calcium in the bone structure causes its image to change to lower values of grey levels.

Analysis of changes in the level of calcification of bone fragments was made on standardized X-ray images of 5 patients. It consisted in measurements of the mean grey level within the box defined by the operator (ROI – Region Of Interest), designating the limits of the image area to be analysed. The ROI was always selected so that it was located in the nearest proximity of the new bone structure. The size of the ROI varied slightly with the individual patients, as it was always adjusted to the geometry of the bone (average size of the box was 240x200 pixels). It should be emphasized, however, that in the course of analysis of a sequence stano powszechnie znane zjawisko, polegające na tym, że obraz rtg pełnej, zdrowej kości jest jasny (zawiera wysokie wartości stopni szarości), natomiast zmniejszenie zawartości wapnia w strukturze powoduje, że jej obraz na zdjęciu przechodzi w niższe tony szarości.

Analizę zmian poziomu uwapnienia odłamów kostnych przeprowadzono na znormalizowanych zdjęciach rtg 5 pacjentów. Polegała ona na wykonaniu pomiaru średniej wartości stopni szarości wewnątrz zakreślonego przez operatora prostokata (ROI - ang. Region Of Interest) wyznaczającego granice obszaru do analizy. Obszar ten zawsze wybierano w bezpośrednim sąsiedztwie tworzącej się nowej struktury kostnej. Wielkość ROI nieznacznie zmieniała się dla poszczególnych pacjentów, gdyż dopasowywano ją do geometrii kości (średnia wielkość ramki wynosiła 240x200 pikseli). Należy jednak podkreślić, że

w trakcie analizy sekwencji zdjęć of images documenting the history of elongation and stabilization of any one dokumentujących historię wydłużenia patient the size of the ROI was always i stabilizacji jednego pacjenta rozmiar the same. ROI zawsze był taki sam. The method described above is Opisana powyżej metoda jest extremely simple, but, as illustrated by niezwykle prosta, ale, jak ilustrują to the results presented further przedstawione poniżej wyniki, pozwaon, permits the formulation of interesting la na wyciągnięcie interesujących conclusions. wniosków.

The results of the analysis are curves illustrating the change in the mean grey level of the selected bone regions in the course of the process of treatment. Wynikiem badania są krzywe ilustrujące zmianę średniego stopnia szarości wybranego obszaru kości w trakcie procesu leczenia.

Patients with thigh elongation

Pacjenci z wydłużonym udem



anterior-posterior projection (AP)



Rys. 5.33. Przebieg zmian średniego stopnia szarości na zdjęciach rtg pacjenta K.E.Fig. 5.33. Changes in the mean grey level in X-ray images of patient K.E.



Rys. 5.34. Przebieg zmian średniego stopnia szarości na zdjęciach rtg pacjenta O.Ł. w projekcji bocznej (L)Fig. 5.34. Changes in the mean grey level in X-ray images of patient O.Ł. in lateral projection (L)

The shape of the curves for patient K.E. (fig. 5.33) indicates that the change in the level of calcification of the bone fraction took place gradually over time. There is a visible (in spite of the saw-like course of the graph in fig. 5.33b) decreasing tendency of the trend line of the values determined. In the case of patient O.Ł. (fig. 5.34), due to the lack of complete documentation only the result of analysis for images in projection AP have been presented. Also in this case was can observe a decrease in the mean grey level within the analysed region, which may be an indication confirming partial decalcification of the original bone in the course of the limb elongation process.

Przebieg krzywych dla pacjenta K.E. (rys. 5.33) wskazuje, że zmiana uwapnienia badanego odłamu kostnego następuje stopniowo w czasie. Widać wyraźnie (niezależnie od piłokształtnego przebiegu wykresu z rys. 5.33b) spadkową linii trendu tendencję wyznaczonych wartości. W przypadku pacjenta O.Ł. (rys. 5.34), z powodu niekompletnej dokumentacji przedstawiono tylko wyniki analizy zdjęć w projekcji AP. Także i w tym przypadku obserwujemy spadek średniej wartości stopnia szarości w analizowanym obszarze, co może być przesłanką potwierdzającą, że w trakcie wydłużania kończyny dochodzi do częściowego odwapnienia kości pierwotnej.



Patients with lower leg elongation

Pacjenci z wydłużanym podudziem

b) projekcja boczna (L) *lateral projection (L)*

Rys. 5.35. Zmiana średniego stopnia szarości w ROI na odłamie kostnym na zdjęciach pacjenta S.M.Fig. 5.35. Changes in the mean grey level in the ROI on the bone fraction in X-ray images of patient S.M.



Rys. 5.36. Zmiana średniego stopnia szarości w ROI na odłamie kostnym na zdjęciach pacjenta S.P.Fig. 5.36. Changes in the mean grey level in the ROI on the bone fraction in X-ray images of patient S.P.

a) projekcja przednio-tylnia (AP) anterior-posterior projection (AP)



a) projekcja przednio-tylnia (AP) anterior-posterior projection (AP) **b)** projekcja boczna (L) *lateral projection (L)*



In the case of lower leg lengthening, the analysis of changes in the grey levels representing the bone in an Xray image was made on image sequences for 3 patients. In all the cases, both in images taken in projection AL and those in projection L a distinct decreasing tendency can be observed in the mean grey level values (see fig. 5.33–5.37).

The results obtained suggest the conclusion that the process of limb elongation entails loss of calcium in the bone fractions. The longer the process of elongation the greater the changes of osteoporetic character, which involves the risk of the occurrence of injuries and fractures after the removal of the frame fixator and reduces the chances of the patient returning to complete mobility.

Badanie zmian stopni szarości odwzorowujących kość na radiogramie w przypadku wydłużania podudzia przeprowadzono na sekwencji zdjęć 3 pacjentów. We wszystkich przypadkach, zarówno na zdjęciach w projekcji AP, jak i L można zaobserwować wyraźną tendencję spadkową średniej wartości stopni szarości (por. rys.5.33–5.37).

Na podstawie uzyskanych wyników można wysnuć wniosek, że proces wydłużania kończyn pociąga za sobą utratę wapnia w odłamach. Im dłuższy proces wydłużania, tym większe zmiany o charakterze osteoporotycznym, co pociąga za sobą ryzyko wystąpienia urazów i złamań kończyny po usunięciu stabilizatora i zmniejsza szanse powrotu pacjenta do pełnej zdolności ruchowej.

5. Experimental studies

Unfortunately, there is no possibility of such a calculation of the relative change in the grey level at the beginning and at the end of the process of treatment that would provide an answer to the question what is the real relative loss of calcium in the bone regions studied. This results from the fact that the image of the bone in an Xray image is a resultant of at least three independent variables: mineral density of the cortex part of the bone examined, geometry of the bone, and the parameters of the X-ray beam used. The calibration of those changes exceeds the limitations of a doctoral thesis. The complexity of the phenomena under discussion is evidenced, among other things, by the fact that the change in the grey level representing calcium loss in the bone region under examination is not a linear but an exponential relation.

Without access to the required data, there is no possibility of an accurate quantitative estimation of the level of decalcification (a situation analogous to that of densitometric examinations). Considering the above, the analysis was limited to the 5 cases presented above, as all of them displayed similar curve shapes, which was taken to be sufficient for qualitative assessment of the phenomenon of bone fraction decalcification during the process of bone elongation.

The studies performed provided a confirmation that bone fraction decalcification does indeed take place during the process of stabilization, as well as an illustration of the dynamics Niestety, nie ma możliwości takiego przeliczenia względnej zmiany poziomu szarości na początku i końcu procesu leczenia, aby dać odpowiedź na pytanie, jaka jest rzeczywista względna utrata wapnia w badanych obszarach. Wynika to z faktu, że obraz kości na zdjęciu rentgenowskim jest pochodną co najmniej trzech niezależnych czynników: gęstości mineralnej części korowej badanej kości oraz jej geometrii, jak również parametrów wiązki promieniowania rentgenowskiego. Wycechowanie tych zmian znacznie wykracza poza ramy pracy doktorskiej. O złożoności omawianych zjawisk świadczy chociażby to, zmiana poziomu szarości odwzorowującego ubytek wapnia w danym obszarze kości nie jest zależnościa liniowa, lecz wykładnicza.

Bez dysponowania tymi danymi nie jest możliwa precyzyjna, ilościowa ocena stopnia odwapnienia (sytuacja analogiczna, jak w przypadku badań densytometrycznych). Biorąc powyższe pod uwagę ograniczono analizę do przedstawionych powyżej 5 przypadków, gdyż wszystkie wykazały podobne przebiegi, co uznano za wystarczające do jakościowej oceny zjawiska odwapnienia odłamów podczas wydłużania kości.

Przeprowadzone badania pozwoliły na potwierdzenie, że odwapnienie odłamów rzeczywiście zachodzi podczas stabilizacji oraz na zilustrowanie dynamiki jego przebiegu. Należy jednak





of the decalcification. It should be emphasized, however, that the results presented allow only for qualitative analysis of the phenomenon. On the basis of the current level of knowledge and of the performed studies we can state that:

- during bone elongation, and especially during the stage of stabilization, bone fraction decalcification takes place in the elongated bone, which may lead to considerable weakening of the bone. Therefore, the frame fixator should be removed as early as possible to minimize the extent of the bone fraction decalcification,
- premature removal of the fixator causes that the distraction area is

podkreślić, że prezentowane wyniki pozwalają jedynie na jakościową analizę tego zjawiska. Na podstawie obecnego stanu wiedzy oraz przeprowadzonych badań można stwierdzić, że:

- podczas wydłużania kości, a w szczególności podczas etapu stabilizacji, następuje odwapnienie odłamów wydłużanej kości, co może prowadzić do jej istotnego osłabienia. Dlatego należy zdejmować aparat możliwie jak najwcześniej, tak, by odwapnienie odłamów było możliwie jak najmniejsze,
- zbyt wczesne zdjęcie aparatu powoduje, że jego obszar jest istotnie słabszy od reszty kości, co może prowadzić do wygięcia lub

5. Experimental studies

significantly weaker than the rest of the bone, which may lead to buckling or fracture of the regenerate formed. It appears justified to assume that the fixator should be removed not earlier than at the moment of obtaining in the X-ray image comparable grey levels for the bone fraction and for the regenerate. Such a condition corresponds to the WWR index reaching a value close to one.

The above considerations are presented schematically in fig. 5.38. We may add that in practice experienced operating teams most frequently remove the frame fixator exactly at the time when the WWR index reaches a value close to one. Documentation available to the author, concerning a case of unsuccessful operation of bone elongation, indicates that the fixator was removed before the index reached the value of WWR=1, which supports the credibility of the interpretation adopted.

It appears that on the basis of the available results we can formulate a preliminary recommendation that the Ilizarov frame fixator should be removed once the regenerate growth index has reached the value of WWR=1. This recommendation may be an additional indication for less experienced operators as well as for the diagnostics of more difficult or doubtful cases of bone elongation.

złamania regeneratu. Wydaje się uzasadnione przyjęcie, że aparat należy zdejmować nie wcześniej, niż w momencie uzyskania na obrazie rentgenowskim porównywalnych poziomów szarości dla odłamów kostnych i regeneratu. Stan ten odpowiada osiągnięciu wartości współczynnika WWR bliskiej jedności.

Powyższe rozważania zilustrowano poglądowo na rys. 5.38. Warto dodać, że w praktyce doświadczone zespoły operacyjne zdejmują aparat najczęściej właśnie w momencie, gdy współczynnik WWR osiąga wartość bliską 1. Dostępna autorce dokumentacja przypadku niepowodzenia wskazuje, że usunięcie aparatu nastąpiło przed osiągnięciem wartości WWR=1, co potwierdza słuszność przyjętej interpretacji.

Wydaje się, że na podstawie dostępnych wyników badań można sformułować wstępne zalecenie usuwania aparatu Ilizarowa w momencie osiągnięcia wartości WWR=1. Powyższe zalecenie może być dodatkową wskazówką zarówno dla mniej doświadczonych operatorów, jak i dla diagnozy trudniejszych, wątpliwych przypadków wydłużania.

5.2.4. An attempt at algorithm automation

The proposed method for the assessment of regenerate growth requires, at the stage of selection of image area for analysis, the intervention of the operator consisting in delineation of a box enclosing the bone regeneration zone. There is no possibility of always delineating an identical area by two different operators, and even by a single operator analysing the same image several times. This causes a situation where several operators analysing the bone regenerate in the same X-ray image will obtain somewhat different results. To eliminate this shortcoming, it is necessary to transform the algorithm so as to make the selection of image area for analysis an automatic procedure.

If we analyse images of regenerate at the first or initial phase of stabilization, when the regenerate still has a low level of calcification, we can fairly easily perform automatic detection of the host bone segments that define the borders of the area of analysis. However, as the level of calcification in the distraction zone increases and the process of stabilization and transformation of the regenerate structure progresses, the host bone segment edges in the X-ray image begin to blur. At the same time the difference between the bone image and that of the regenerate decreases. This makes it difficult, and in the final stage of stabilization even impossible, to automate the identification of the regenerate and the host bone segments.

5.2.4. Próba automatyzacji algorytmu

Proponowana metoda oceny wzrostu regeneratu wymaga na etapie wyboru obszaru do analizy interwencji operatora, czyli zakreślenia prostokąta, wewnątrz którego znajduje się obszar regeneracji. Nie jest możliwe zakreślenie zawsze dokładnie takiego samego obszaru przez dwóch różnych operatorów, a nawet jednego operatora wykonującego kilkakrotnie analizę tego samego obrazu. Powoduje to otrzymanie przez kilku badaczy analizujących regenerat kostny na tym samym zdjęciu rentgenowskim nieznacznie różniących się wyników. Aby zniwelować ten efekt niezbędne jest przekształcenie algorytmu tak, aby wybór obszaru do analizy odbywał się w sposób automatyczny.

Jeżeli analizujemy zdjęcia regeneratu w pierwszej fazie stabilizacji, gdy regenerat jest w niewielkim stopniu uwapniony, to możemy bez większych trudności automatycznie przeprowadzić detekcję krawędzi odłamów kostnych, które wyznaczają granice obszaru analizy. Jednak wraz w miarę zwiększania się zawartości wapnia w przestrzeni dystrakcyjnej oraz postępów procesu stabilizacji i przebudowy struktury regeneratu krawędzie odłamów kostnych na zdjęciach rtg ulegaja rozmyciu. Jednocześnie maleje różnica pomiędzy obrazem kości i regeneratu. Utrudnia to, a w ostatniej fazie stabilizacji wrecz uniemożliwia automatyzację rozróżnienia regeneratu i odłamów kostnych.

5. Experimental studies

The concept of an algorithm for automatic detection of the distraction zone, that would be capable of analysing X-ray images of the regenerate throughout the period of stabilization, consisted in the determination of characteristic points on the image of the frame fixator. Once defined, such points could, in every successive image of the same patient, provide reference for the delineation of the area for analysis. For the application of such a method of regenerate identification to be possible, X-ray images would have to be acquired with the assurance of full repeatability of limb positioning relative to the frame fixator during the X-ray examinations.

Unfortunately, in the images made available to this author for analysis, that condition was not met. As illustrated in fig. 5.39, even though the images were taken at the same projection (AP), the image of the rings (frames) of the Ilizarov apparatus is different in each image. Slight changes in the limb position cause changes in the geometric relations between the chosen element of the image of the regenerate and the frame fixator. Therefore, the method, for lack of experimental material, has not been developed.

The algorithm proposed for automatic detection of the regenerate zone is, unfortunately, not flexible enough to ensure satisfactory effect on every image analysed.

Koncepcja algorytmu do automatycznej detekcji przestrzeni dystrakcyjnej, który mógłby analizować rentgenogramy przedstawiający regenerat przez cały okres stabilizacji, polegała na wyznaczeniu charakterystycznych punktów na obrazie stabilizatora. Raz zdefiniowane punkty mogłyby na każdym kolejnym zdjęciu tego samego pacjenta stanowić punkt odniesienia do wyznaczenia obszaru analizy. Aby możliwe było zastosowanie tej metody wyszukiwania, regeneratu zdjęcia musiałyby być wykonywane z zachowaniem pełnej powtarzalności ułożenia kończyny względem aparatu podczas badania rentgenowskiego.

Niestety, na rentgenogramach udostępnionych autorce do badania, warunek ten nie został spełniony. Jak przedstawiono na rys. 5.39, mimo że zdjęcia zostały wykonane w tej samej projekcji (AP), to jednak obraz pierścieni aparatu Ilizarowa na każdym z nich był inny. Niewielkie zmiany w ułożenia kończyny powodują zmiany w geometrycznych zależnościach pomiędzy poszczególnymi elementami stabilizatora i przestrzenią dystrakcyjną, a to uniemożliwia ustalenie warunków początkowych analizy, określających odległości pomiędzy wybranym elementem obrazu stabilizatora i regeneratu. Metoda ta, z powodu braku materiału badawczego, nie została rozwinieta.

Proponowany algorytm do automatycznej detekcji obszaru regeneratu niestety nie jest na tyle elastyczny, aby na każdym analizowanym zdjęciu uzyskać zadawalający efekt.



Rys. 5.39. Radiogramy tego samego pacjenta w projekcji APFig. 5.39. X-ray images of one patient, projection AP

This is due to a number of factors. Errors of detection appear in the case of images with very low contrast between the regenerate and the host bone segments. In many of the X-ray images used as experimental material in this work one can observe so-called "shadow effect", which is manifested as a relatively strong difference in the grey level between the two host bone segments. Also oblique orientation of the host bone segments with relation to each other makes correct detection impossible. In the case of X-ray images showing the regenerate at the final stage of stabilization, i.e. just before of just after the removal of the frame fixator, when even visual detection of the borders between the host bone segments and the regenerate is difficult, the proposed method for automatic detection will not be able to detect them, either.

Jest to spowodowane kilkoma czynnikami. Błędy detekcji pojawiają się w przypadku zdjęć o bardzo niskim kontraście pomiędzy regeneratem, a odłamami kostnymi. Na wielu zdjęciach rtg wykorzystanych w niniejszej pracy jako materiał badawczy można zaobserwować tzw. "efekt cienia", co objawia się dość znaczną różnicą w poziomach szarości pomiędzy obydwoma odłamami. Również skośna orientacja odłamów względem siebie uniemożliwia prawidłową detekcję. W przypadku rentgenogramów przedstawiających regenerat w ostatniej fazie stabilizacji, czyli tuż przed lub tuż po usunieciu stabilizatora, gdy nawet wizualnie trudno jest jednoznacznie określić granice pomiędzy odłamami a regeneratem, proponowana metoda automatyzacji także nie będzie w stanie ich wyznaczyć.



Rys. 5.40. Pierwszy etap przetwarzania obrazu w celu wyznaczenia obszaru regeneratu: a)obraz początkowy, b) negatyw obrazu początkowego, c) obraz powstały w wyniku mnożenia negatywu przez siebie, d) lokalne minima, wzdłuż pionowych linii obrazu, e) przeskalowany obraz kości, f) obraz binarny

Fig. 5.40. First stage of image transformation for the detection of regenerate zone: a) initial image, b) negative of initial image, c) image formed as a factor of negative multiplication by itself, d) local minima, along vertical edges of image, e) scales image of bone, f) binary image

The effectiveness of the method for automatic delineation of the image area for analysis of the WWR index depends on correct detection of the host bone segments and then of the distraction zone.

The condition for fully automatic analysis is, first of all, the absence of the frame fixator in the X-ray image. The appearance in the image frame of an element of the fixator may cause a totally erroneous result of regenerate **120**

Efektywność metody do automatycznego wyznaczenie obszaru analizy do wyznaczenia współczynnika WWR zależy od prawidłowej detekcji odłamów kostnych, a następnie przestrzeni dystrakcyjnej.

Warunkiem w pełni automatycznego przeprowadzenia analizy jest przede wszystkim brak na zdjęciu obrazu stabilizatora. Pojawienie się w kadrze fragmentu stabilizatora może doprowadzić do całkowicie błędnego rezuldetection. All the X-ray images analysed had been framed in such a way that the images showed solely the limb elongated (fig. 5.40a.).

The detection of the distraction zone is made in two stages. Stage one is aimed at the detection of the host bone segments, and stage two - the regenerate area. Transformation of the initial image begins with increasing its contrast. This is realized by multiplying its negative by itself, twice (fig. 5.40b, c). Next, by determining the minimum values for successive vertical lines of the image, we obtain the grey levels corresponding to the regenerate (fig. 5.40d). The maximum value of the regenerate is used to rescale the image so that the maximum value, and all lower values, assume the value of zero. In this manner we obtain strongly contoured host bone segments, clearly visible against the background. The resultant image is binary subjected to automatic conversion, on the basis of the criterion of maximum contrast at object edges (fig. 5.40f) (Kohler, 1981).

Stage two, delineation of the area of regeneration, begins with the transformation of the initial image (fig. 5.41a) into an image representing the local minima along all the lines of the image. As the regenerate area if calcified to a much lower degree than the host bone segments, the image of minima shows in its central part series of pixels with much lower grey levels

tatu detekcji. Wszystkie analizowane rentgenogramy są kadrowane w taki sposób, aby obrazy do analizy przedstawiały tylko i wyłącznie wydłużaną kończynę (rys. 5.40a.).

Detekcja przestrzeni dystrakcyjnej jest przeprowadzana dwu etapowo. Pierwszy etap ma na celu detekcję odłamów kostnych, drugi obszaru regeneratu. Przetwarzanie obrazu wejściowego rozpoczynamy od zwiększenia jego kontrastu. Realizujemy to poprzez dwukrotne pomnożenie jego negatywu przez siebie (rys. 5.40b, c). Następnie, poprzez wyznaczenie minimalnych wartości dla kolejnych pionowych linii obrazu otrzymujemy poziomy szarości odpowiadające regeneratowi (rys. 5.40d). Wykorzystujemy jego wartość maksymalną do przeskalowania obrazu tak, aby ta wartość i wszystkie niższe przybrały wartość zero. W ten sposób uzyskaliśmy mocno zarysowane odłamy kostne, wyraźnie odcinające się od tła. Taki obraz poddajemy automatycznej binaryzacji, na podstawie kryterium maksymalnego kontrastu na krawędziach obiektów (rys. 5.40f) (Kohler, 1981).

Drugi etap, wyznaczenie obszaru regeneracji rozpoczyna się przekształceniem obrazu początkowego (rys. 5.41a) w obraz przedstawiający lokalne minima wzdłuż wszystkich jego wierszy. Ponieważ obszar regeneratu jest w znacznie niższym stopniu uwapniony niż odłamy, obraz minimów przedstawia w jego środkowej części szeregi pikseli o znacznie niż-



5.41. Detekcja przestrzeni dystrakcyjnej: a) obraz początkowy poddajemy przekształceniu wyznaczającemu maksymalny poziom szarości w wierszu obrazu (b), który następnie binaryzujemy (c), operacją NAND obrazu binarnego odłamów kostnych (rys. 5.40f) z obrazem powstałym w wyniku binaryzacji obrazu maksimów uzyskujemy zgrubny obraz odłamów (d) oraz obszaru analizy (e) zawierającej

tworzącą się nową strukturę kostną

Fig. 5.41. Detection of the distraction zone: a) initial image is transformed to determine the maximum grey level in a line of the image (b), which is then subjected to binary conversion (c); by means of the NAND operation of binary image of host bone segments (fig.5.40f) with the image formed through binary conversion of the maximums image we obtain a rough image of the host bone segments (d) and of the area for analysis (e) containing the new bone structure that is formed

compared to those of the image areas szyn with the host bone segments. Binary conversion with the method of entropy, (Kapur et al., 1985, Saho et al., 1988) and a series of logical conversions and mathematical morphology, result in the obtaining of a rough image of the bone (fig. 5.41d) and of the area for analysis defined by means of coordinates of the vertices of ków **122**

szym poziomie szarości niż obszary, na których znajdowały się odłamy. Binaryzacja metodą entropii (Kapur i wsp., 1985, Saho i wsp., 1988) oraz seria przekształceń logicznych i morfologii matematycznej, doprowadza do uzyskania zgrubnego obrazu kości (rys. 5.41d) oraz obszaru analizy, określanej współrzędnymi wierzchołków otrzymanego prostokąta the rectangle obtained (fig. 5.41e). In this way we have obtained the region of interest, delineated manually by the operator. As has been mentioned earlier, the algorithm yields very good results of detection, provided that the images analysed are characterized by high level of contrast, the regenerate area is reproduced by grey levels lower than those of the host bone segments, and the latter are coaxially oriented with respect of each other. In the case of images of inferior quality, characterized by the defects described earlier, the results obtained will be accidental and random in character.

The effectiveness of the method, and the effect of change of method for the determination of image area for analysis, were estimated on a test group of 34 X-ray images showing bone regenerate at the initial phase of stabilization. The obtained results of quantitative analysis in the form the values of the regenerate growth index were set against the values obtained by the author with the help of the interactive method. Statistical analysis of both groups of results showed high mutual correlation, and the coefficient of correlation r was 0.96 (fig.5.42). Probability p of error in accepting the correlation as significant was 0.0000011.

To estimate whether the change in the method of determining the image area for analysis had an effect on the values obtained, a test of pairs of values was performed, utilizing the Wilcoxon test (of ranged signs) (Maliński, 2004).

(rys. 5.41e). W ten sposób otrzymaliśmy obszar zainteresowania, zakreślany przez użytkownika manualnie. Jak już wcześniej wspomniano, algorytm ten daje bardzo dobre rezultaty detekcji, pod warunkiem, że analizowane zdjęcia cechują się wysokim kontrastem, obszar regeneratu jest odwzorowywany przez poziomy szarości niższe niż odłamy a te ostatnie są względem siebie zorientowane współosiowo. W przypadku złej jakości zdjęć, charakteryzujących się wadami wcześniej przytoczonymi wadami, uzvskane wyniki będą przypadkowe.

Skuteczność oraz wpływ zmiany metody wyznaczania obszaru obrazu do analizy była oceniona na grupie testowej 34 rentgenogramów, przedstawiających regenerat kostny w początkowej fazie stabilizacji. Uzyskane wyniki analizy ilościowej w postaci wartości współczynnika wzrostu regeneratu zestawiono z wartościami otrzymanymi przez autorkę za pomocą metody interaktywnej. Przeprowadzona statystyczna analiza obu grup wyników wykazała wysoką wzajemną korelację, a współczynnik korelacji r wynosi 0.96 (rys. 5.42). Prawdopodobieństwo p popełnienia błędu przy uznaniu korelacji jako istotnej wynosi 0.0000011.

Aby ocenić, czy zmiana metody wyznaczenia obszaru do analizy ma wpływ na uzyskane wartości przeprowadzono test różnic par wartości wykorzystując test Wilcoxona (rangowanych znaków) (Maliński, 2004).



Rys. 5.42. Zależność pomiędzy wynikami uzyskanymi metodą interaktywną oraz automatyczną z zakreśloną linią trendu.
Równanie regresji liniowej: y = 0.99x·0.01, r = 0.96
Fig. 5.42. The relation between the results obtained with the interactive and the automatic methods, with trend line shown Linear regression equation: y = 0.99x·0.01, r = 0.96

A zero hypothesis H_0 was adopted, that the choice of method for the determination of regenerate area has no significant effect on the results obtained, while the alternative hypothesis H_1 was such that there exists an effect of the choice of method on the results obtained. The condition for the rejection of hypothesis H₀ is the fulfilled relation of $p \le \alpha$. Analysis of differences between the results of analyses of the test group (32 X-ray images) showed that there are no grounds for the rejection of the zero hypothesis. Assuming both the right-hand and the left-hand critical areas, in both cases the value of probability p assumed levels higher than the credibility Przyjęto hipotezę zerową H₀, mówiącą, że wybór metody do wyznaczenia obszaru regeneratu nie ma istotnego wpływu na uzyskane wyniki, natomiast hipoteza alternatywna H1 mówi, że istnieje wpływ wyboru metody na uzyskane wyniki. Warunkiem odrzucenia hipotezy H₀ jest spełniona zależność p≤ α . Analiza różnic pomiędzy rezultatami analizy grupy testowej (32 zdjęcia rtg) dowiodła, że nie ma podstaw do odrzucenia hipotezy zerowej. Zakładając zarówno prawostronny obszar krytyczny, jak i lewostronny w obu przypadkach wartość p prawdopodobieństwa przyjmowała wartość większą od przedziału ufności α =0.05. Dla analizy prawostronnej p=0.147,

interval α =0.05. For the right-hand side analysis *p* =0.147, and in the case of left-hand side analysis *p*=0.854.

To recapitulate, the Wilcoxon test confirmed that the choice of method does not have any significant effect on the determined values of the regenerate growth index.

An undisputed advantage of the interactive method of regenerate analysis is the possibility of determination of WWR index values throughout the process of stabilization, which unfortunately cannot be achieved with the help of the developed algorithm. In the course of stabilization, the grey levels representing the regenerate area change in a dynamic manner with the increase in the level of regenerate calcification. The proposed method for automatic detection is based primarily on analysis of grey levels representing the host bone segments and the regenerate, and the principle of the detection is the assumption that the host bone segments, between which the regenerate is located, constitute the brightest objects in the image. At later stages of stabilization, when the regenerate becomes calcified to a degree comparable to that of the host bone segments, the method described above becomes ineffective and would require the full repeatability of projection of all images as described at the beginning.

The comparison made of the results of the automatic and interactive determination of WWR index values showed that, in spite of the lack of full repeatability of results obtained, the

w przypadku analizy lewostronnej p=0.854.

Podsumowując, test Wilcoxona, potwierdził, że wybór metody nie ma istotnego wpływu na wyznaczane wartości współczynnika wzrostu regeneratu.

Niewątpliwą zaletą interaktywnej metody analizy regeneratu jest możliwość wyznaczenia wartości WWR podczas całego procesu stabilizacji, czego niestety nie można wykonać przy użyciu opracowanego algorytmu. W trakcie stabilizacji poziomy szarości reprezentujące obszar regeneratu zmieniają się w sposób dynamiczny wraz ze zwiększającym się poziomem jego uwapnienia. Proponowana, automatyczna metoda detekcji opiera się w głównej mierze na analizie poziomów szarości odwzorowujących odłamy kostne i regenerat, a podstawą detekcji jest założenie, że to odłamy kostne, pomiędzy którymi znajduje się regenerat są najjaśniejszymi obiektami w obrazie. W późniejszych etapach stabilizacji, gdy regenerat staje się uwapniony w stopniu zbliżonym do odłamów kostnych opisana powyżej metoda staje się nieskuteczna i wymagałaby opisanej na wstępie powtarzalności projekcji wszystkich zdjęć.

Przeprowadzone porównanie wyników automatycznego oraz interaktywnego wyznaczania wartości WWR wykazało, że pomimo braku pełnej powtarzalności otrzymywanych wyników

5.2.5. 3D analysis

X-ray images used for quantitative estimation of the degree of bone regenerate growth provide information on the average level of calcification of the whole volume of the regenerate, but without possibility of assessment of its structure. It should be kept in mind that the new bone structure is not homogeneous, as the process of calcification does not occur at constant intensity throughout the distraction space volume.

The analysis of 3D images of bone regenerate was aimed at visualizing its true structure and at performing its qualitative analysis. Quantitative analysis was impossible due to the lack of differentiation of cortex bone areas and a lack of standards for its estimation.

The 3D images of elongated bone were created with the use of images acquired from examinations with the methods of X-ray tomography and magnetic resonance. The examinations were made for two patients, which prevented direct comparison of the two methods. In both cases the images were taken after the removal of the stabilizer, that is at the time when the doctors, on the basis of visual analysis wykonane po usunięciu stabilizatora,

5.2.5. Analiza 3D

Zdjęcia rentgenowskie wykorzystane do ilościowej oceny stopnia wzrostu regeneratu kostnego dostarczają nam informacji o średnim stopniu uwapnienia całej objętości regeneratu. Nie można natomiast ocenić jego struktury. Należy pamiętać o tym, że nowa struktura kostna jest niejednorodna, gdyż proces uwapnienia nie zachodzi z jednakowa intensywnościa w całej objętości przestrzeni dystrakcyjnej.

Przeprowadzenie analizy obrazów 3D regeneratu kostnego miało na celu wizualizację jego rzeczywistej struktury oraz jakościową analizę. Analiza ilościowa była niemożliwa z powodu braku zróżnicowania obszarów kości korowej oraz braku standardów jej oceny.

Do utworzenia trójwymiarowego obrazu wydłużanej kości wykorzystano zdjęcia uzyskane podczas badania wykonywane metodą tomografii rentgenowskiej oraz rezonansu magnetycznego. Badania te zostały przeprowadzone dla dwóch różnych pacjentów, co uniemożliwiło bezpośrednie porównanie wyników obydwu metod. W obu przypadkach zdjęcia zostały of X-ray images, decided that the regenerate was ready to bear loads. Examinations utilizing 3D imaging are made only sporadically, mainly due to their high cost and lack of indications for such examinations if the treatment progresses well. This explains why such a sparse material was used for the analysis. The image examinations performed yielded a sequence of images of cross-sections of the limbs examined. Next, using a module for 3D analysis and the visualization module of the Aphelion software a 3D reconstruction was made of the limb studied.

Analysis of images from X-ray tomograph

Examination with X-ray tomograph was made for patient P.P., subjected to lower leg lengthening, using a Siemens Siremobil®Iso-C3D apparatus. The apparatus is generally used to generate current 3D images of structure during inter-operation examinations. It is not, therefore, a typical diagnostic tool, which means that the image obtained is not suitable for quantitative analysis (OCT – Quantitative Computer Tomography) (Mischke, 2003). The images, with resolution of 186x181 pixels, were saved in the DICOM (Digital Imaging in Medicine) format. Images in DICOM format differ from standard formats of graphic files primarily in

czyli w momencie, w którym lekarze na podstawie wizualnej analizy zdjęć rentgenowskich uznali, że regenerat jest zdolny do przenoszenia obciążeń. Badania wykorzystujące obrazowanie 3D wykonuje się sporadycznie, przede wszystkim ze względu na ich wysoki koszt oraz brak wskazań do wykonywania badania w przypadku poprawnego przebiegu leczenia. Tłumaczy to dlaczego tak niepokaźny materiał został wykorzystany do analizy. W wyniku przeprowadzonych badań obrazowych otrzymano sekwencję obrazów przekrojów poprzecznych badanej kończyny. Następnie wykorzystując moduł do analizy 3D oraz moduł do wizualizacji programu Aphelion na podstawie serii zdjęć wykonano trójwymiarową rekonstrukcję kości badanej kończyny.

Analiza zdjęć z tomografu rentgenowskiego

Badanie tomografem rentgenowskim zostało przeprowadzone dla pacjenta P.P. poddanego zabiegowi wydłużenia podudzia aparatem Siemense Siremobil®Iso-C3D. Aparat ten służy zasadniczo do tworzenia aktualnego obrazu struktury 3D podczas badań śródoperacyjnych. Nie jest więc typowym urządzeniem diagnostycznym, co sprawia, że uzyskany obraz nie nadaje się do analizy ilościowej (QCT -Quantitative Computer Tomography) (Mischke, 2003). Zdjęcia, o rozdzielczości 186x181 pikseli zostały zapisane zgodnie ze standardem DICOM (ang. Digital Imaging in Medicine - cyfrowy zapis obrazów

5. Experimental studies

that their headings contain information about the patient and the type of equipment used for their acquisition. It is also possible to include indications on image calibration to allow for their viewing at user-defined accuracy by means of any software and on any hardware that supports the standard. However, for the purpose of their processing and analysis with the Aphelion software, the images needed to be converted to another format, e.g. TIFF or JPEG. The file conversion was performed with the help of the Osiris program (popular freeware software for viewing and simple transformation of images in the DICOM format) which has the function of exporting DICOM files to the TIFF format.

Metal elements of the frame fixator cause the appearance of artefacts which may preclude the obtaining of legible images of the bone structure (Salmas, 1998), therefore no 3D images were analysed that originated from before the removal of the fixator from the limb.

In the case of the images included in the analyses, tomographic examination was made the day after the Ilizarov apparatus was removed, thus avoiding the problems following from its

w medvcvnie). Obrazy zapisane w formacie DICOM różnią się od standardowych formatów plików graficznych przede wszystkim tym, że w nagłówkach plików umieszczane są informacje dotyczące pacjenta oraz sprzętu na jakim zostały wykonane. Możliwe jest zawarcie w nich także wskazań dotyczacych kalibracji obrazów, aby było możliwe ich przeglądanie z zadaną dokładnością przez dowolne oprogramowanie, na dowolnych urządzeniach wspierających ten standard. Jednak w celu ich przetwarzania i analizy za pomocą programu Aphelion wymagały one konwersji na format np. TIFF lub JPEG. W tym celu wykorzystano program Osiris (popularne darmowe oprogramowanie do przegladania oraz prostego przetwarzania obrazów zapisanych zgodnie ze standardem DICOM), który ma możliwość eksportu plików DICOM do formatu TIFF.

Metalowe elementy stabilizatora powodują powstawania artefaktów, które mogą uniemożliwić otrzymanie czytelnego obrazu struktury kostnej (Salmas, 1998), dlatego też nie analizowano żadnych obrazów 3D z okresu przed usunięciem aparatu z kończyny.

W przypadku obrazów będących przedmiotem analizy badanie tomograficzne wykonano dzień po usunięciu aparatu Ilizarowa, a więc uniknięto problemów związanych



Rys. 5.43. Sekwencja obrazów przekrojów kości zarejestrowanych przez tomograf rentgenowskiFig. 5.43. Sequence of images of bone cross-sections recorded by an X-ray tomograph



Rys. 5.44. Trójwymiarowa projekcja kości po wydłużeniu metodą Ilizarowa **Fig. 5.44.** 3D projection of a bone after elongation with the Ilizarov method

presence. Nevertheless, the images of z obecnościa stabilizatora. individual cross-sections contain interference in the form of strong nonuniform noise (fig. 5.43.). norodny szumem (rys. 5.43.). The 3D image of the elongated bone was modelled by means of an algorithm for the generation of 3D images incorporated in the Aphelion, out of a sequence of 256 2D images of crosssections of the limb under examination kończyny (rys. 5.43.) (fig. 5.43.) The reconstructed structure can be Zrekonstruowana strukture observed as a 3D object (fig. 5.44) or as a set of three mutually perpendicular 2D cross-sections (fig. 5.45). It is also possible to choose specific cross-sections with desired orientation and to save them as individual graphic osobnych plików graficznych. files Aby zilustrować budowę kości, "wy-To illustrate the bone structure, grey levels representing muscle tissue were "faded out" in the image, and a single grey level was ascribed to bone tissue. As can be seen in fig. 5.44, the cortex part of the bone within the regenenie jest jeszcze w pełni odtworzona. ration zone is not yet fully reconstructed. As the experimental material included radiological documentation of the process of stabilization of patients examined by means of X-ray tomography, it was decided to use cross-sections

from the generated 3D image to simulate an X-ray image, and to compare the simulated image with a convenroentgenogram. tional Individual layers of the 3D image were saved as separate files and then pasted together. The resultant file was processed so as to obtain a level of contrast similar to

Jednak mimo to obrazy poszczególnych przekrojów są zakłócone silnym niejed-

Trójwymiarowy obraz wydłużonej kości zamodelowano wykorzystując algorytm do tworzenia obrazów 3D w programie Aphelion z sekwencji 256 obrazów płaskich przekrojów badanej

można obserwować w postaci obiektu 3D (rys. 5.44) lub jako zestawienie trzech wzajemnie prostopadłych przekrojów (rys. 5.45). Istnieje możliwość wyboru określonych przekrojów w zadanym kierunku i zapisaniu ich w formie

gaszono" stopnie szarości pochodzące od tkanki mięśniowej i tkance kostnej przypisano jeden stopień szarości. Jak można zauważyć na rys. 5.44. część korowa kości w obszarze regeneracji

Ponieważ w materiale badawczym znajdowała się dokumentacja radiologiczna przebiegu stabilizacji pacjenta, badanego tomografią rentgenowską, postanowiono na podstawie przekrojów utworzonego obrazu 3D w kierunku równoległym do osi kości zasymulować obraz zdjęcia rentgenowskiego i porównać go z klasycznym rentgenogramem. Poszczególne warstwy obrazu 3D zapisano jako osobne pliki a następnie dodawano do siebie. Końcowy plik poddano przekształce-



Rys. 5.45. Przykład wizualizacji struktury 3D na podstawie jej trzech wzajemnie prostopadłych przekrojów Fig. 5.45. Example of visualization of a 3D structure by means of three mutually perpendicular 2D cross-sections of the bone

that of a typical X-ray image and to eliminate noise, which ultimately produced an image simulating an X-ray image (fig. 5.46). The image formed in this way should be considered as a rather rough approximation of an Xray image, mainly due to its relatively low (compared to the X-ray image) quality and resolution.

However, preliminary comparison of the two images indicates a fairly high level of similarity. Both images show the edges of the host bone segments immediately adjacent to the regeneration zone. Both in the conventional X-ray image and in the simulation image we can observe the continuous

niom mającym na celu uzyskanie kontrastu zbliżonego do typowego rentgenogramu oraz usunięciu szumów, co ostatecznie doprowadziło do otrzymania obrazu będącego symulacją obrazu rentgenowskiego (rys. 5.46). Powstały obraz należy traktować jako dość zgrubne przybliżenie obrazu rtg, przede wszystkim ze względu na stosunkowo niską (w porównaniu do zdjęcia rtg) jakość i rozdzielczość.

Wstępne porównanie tych dwóch obrazów wskazuje jednak na dość duże podobieństwo między nimi. Na obu obrazach sa widoczne krawędzie odłamów kostnych bezpośrednio sąsiadujących z obszarem regeneracji. Zarówno na klasycznym rentgenogramie jak i obrazie symulującym rentgeno-



5. Experimental studies

bone edge on the left-hand side of the image, and a discontinuous bone edge on the right-hand side. The darker bone areas look similar in both the images. These similarities confirm the agreement between the generated 3D model with the actual bone tissue, which means that it can be used for the evaluation of the method for quantitative analysis of bone regenerate proposed in this work.

gram można zaobserwować ciągłą krawędź kości z lewej strony obrazu oraz nieciągłą z prawej strony. Ciemniejsze obszary kości wyglądają podobnie na obydwu obrazach. Te podobieństwa potwierdzają zgodność wygenerowanego modelu 3D z rzeczywistą tkanką kostną, co pozwala go wykorzystać do oceny proponowanej w niniejszej pracy metody ilościowej analizy regeneratu kostnego.



a) rentgenogram kości podudzia pacjenta P.P. X-ray image of lower leg bones of patient P.P



b) obraz symulujący rentgenogram *image simulating an X-ray image*

Rys. 5.46. Porównanie obrazu rtg podudzia pacjenta P.P (a) wykonanego dzień przed badaniem tomograficznym, z obrazem symulującym rentgenogram powstałym w oparciu o kolejne płaszczyzny obrazu 3D w kierunku równoległym do osi kości (b)

Fig. 5.46. Comparison of X-ray image of lower leg of patient P.P (a), taken a day before the tomographic examination, with an image simulating an X-ray image, generated on the basis of successive sections of a 3D image in a direction parallel to the bone axis (b)

Analysis of images from magnetic resonance

The result of magnetic resonance (MR) examination is a sequence of images representing 2D cross-sections of limbs. The images are then utilized by a program for 3D visualisation, hooked up to the MR apparatus. Images registered during the examination can be saved in DICOM format, but they are not meant for diagnostic use, a reminder of which is displayed on every image in the form of a warning message (fig. 5.47). It is probable that in the course of format conversion some of the information is lost compared to the initial files.

Analiza zdjęć z rezonansu magnetycznego

Wynikiem badania rezonansem magnetycznym jest sekwencja obrazów przedstawiających płaskie przekroje kończyn. Obrazy te są następnie wykorzystywane przez dołączony do aparatury program do trójwymiarowej wizualizacji. Zdjęcia zarejestrowane podczas badania można zapisać zgodnie ze standardem DICOM, jednak nie są one przeznaczone do celów diagnostycznych, o czym informuja wyświetlone na każdym z tych obrazów napisy (rys. 5.47). Prawdopodobnie podczas zmiany formatu dochodzi do utraty informacji w stosunku do plików wyjściowych.



Rys. 5.47. Interfejs przeglądarki zdjęć z rezonansu magnetycznego. Ostrzeżenie producenta: zarejestrowane obrazy nie mogą być materiałem diagnostycznym
 Fig. 5.47. User interface of magnetic resonance image display unit. Manufacturer's warning: images registered cannot be used as diagnostic material

This is a limitation imposed by the manufacturer of the equipment, meant to bind the users of the equipment to software dedicated to the equipment as manufacturer approved applications.

When the data are read into the *Osiris* program, it turns out that the images obtained are of much lower quality than if viewed with the dedicated display unit from the MR equipment manufacturer. First of all, they have much lower contrast, and therefore inferior differentiation between the tissues reproduced in the image (fig. 5.48).

As the MR images presented limb sections as well as certain areas beyond the patient's body, containing no relevant data, the images were edited so as to leave only the fragment relevant to our area of interest, i.e. representing the sections of elongated limb (fig. 5.49.). Jest to ograniczenie narzucone przez producenta sprzętu, mające na celu przywiązanie odbiorców sprzętu do dedykowanego dla tego sprzętu oprogramowania.

Po odczytaniu danych przez program *Osiris* okazuje się, że otrzymujemy obrazy o znacznie niższej jakości, niż wyświetlane przez dedykowaną przeglądarkę producenta. Przede wszystkim cechują się znacznie niższym kontrastem, a przez to mniejszym zróżnicowaniem zarejestrowanych na obrazie tkanek (rys. 5.48)

Ponieważ obrazy z rezonansu przedstawiały przekroje kończyn oraz pewien obszar poza ciałem pacjenta, nie zawierający żadnych danych, z każdego z nich wykadrowano jedynie fragment przedstawiający interesujące nas przekroje wydłużanej kończyny (rys. 5.49.).





a) obraz wyświetlany przez załączoną przez producenta przeglądarkę image viewed on the screen of manufacturer's display unit

b) obraz konwertowany z formatu DICOM do formatu TIFF przez program Osisris image converted from DICOM to TIFF format by the Osiris software

Rys. 5.48. Okno przeglądarki umożliwiającej obserwację poszczególnych zdjęć powstałych podczas badania rezonansem magnetycznym
 Fig. 5.48. Image window of display unit for viewing images generated during magnetic resonance examinations





Rys. 5.49. Wybrane obrazy z sekwencji zdjęć tworzących trójwymiarowy obraz **Fig. 5.49.** Selected 2D images from a sequence forming a 3D image

Like in the case of 3D visualisation of the bone on the basis of images from the tomograph, the *Aphelion* software was used to generate a 3D image of the complete limb out of a whole sequence of 2D images. The tools incorporated in the *Aphelion* permit the assessment of the bone under examination on the basis of cross- or longitudinal sections (fig. 5.51), as well as in the form of a 3D model (fig. 5.50).

There is a possibility of selecting from the whole image such areas as are of special interest, e.g. the image of bone tissue, by "fading out" the remaining tissues with the help of a program tool imparting translucence to operatordesignated grey levels (fig. 5.50b.). It is also possible to generate sections of the created object, in mutually perpendicular planes (fig. 5.51). Podobnie, jak w przypadku trójwymiarowej wizualizacji kości na podstawie zdjęć z tomografu użyto programu *Aphelion*, który z całej sekwencji obrazów płaskich przekrojów zbudował trójwymiarowy obraz kończyny. Narzędzia programu *Aphelion* pozwalają oceniać strukturę badanej kości na podstawie jej poprzecznych lub wzdłużnych przekrojów (rys. 5.51), jak również w postaci trójwymiarowego modelu (rys. 5.50).

Istnieje możliwość wyselekcjonowania z całego obrazu interesujących nas obszarów, np. obraz tkanki kostnej poprzez "wygaszenie" pozostałych tkanek przy użyciu narzędzia nadającego przezroczystość wyznaczonym przez operatora poziomom szarości (rys. 5.50b.). Możliwe jest także tworzenie przekrojów utworzonego obiektu w płaszczyznach wzajemnie prostopadłych (rys. 5.51).







 b) po "wygaszeniu" poziomów szarości odpowiadających tkankom mięśniowym ujawnia się struktura kostna after "fading out" grey levels corresponding to muscle tissue the bone structure becomes visible

Rys. 5.50. Trójwymiarowy obraz wydłużonej kości. Widoczne załamanie regeneratu (b) jest skutkiem jego nierównomiernego na całej objętości przestrzeni dystrakcyjnej uwapniania
 Fig. 5.50. 3D image of elongated bone. The visible collapse of the regenerate (b) is the result of its non-uniform calcification through the volume of the distraction zone

One of the more important observations made on the reconstructed image of the regenerate is the confirmation of its non-uniformity. As can be seen in the figures showing both the section and the 3D model of the regenerate (fig. 5.50), there are areas within the distraction zone that are still

Jedną z ważniejszych obserwacji dokonanych na zrekonstruowanym obrazie regeneratu jest potwierdzenie jego niejednorodności. Jak można zauważyć na rys. 5.50 przedstawiających zarówno jego przekrój, jak i trójwymiarowy model, istnieją w obszarze przestrzeni dystrakcyjnej obszary



Rys. 5.51. Wizualizacja przekrojów w trzech wzajemnie prostopadłych kierunkach trójwymiarowego obrazu wydłużanej kończyny Fig. 5.51. Visualization of section of 3D image of elongated limb, in three mutually perpendicular planes

not filled with new bone tissue. In the image showing the longitudinal section of the limb (fig. 5.51) there is a visible lack of continuity of new bone tissue in the distraction zone. Additionally, in spite of the completed phase of stabilization, the structure of the regenerate differs from that of the host bone segments by its lack of developed marrow canal. These observations are supported by literature reports on the reconstruction stages of correct bone structure (Tęsiorowski, Zarzycka, 1998, Eyres et al. 1993b). This means that the process of bone tissue reconstruction in the distraction zone has not yet been completed.

The obtained image of true 3D bone structure confirmed also the validity of the choice of tube as a simplified także słuszność wyboru tuby jako

jeszcze nie zapełnione nową tkanką kostną. Na rys.5.51 przedstawiającym przekrój wzdłużny kończyny widoczny jest brak ciągłości nowej tkanki kostnej w przestrzeni dystrakcyjnej. Dodatkowo, pomimo zakończonego etapu stabilizacji, struktura regeneratu różni się od struktury odłamów kostnych brakiem wykształconego kanału szpikowego. Obserwacje te potwierdzają doniesienia literaturowe na temat etapów rekonstrukcji prawidłowej struktury kostnej (Tęsiorowski, Zarzycka, 1998, Eyres i wsp. 1993b). Oznacza to, że proces odbudowy tkanki kostnej w przestrzeni dystrakcyjnej nie został jeszcze zakończony.

Uzyskany obraz rzeczywistej trójwymiarowej struktury kości potwierdził model of bone. The model was chosen when formulating the assumption of the proposed method, on the basis of analysis of grey levels distribution in bone images acquired with the X-ray technique. Moreover, observations confirm the validity of the choice of the central part of regeneration zone for analysis of changes taking place within the distraction space. If the regenerate calcifies at the stabilization stage throughout the distraction zone, as is indicated by observations of generated images (fig. 5.50 and 5.51), the proposition of estimating bone edge continuity in X-ray image as a criterion of formation of cortex bone finds no support in observation of generated images.

Unfortunately, no X-ray image of the patient whose limb image was analysed, taken at the same time, was available. This precluded direct comparison of characteristics features of the regenerate, recorded with two different imaging techniques. Therefore, it was decided to make an experiment consisting in the generation of an image simulating the X-ray image of the regenerate (like in the case of analysis of images from computer tomography) and comparing that image with the image recorded during magnetic resonance examination (fig. 5.52.c).

After obtaining an image simulating an X-ray image, out of a sequence of cross-sections of a 3D image, another image was generated, representing

uproszczonego modelu kości. Model ten wybrano przy opracowaniu założeń proponowanej metody na podstawie analizy rozkładu stopni szarości obrazu kości na rentgenogramie. Ponadto obserwacje potwierdzają słuszność wyboru środkowej cześci obszaru regeneracji do analizy zmian zachodzących w przestrzeni dystrakcyjnej. Jeżeli regenerat uwapnia się na etapie stabilizacji w całej objętości przestrzeni dystrakcyjnej, jak na to wskazują obserwacje wygenerowanego obrazu (rys. 5.50 i rys. 5.51) to teza o ocenie ciągłości krawędzi kości rtg, jako kryterium utworzenia się części kości korowej nie znajduje potwierdzenia w obserwacji wygenerowanego obrazu.

Niestety, nie dysponowano wykonanym w tym samym czasie zdjęciem rentgenowskim pacjenta, którego obrazy kończyny poddano analizie. Uniemożliwiło to bezpośrednie porównanie charakterystycznych cech regeneratu zarejestrowanych dwoma różnymi technikami obrazowania. Postanowiono przeprowadzić eksperyment polegający na wygenerowaniu zdjęcia symulującego zdjęcie rentgenowskie regeneratu (podobnie jak w przypadku analizy zdjęć z tomografu komputerowego) i jego porównaniu z obrazem zarejestrowanym podczas badań rezonansem magnetycznym (rys. 5.52.c).

Po uzyskaniu z sekwencji przekrojów obrazu 3D obrazu symulującego radiogram wygenerowano drugi obraz, stanowiący globalne maksimum z prze-



a) obraz symulujący rentgenogram image simulating an X-ray image





b) obraz maksimów wszystkich warstw image of maxima of all the layers

Krawędź kości uzyskana z obrazu z rezonansu magnetycznego

Krawedzie kości na obrazie symulującym rentgenogram badanej kości

c) obraz symulujący rentgenogram z zaznaczonymi krawędziami kości widocznymi na obrazie z rezonansu magnetycznego image simulating an X-ray image, with highlighted bone edges visible in the image from magnetic resonance examination

Rys. 5.52. Porównanie rejestracji krawędzi kości na zdjęciach rentgenowskich (na przykładzie symulowanego obrazu) oraz z rezonansu komputerowego Fig. 5.52. Comparison of bone edge registering in X-ray images (on the example of a simulated image) and in images from magnetic resonance examination

used for the generation of the simulated X-ray image (fig. 5.52.b).

a global maximum from bone sections krojów kości wykorzystanych do utworzenia symulowanego rentgenogramu (rys. 5.52.b).



5. Experimental studies

The objective of the image of maxima was to determine the true limits of the bone visible in the given projection. Next, to estimate the level of accuracy of bone edge reproduction in the X-ray image, in fig. 5.52c the bone edges determined on the basis of magnetic resonance examination were highlighted (black contour lines). The differences between the two images of the same structure are not major, but they exist nevertheless. In the image simulating an X-ray image, the bone edges are slightly blurred and shifted towards the centre of the distraction zone. Estimating the differences in bone edge imaging (fig. 5.52c) we can state that, in cases analogous to that under discussion, the X-ray image of the regenerate will be the brightest in the central area, while the edges will be darker. This experiment supports the validity of the methodological assumption adopted in the method proposed for the analysis of X-ray images. Considering the non-uniformity of the regenerate and the lack of its distinct edges in X-ray images, the observation confirm that in order to evaluate the regenerate its central area should be selected as the area for analysis. Analysis of continuity of the edges formed increases the risk of unduly delaying the moment of taking off the Ilizarov apparatus from the elongated limb.

Summary

The 3D visualisation of object studied, in this case the bones of limbs lengthened with the Ilizarov method, is a source of information that is unavailable in the case of analysing tepnych w przypadku analizy jedynie 140

Obraz maksimów miał określić rzeczywiste granice kości, widoczne w danej projekcji. Następnie, w celu oceny stopnia dokładności odwzorowania krawędzi kości na zdjęciu rentgenowskim, na rys. 5.52c zakreślono krawędzie kości wyznaczone na podstawie badania rezonansowego (czarny obrys). Różnice pomiedzy obydwoma odwzorowaniami tej samej struktury nie są znaczne, ale jednak istnieja. Na obrazie symulującym rentgenogram krawedzie kości sa lekko rozmyte oraz przesunięte do środka przestrzeni dystrakcyjnej. Oceniając różnice w odwzorowaniu krawędzi kości (rys. 5.52c) można stwierdzić, w przypadkach analogicznych do omawianego, obraz rentgenowski regeneratu bedzie najjaśniejszy w środkowej części, natomiast jego krawędzie będą ciemniejsze. Badanie to potwierdza słuszność przyjętych założeń metodycznych w proponowanej metodzie ilościowej analizy zdjęć rentgenowskich. Biorąc pod uwagę niejednorodność regeneratu oraz brak na zdjęciach rtg, jego wyraźnych krawędzi, obserwacje te potwierdzają, że aby ocenić regenerat, należy wybrać jako obszar analizowany jego część środkowa. Analiza ciagłości powstałych krawędzi zwiększa ryzyko opóźnienia momentu usunięcia aparatu Ilizarowa.

Podsumowanie

Trójwymiarowa wizualizacja badanych obiektów, w tym przypadku kości kończyn wydłużanych metodą Ilizarowa, jest źródłem informacji niedosonly 2D projections. It permits qualitative assessment of the true structure of regenerating bone tissue. Unfortunately, due to the insufficient quality of images obtained and to the lack of standards for their evaluation, there is no possibility of performing an accurate and credible quantitative analysis. It should be emphasized that the above remarks do not depreciate the method in itself, as they mainly relate to the available images whose quality was purposely lowered by programs creating data archives.

Advanced techniques of image-based diagnostics provide a valuable complementary tool with relation to conventional X-ray examination, but due to their limitations (lack of possibility of making such examinations in the course of stabilization, lack of standards for quantitative evaluation of the results of examinations, lack of common availability of the required apparatus, high costs) they cannot become a basic tool in diagnostics.

5.3. Recapitulation of results

Before recapitulating the results of the study, it is worth reminding that the objective of the study was verification of the theoretical assumptions of the method, and of the limitations to its clinical applicability.

In the course of the experiments, it was shown that method proposed by the author for quantitative analysis of the degree of bone regenerate growth is characterized by low sensitivity to lack

dwuwymiarowych projekcji. Pozwala na jakościową ocenę rzeczywistej struktury odbudowujących się tkanek kostnych. Niestety, z powodu zbyt niskiej jakości otrzymywanych obrazów oraz braku standardów ich oceny, nie jest możliwe przeprowadzenie rzetelnej i wiarygodnej analizy ilościowej. Należy podkreślić, że powyższe uwagi nie deprecjonują samej metody, gdyż odnoszą się głównie do dostępnych obrazów, których jakość została celowo pogorszona przez programy do archiwizacji danych

Zaawansowane techniki diagnostyki obrazowej są cennym uzupełnieniem w stosunku do klasycznych badań rentgenowskich, jednak z powodu swych ograniczeń (brak możliwości wykonywania badania w trakcie stabilizacji, brak standardów do ilościowej oceny wyników badania, brak powszechnego dostępu do aparatury, wysoki koszt) nie mogą stanowić podstawowego narzędzia diagnostycznego.

5.3. Podsumowanie wyników badań

Przystępując do podsumowania wyników badań należy przypomnieć, że ich celem była weryfikacja teoretycznych założeń metody jak również, jej ograniczeń oraz klinicznej przydatności.

W toku prowadzonych doświadczeń wykazano, że proponowana przez autorkę metoda do ilościowej analizy stopnia wzrostu regeneratu jest mało wrażliwa na brak pełnej powtarzalof full repeatability of X-ray image exposure conditions. A comparative analysis was performed of the values of the regenerate growth index determined on X-ray images before and after their standardization. In the group images studied, the result of the analysis differed only slightly, and all of them showed high correlation. The statistical test performed confirmed its significance in all the cases. The results of the analysis indicate an advantage of the method, important from the viewpoint of clinical practice, that is a lack of absolute necessity of preliminary correction of images used for quantitative evaluation.

An attempt was also made at estimating the changes that take place in the host bone segments in the course of bone lengthening and stabilization, i.e. throughout the whole period of treatment in which the patient had the frame fixator placed on the elongated limb. The experiments showed progressing in time decalcification in bone areas immediately adjacent to the distraction zone. In all the series of images the mean grey level displayed a decreasing tendency, was which illustrated in the graphs by means of the determined trend line. Quantitative analysis of the degree of decalcification of host bone segments was not possible due to the lack of established standards for the determination of the relation between the grey levels recorded in images and the content of calcium in the bones. The process of osteoporosis progressing in the course of stabilization is an additional argument supporting the proposition of the

ności warunków ekspozycji zdjeć rentgenowskich. Przeprowadzono porównawczą analizę wartości współczynnika wzrostu regeneratu wyznaczanego na rentgenogramach przed i po normalizacji. W badanej grupie zdjęć rezultaty analizy różniły się nieznacznie i wszystkie wykazały wysoką korelację. Przeprowadzony test statystyczny potwierdził jej istotność we wszystkich przypadkach. Wyniki tej analizy wskazują ważną z punktu widzenia praktyki zaletę analizowanej metody, jaką jest brak bezwzględnej konieczności wstępnej korekcji zdjęć przeznaczonych do ilościowej oceny.

Podjęto również próbę oceny zmian zachodzących w odłamach kostnych w trakcie wydłużania i stabilizacji, czvli w całym okresie leczenia, w którym pacjent miał zamontowany aparat stabilizujący. Badania wykazały postępującą w czasie utratę wapnia w odłamach kostnych, w obszarach sąsiadujących bezpośrednio z przestrzenią dystrakcyjną. We wszystkich seriach zdjęć średni poziom szarości odłamów kostnych wykazywał tendencję malejącą, co zilustrowano na wykresach z wyznaczoną linią trendu. Ilościowa analiza stopnia odwapnienia odłamów kostnych nie jest możliwa z powodu braku opracowanych standardów, pozwalających na określenie zależności pomiędzy rejestrowanymi na zdjęciach poziomami szarości a zawartością wapnia. Postępujący w trakcie stabilizacji proces osteoporozy odłamów jest dodatkowym argumentem popierającym tezę o potrzebie wyznaczenia optymalnego momentu necessity of determining an optimum time of the frame fixator removal, when the value of the regenerate growth index reaches one. This is also supported by analysis of the WWR index values determined for patients whose X-ray images constituted the experimental material for this study.

Comparison of the WWR index values determined ta the time of frame fixator removal with subsequent observations supports, in most cases, the validity of diagnoses be the experienced doctors from the Clinic in Zakopane. Only in one case the frame fixator was removed too early, according to the criteria of the quantitative method, which was confirmed bv the appearance of complications in the form of regenerate buckling (tab. 5.49a, b, c). However, as has been mentioned earlier, the experimental material consisted solely of X-ray documentation generated in the course of standard examinations and illustrating the process of treatment of patients of the Clinic. The lack of a larger number of patients who would be exposed to the risk of complications after the removal of the frame fixator through erroneous diagnostic decisions did not permit a broader analysis of the effect of WWR values on the number of complications after the completion of treatment. This should be attributed to the professionalism and extensive experience of the medical team of the Clinic in the field of limb elongation. In the case of less experienced doctors and in cases doubtful medically the method of quantitative analysis can provide objective information on the

usunięcia stabilizatora, gdy wartość współczynnika wzrostu regeneratu osiąga wartość 1. Potwierdza to także analiza wartości WWR wyznaczonych dla pacjentów, których rentgenogramy stanowiły materiał badawczy niniejszej pracy.

Zestawiajac wyznaczone wartości WWR w momencie usuniecia stabilizatora z późniejszymi obserwacjami, potwierdza się w większości przypadków trafność diagnozy doświadczonych lekarzy z Kliniki w Zakopanem. Tylko w jednym przypadku stabilizator został usunięty zbyt wcześnie, według kryteriów metody ilościowej, co znalazło potwierdzenie w wystąpieniu komplikacji w postaci wygięcia się regeneratu (tab. 5.49a, b, c). Jednak jak wcześniej wspomniano, materiałem badawczym była wyłądokumentacja rentgenowska cznie tworzona podczas standardowych badań i ilustrująca przebieg leczenia pacjentów Kliniki. Brak większej liczby pacjentów, którzy w wyniku niewłaściwej decyzji diagnostycznej zostali narażeni na pojawienie się powikłań po usunięciu stabilizatora nie pozwolił na przeprowadzenie szerszej analizy wpływu wartości WWR na liczbę powikłań po zakończeniu leczenia. Jest to zasługa profesjonalizmu oraz ogromnego doświadczenia zespołu lekarskiego Kliniki w przeprowadzaniu zabiegów wydłużania kończyn. W przypadku mniej doświadczonych lekarzy oraz w przypadkach budzących wątpliwości metoda analizy ilościowej może dostarczyć obiektywnych informacji o regeneracie, które regenerate that will facilitate the decision of removing the frame fixator. Quantitative recording of changes taking place in the calcification of new bone tissue with the passage of time illustrates also the dynamics of changes taking place in the distraction zone, which permits earlier, compared to the conventional method, detection of incorrect trends in the bone union (Tesiorowski, 2004) and taking the decision of a change in the therapy. Analysing the available research material it was found that the most optimal moment for the stabilizer removal corresponds to the situation when the WWR reaches the value of 0.9 for both projections. In patients who had the fixator removed at WWR below 0.9 (in at lest one projection), complications occurred, or the necessity of applying additional immobilisation of the limb (see tab. 5.49a, b, c).

Analysis of the effect of low repeatability of the choice of area of regenerate analysis showed that the effect was only slight. As it was determined in the study by comparing the results of two series of measurements made independently by this author and by a medical specialist, in all the cases analysed the two series showed high mutual correlation.

Statistical tests performed for the correlation coefficient determined confirmed the significance of the correlation. In spite of the lack of full automation, the results of the study are characterized by high repeatability, conditional, however, on close observance of the methodological tips. wspomogą podjęcie decyzji o usunięciu aparatu stabilizującego.

Ilościowa rejestracja zmian zachodzących w uwapnieniu nowej tkanki kostnej wraz z upływem czasu ilustruje także dynamikę zmian zachodzących w przestrzeni dystrakcyjnej, co pozwala znacznie wcześniej w porównaniu z klasyczną metodą wykryć nieprawidłowości zrostu (Tęsiorowski, 2004) i podjęcie decyzji o zmianie terapii. Analizujac dostępny materiał badawczy stwierdzono, że najbardziej optymalny moment ściagniecia aparatu odpowiada sytuacji, gdy WWR osiąga wartość 0.9 dla obu projekcji. U pacjentów, którym usunięto stabilizator przy WWR mniejszym od 0.9 (przynajmniej w jednej projekcji) wystąpiły komplikacje, badź potrzeba dodatkowego usztywnienia kończyny (por. tab. 5.49a, b, c).

Analiza wpływu niskiej powtarzalności wyboru obszaru analizy regeneratu wykazała, że jest on nieznaczny. Jak stwierdzono w badaniach poprzez porównanie rezultatów dwóch serii pomiarów wykonanych niezależnie przez autorkę oraz lekarza specjalistę, we wszystkich analizowanych przypadkach wykazały one wysoką wzajemną korelację.

Przeprowadzone testy statystyczne wyznaczonego współczynnika korelacji potwierdziły jej istotność. Pomimo braku pełnej automatyzacji rezultaty badań cechują się dużą powtarzalnością, jednak pod warunkiem ścisłego przestrzegania wskazówek metodycznych.
a)								
RAMIĘ ARM								
Pacjent Patient		K.T.	L.M.	R.A.				
WWR (u.st) <i>WWR (fix.rem.)</i>	AP	0.96	0.97	0.95				
	L	0.91	0.91	1.00				
Stan po usunięciu aparatu Condition after fixator removal		b.k.	b.k.	b.k.				

Tabela 5.49. Zestawienie wartości WWR z obserwacjami po usunięciu stabilizatora **Table 5.49.** WWR index values and observations after the removal of frame fixator

b)										
UDO THICH										
Pacjent Patient		B.S.	К.Т.	T.R.	S.E.	S.S.	0.Ł.	K.M.	K.Ł	
	AP	0.98	1.04	0.96	0.8	1.01	0.91	0.9	1.04	
WWR (fix.rem.)	L	1.02	0.97	0.83	1.1	0.98	0.85	1.02	0.95	
Stan po usunięciu aparatu Condition after fixator removal		b.k	b.k	gips	gips	b.k.	K!	b.k.	b.k.	

c)												
PODUDZIE LOWER LEG												
Pacjent Patient		C.S	C.K	G.T.	K.Ł.	K.G.	K.M.	L.Ł.	M.J.	S.M.	T.J	W.K
WWR (u.st.) <i>WWR (fix.rem.)</i>	AP	0.99	0.77	1	1.01	1.1	1.17	1.06	1.02	1.04	0.75	1.00
	L	-	0.67	-	-	1	1.03	1.02	1.14	0.99	0.57	1.00
Stan po usunięciu aparatu Condition after fixator removal		b.k.	b.k.	t.s.	b.k.	t.s.	b.k.	b.k.	b.k.	b.k	gips	b.k.

b.k. – bez komplikacji (no complications), t.s. – trwa stabilizacja (stabilization continues),

g – założenie po zdjęciu aparatu gipsu (cast applied after fixator removal), K! – komplikacje (complications),
WWR (u.st.) – wartość współczynnika wzrostu regeneratu w momencie usunięcia stabilizatora (value of regenerate growth index at the moment of frame fixator removal)

The 3D reconstruction of the bone of elongated limb permitted the verification of the assumptions of the method relating to the spatial structure of bones. Developing the theoretical foundations for the method it was decided, on the basis of analysis of Xray images, to adopt the tube as a simplified model of bone. The tubular model illustrates a situation in which Trójwymiarowa rekonstrukcja kości wydłużanej kończyny przeprowadzona na umożliwiła weryfikację założeń metody dotyczących przestrzennej struktury kości. Opracowując teoretyczne podstawy metody przyjęto, na podstawie analizy zdjęć rentgenowskich, tubę jako uproszczony model kości. Ilustruje on sytuację, w której największy wpływ na zdjęcie rtg kości

5. Experimental studies

the cortex part of the bone has the strongest effect on the X-ray image. Observing an X-ray image of a bone, what we see in fact is an image representing the most calcified external part of the bone, and that means that, in accordance with literature recommendations, we analyse the cortex part of the bone. Both the 3D models of bone confirmed the validity of that assumption. The reconstruction of the true structure of the bone on the basis of images from computer tomography presents only the cortex part of the bone that can be compared to a tube. This means that the spongy part of the bone is not visible to X-rays and has no significant effect on the X-ray image. Magnetic resonance images, thanks to the possibility of differentiating between bone tissues and the surrounding soft tissues, permitted more accurate imaging of the structure of the regenerate. In the course of observation of sections of the generated image of the bone it turned out that the bone regenerate forms within the whole volume of the distraction space and when the process of stabilization is completed there is still no fully formed cortex part. The new bone tissue fills the whole volume of the distraction space, and the marrow canal is still not recreated. Such distribution of the regenerate also supports the validity of the change in the approach to the question of selection of area for analysis in X-ray images, consisting in analysing the central area of the regenerate, and not the edge areas as recommended in the literature.

ma jej część korowa. Obserwując rentgenogram kości widzimy de facto obraz pochodzący z jej najbardziej uwapnionej, zewnętrznej warstwy, co oznacza, że zgodnie z zaleceniami literaturowymi, analizie poddajemy jej cześć korowa. Oba trójwymiarowe modele kości potwierdziły słuszność tego założenia. Rekonstrukcja rzeczywistej struktury kości na podstawie zdjęć z tomografii komputerowej prezentuje jedynie jej część korowa, która można porównać do tuby. Oznacza to, że część gąbczasta jest niewidzialna dla promieni rtg i nie ma istotnego wpływu na obraz rentgenowski. Obrazy rezonansu magnetycznego, dzięki możliwości rozróżnienia tkanek kostnych i otaczających ich tkanek miękkich, pozwoliły na bardziej precyzyjne odwzorowanie struktury regeneratu. Podczas obserwacji przekrojów wygenerowanego obrazu kości okazało się, że regenerat narasta w całej objętości przestrzeni dystrakcyjnej i już po zakończeniu stabilizacji nadal nie ma wyraźnie wykształconej części korowej. Nowa tkanka kostna wypełnia cała objętość przestrzeni dystrakcyjnej, a kanał szpikowy nie jest jeszcze odtworzony. Takie rozmieszczenie regeneratu również potwierdza słuszność zmiany podejścia do wyboru obszaru analizy na zdjęciach rtg, które polegało na analizie jego środkowej części, a nie, jak zaleca literatura, krawedzi.

Conclusions

- 1. The method proposed for bone regenerate analysis on the basis of Xray images provides additional quantitative information on the degree of regenerate growth, which without any additional examinations significantly complements the conventional methods of diagnostics.
- 2. The advantage of the method for determining the regenerate growth index is the low sensitivity of the method to lack of full repeatability of bone tissue imaging in X-ray images, and to the lack of full repeatability of the choice of area of regenerate analysis.
- **3.** Using the methods of image analysis, we can detect and monitor the process of decalcification of host bone segments, and the values of the determined regenerate growth index (WWR) provides a valuable diagnostic indication facilitating the determination of the moment of the stabilizer removal.
- **4.** Analysis of 3D images provides valuable qualitative information on the structure of the bone regenerate, supporting the validity of the choice of the regenerate area for analysis (central part of the bone) in the method proposed, but at present its usefulness for clinical application is limited.
- **5.** The proposed method requires more clinical testing for the elaboration of standards for the interpretation of re-

Wnioski

- 1. Proponowana metoda analizy regeneratu kostnego na zdjęciach rtg dostarcza dodatkowych, ilościowych informacji na temat stopnia jego rozwoju, które bez żadnych dodatkowych badań w istotny sposób uzupełniają tradycyjne metody diagnostyczne.
- 2. Zaletą metody wyznaczania współczynnika wzrostu regeneratu jest jej mała wrażliwość na brak pełnej powtarzalności odwzorowania tkanki kostnej na rentgenogramie, podobnie jak na brak pełnej powtarzalności wyboru obszaru analizy regeneratu.
- 3. Wykorzystując metody analizy obrazu można wykryć i monitorować proces odwapnienia odłamów kostnych, a wartość wyznaczonego współczynnika (WWR) jest cenną wskazówką diagnostyczną wspomagającą wyznaczenie momentu usunięcia stabilizatora.
- 4. Analiza obrazów 3D dostarcza cennych informacji jakościowych o strukturze regeneratu kostnego, potwierdzających trafność wyboru obszaru analizy regeneratu (środkowa część kości) w proponowanej metodzie, jednak jest obecnie mało przydatna w zastosowaniach klinicznych.
- **5.** Proponowana metoda wymaga jeszcze testów klinicznych w celu opracowania standardów interpretacji

sults for purposes other than determination of the moment of frame fixator removal.

6. Complete automation of the process of analysis and determination of the values of the WWR index without human intervention is possible. However, it requires the observation of invariable conditions of X-ray image projection, and especially constant orientation of the limb and the Ilizarov apparatus with relation to the X-ray apparatus. The results of correctly performed interactive analysis show no significant differences compared to the results of automatic analysis.

jej wyników do celów innych, niż moment usunięcia stabilizatora.

6. Możliwa jest pełna automatyzacja procesu analizy i wyznaczania wartości współczynnika WWR bez udziału człowieka. Wymaga to jednak zachowania stałości warunków wykonywania zdjęć, a w szczególności orientacji kończyny i aparatu Ilizarowa względem aparatu rentgenowskiego. Wyniki prawidłowo wykonanej analizy interaktywnej wykazują istotnych nie różnic w porównaniu z rezultatami analizy automatycznej.

148

Literatura - References

- Aldegheri R., Renzi-Brivio L., Agostini S. (1989): *The callotasis metod of limb lengthening*, Clinical Orthopedy, No. 18, pp. 137–45.
- Będziński R. (1997): *Biomechanika inżynierska*, Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej.
- Blane C.E., Herzenberg J.E., DiPietro M.A. (1991): *Radiographic imaging for Ilizarov limb lenghtening in children*, Pediatric Radiology, vol. 2, pp. 117–120.
- Bundgaard K.G. (2002): Stimulation of distraction osteogenesis. Mechanical and bone density imaging studies in the rabbit, Ph.D. Thesis, University of Aarthus.
- Bould M., Barnard S., Learmonth I.D., Cunningham J.L., Hardy J.R.W. (1998): *Digital image analysis: improving accuracy and reproducibility of radiographic measurment*, Clinical Orthopedics, Vol.14, pp. 434–437.
- Chmielewski L., Kulikowski J.L., Nowakowski A. (2003): *Biocybernetyka i inżynieria biomedyczna 2000, T. 8: Obrazowanie biomedyczne*, Akademicka Oficyna Wydawnicza EXIT, Warszawa.
- Compere E.L. (1936): Indication for and against the leg lengthening operation. Use of the tibial bone graf as a factor in preventing delayed union, nonunion, or late fracture, J. Bone Joint Surg., 18, pp. 692–705.
- Cope J., Samchukov M. (2001): *Mineralization dynamics of regenerate bone during mandibular osteodistraction*, J. Oral and Maxillofacial Burgery, Vol. 30, pp. 234–242.
- Dinah.F. (2004): Predicting duratation of Ilizarov frame treatment for tibia lengthening, Bone 34, pp. 845–848
- Dragan S., Wall A., Kuryszko J., Krawczyk A. (1999): Densitometric evaluation of bone regenerate in the experimental process of distractive osteogenesis by means of the Ilizarov method, Acta of Bioengineering and Biomechanics, vol. 1, No. 2, pp. 107–110.
- Eyres K.S., Bell M.J., Kanis J.A (1993a): Methods of assessing new bone formation during leg lengthening. Ultrasonography, by dual energy X-ray absorptiometry and radiography compared, J. Bone Joint Surg. Br. 75-B, pp. 358–364.
- Eyres K.S., Bell M.J., Kanis J.A. (1993b): New bone formation during leg lengthening, J. Bone and Joint Surgery, Vol. 75-B, No. 1, 1993, pp. 96–106.
- Forriol F., Iglesias A., Arias M., Aquerreta D., Canadell J. (1999): *Relationship* between morphology of the bone lengthening formation and its complications, J. Pediatr. Orthop. Part B, vol. 8, No. 4, pp. 292–298.
- Gądek A., Wojnar L., Tęsiorowski M., Jasiewicz B. (2003): A new method for quantification of regenerated bone tissue on x-ray images of elongated bones, Image Analysis and Stereology, vol 22, no 3.

- Gelante V.N., Caiaffa V., Capozzi M., Molfetta L., Franchin F. (1994): Noninvasive methods for the evaluation of progress in calcification of regenerate bone, Chir. Narz. Ruchu Ortop. Pol., LIX, Supl. 1, pp. 162–167.
- Genant H.K., Gordon C., Jiang Y., Lang T.F., Link T.M., Majumdar S. (1999): *Advanced imaging of bone macro and micro structure*, Bone, Vol. 25, No. 1, pp. 149–152.
- Hamanishi Ch., Yasuwaki Y., Kikuchi H., Tanaka S., Tamura K. (1992): Classification of the callus in limb lenghtening. Radiographic study of 35 limbs, Acta Orthop. Scand., 63 (4), 430–433.
- Hughes T.H., Maffulli N., Green V., Fixsen J.A. (1994): *Imaging in bone lenghtening*, Clin. Orthop. and Related Research, No. 306, pp. 50–53.
- Ilizarow G.A. (1989a): The tension-stress effect on the genesis and growth of tissues. Part 1. The influence of stability of fixation and soft-tissues preservation, Clin. Orthop., 239, pp. 263–85.
- Ilizarow G.A. (1989b): The tension-stress effect on the genesis and growth of tissues. Part 2. The influence of the rate and frequency of distraction. Clin. Orthop. 239 pp. 263–85.
- Ilizarov G.A.(1990): Clinical application of the tension-stress effect fo limb lenghtening, Clinical Orthopedics and related research, No. 250.
- Kang Y., Engelke K., Kalender W.A. (2004): *Interactive 3D editing tools for image segmentation*, Medical image Analysis, vol. 8, pp. 35–46.
- Kapur J.N., Sahoo P.K., Wong A.K.C. (1985): A New Method for Gray-Level Picture Thresholding Using the Entropy of the Histogram, Computer Vision, Graphics, and Image Processing 29.
- Karmowski W., Mazurkiewicz S., Niedźwiecki T. (1992): *Numeryczna obiektywizacja diagnostyki obrazowej w ortopedii*, XV Sympozjum Mechaniki Eksperymentalnej, Jachranka.
- Kolbek s., Bail H., Weiler A., Windhagen H., Haas N., Raschke M. (1999): *Digital Radiography, a predictor of regenerate bone stiffness in distraction osteogenesis*, Clini Orthop.and Related Research, No. 366, pp. 221–228.
- Kohler R. (1981): A Segmentation System Based on Thresholding, Comp. Graphics and Image Proc., V.15, pp.319-338.
- Kuryszko J., Wall A., Morasiewicz L., Szymonis-Szymanowski W., Dragan Sz., Krawczyk A. (1994): Powstawanie regeneratu kostnego w operacyjnym wydłużaniu kości otwartą metodą Ilizarowa, Chir. Narz. Ruchu i Ortop. Pol., LIX, Supl 1.
- Lang T., Augat P., Majumdar S, Ouyang X., Genant H.K. (1998): Noninvasive assessment of bone density and structure rusing computed tomography and magnetic resonanse, Bone, Col.22, No. 5, Supplement, pp.149S–153S.
- Lindsay Ch.S., Richards R.S., King G.J.W, Patterson S.D. (2001): *Ilizarow Hybrid External Fixation for fractures of the distal radious: Part 1. Feasibility of transfixion wire placement*, The Jurnal of Hand Surgery, Vol. 26A, No.2.

- Madsen E. (2000): *Quality assurance for grey-scale imaging*, Ultrasound in Med. & Biol, vol. 26, supplement I, pp. S48–S50,
- Maffulli N., Cheng J.C.Y., Sher A., Ng B.K.W., Ng E. (1999): Bone mineralizatopn at t he callotasis site after comolection of lengthening, Bone, Vol.25, no. 3, pp. 333–338.
- Majumdar S., Newitt D., Jergas M., Gies A., Chiu E., Osman D., Keltner J., Keyak J., Genant H. (1995): Evaluation of technical factors affecting the quantification of trabecular bone structure using magnetic resonanse imaging, Bone, vol. 17, pp. 417–430.
- Maliński M. (2004): Weryfikacja hipotez statystycznych wspomagana komputerowo, Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice.
- Minty I., Maffulli N., Hughes T.H., Shaw D.G., Fixsen J.A. (1994): *Radiographic features of limb lengthening in children*, Acta Radiologica, 35, Fasc. 6.
- Mitchke M., Navab N. (2003): Recovering the X-ray projection geometry for threedimensional tomographic reconstruction with additional sensors: Attached camera versus external navigation system, Medical Image Analysis, Vol 7, pp. 65–78.
- Moore D.C., Leblanc C.W., Muller R., Crisco J.J., Ehrlich M.G. (2003): *Physiologic weight-bearing increases new vessel formation during osteogenesis: a micro-tomographic imaging study*, J. Orthopedic Research,
- Orbay J.L, Frankel V.H., Finkle J.E., Kummer F.J. (1997): *Canine leg lengthening by Ilizarov technikque. A biomechanical, radiologic adn morphologic study,* Clinical Orthioedic and Related Research, no. 278.
- Paley D. (1988): *Current techniques of limb lenghtening*, J. Pediatr.Orthop. vol. 8, no. 1.
- Paley D. (1990): Problems, obstacles and complications of limb lenghtening by Ilizarov technique, Clinical Orthopedics and Related Research, no. 250.
- PN-ISO 2854 (1994): Statystyczna interpretacja danych. Techniki estymacji oraz testy związane z wartościami średnimi i wariancjami.
- Prioro F. (2005): Metody obrazowania kości i stawów w chorobach reumatycznych i ortopedycznych, Rothapharm.
- Pruszyński B. (2000): Diagnostyka Obrazowa Podstawy teoretyczne i metodyka badań, PZWL.
- Sahoo P.K., Soltani S., Wong A.K.C., Chen Y.C. (1988): A Survey of Thresholding Techniques, Computer Vision, Graphics, and Image Processing 41.
- Salmas M.G., Nikiforidis G., Sakellaropoulos G., Kosti P., Lambiris E., (1998): *Estimation of artifacts induced by the Ilizarov device in quantitative computes tomographic analysis of tibiae*, Injury, vol. 29 no. 9, pp. 711-716.
- Simpson A.H.R.W., Kenwright J. (2000): *Fracture after distraction osteogenesis*, J. Of Bone & Joint Surgery, vol. 82-B, no. 5, July.
- Słomczykowski M., Kmieciak M., Wolf L., Kołodziejczyk K. (1995): *Metoda cyfrowej oceny radiogramów kości*, Chir. Narz. Ruchu ortop. Pol., LX, 3.

- Spodaryk K. (1996): Zarys fizjologii i patofizjologii układu ruchu człowieka. Kości *i stawy*, Wydawnictwo AZ, Kraków.
- Swennen G.R.J., Eulzer C., Schutyser F., Huttmann C., Schliephake H. (2005): Assessmet of the distraction regenerate using three-dimensional quantitative computer tomography, Journal of Oral & Maxillofacial Surger,.
- Szybiński A. (1994): Zastosowanie badania ultrasonograficznego w monitorowaniu procesu wydłużania kończyn, Chir. Narz. Ruchu Ortop. Pol., LIX, Supl.1.
- Tęsiorowski M, Zarzycka M. (1998): Podstawowe zasady wydłużania kończyn, Kraków.
- Tęsiorowski M. (2004): Ilościowa oraz jakościowa ocena regeneratu kostnego w osteogenezie dystrakcyjnej, Rozprawa habilitacyjna, Wydawnictwo UJ, Kraków.
- Trouerbach W.Th., Grashuis J.L, Zwamborn A.W, Clermonts E., Schouten H. (1987): *Microdensitometric analysis of bone structures in X-ray images*, Skeletal Radiology, No 16, pp. 190–195.
- Walker C.W., Aronson J., Kaplan P.A., Molpus W.M, Seibert J.J. (1991): *Radiologic evaluation of limb lengthening procedures*, AJR, No. 156, 1991, pp. 353–358.
- White S.H., Kenwright J. (1990): *The timing of distraction of an osteotomy*, The Journal of Bone and Joint Surgery, vol. 72–B, pp. 356–61.
- Williamson S. (1991): A comparison of imaging techniques for leg lengthening osteotomie, Radiography Today, vol.57, no. 653, pp. 20–21.
- Wojnar L., Kurzydłowski K.J., Szala J. (2002): *Praktyka analizy obrazu*, Polskie Towarzystwo Stereologiczne, Kraków.
- Wojnar L., Tęsiorowski M., Gądek A., Zarzycka M., Jasiewicz B., Kącki W. (2002): Zastosowanie kliniczne ilościowej oceny regeneratu kostnego na zdjęciach rentgenowskich, Przegląd Lekarski, sup. nr 4.
- Young J.W.R., Kovelman H., Resnik Ch.S., Paley D. (1990): Radiological assessment of bones after Iliazrov procedures, Radiology, pp. 89–93.
- Zimmerman i wsp. (2004): Assessment of bone formation in a porcie mandibular distarction wound by computerd tomography, J. Oral & Maxillofacial Surgery.

152