

ANALIZA KLINICZNA I BIOMECHANICZNA OSTEOTOMII WALGIZUJĄCEJ "MINUS" WYKONYWANEJ W ODCINKU MIĘDZYWIĘZADŁOWYM PISZCZELI

ANDRZEJ POZOWSKI*, KRZYSZTOF ŚCIGAŁA**

*SPECJALISTYCZNY REHABILITACYJNO
OTOPEDYCZNY ZESPÓŁ OPIEKI ZDROWOTNEJ WE WROCŁAWIU
**INSTYTUT KONSTRUKCJI I EKSPLOATACJI MASZYN
POLITECHNIKI WROCŁAWSKIEJ WE WROCŁAWIU

Wstęp

Wykonany w latach 1985-1997 szereg zabiegów operacyjnych na kolanach szpotawych mających na celu korekcję osi mechanicznej kończyny dolnej pozwolił na prześledzenie wyników wczesnych i odległych leczenia przy użyciu tradycyjnej techniki osteotomii podkolanowej "minus" wg Coventry.

Celem poniższej pracy jest ocena kliniczna oraz biomechaniczna techniki prowadzenia zabiegu pod kątem poprawy wyników leczenia oraz wprowadzenia zmian w proponowanej przez Coventry technice operacyjnej w celu umożliwienia prowadzenia zabiegów również w przypadku pacjentów o dużym i bardzo dużym kącie szpotawej deformacji stawu kolanowego. Zakres pracy obejmuje analizę kliniczną 107 przypadków oraz analizę stanu naprężeń i odkształceń tkanki kostnej na modelach numerycznych przy użyciu metody elementów skończonych.

Analiza kliniczna

Z wykonanych w latach 1985-1997 121 osteotomii "minus" w kolanie szpotawym analizie poddano 107 przypadków z okresem obserwacji nie krótszym niż 12 miesięcy [6].

Pominięto w materiale analizowanym osteotomie międzywięzadłowe "minus" wykonane u ludzi młodych z powodu szpotawej deformacji podudzi i kolan bez obecności ra-

CLINICAL AND BIOMECHANICAL ANALYSIS OF MINUS VALGIZATION OSTEOTOMY PERFORMED IN THE INTERLIGAMENTOUS SEGMENT OF TIBIAL BONE

ANDRZEJ POZOWSKI*, KRZYSZTOF ŚCIGAŁA**

*SPECJALISTYCZNY REHABILITACYJNO
OTOPEDYCZNY ZESPÓŁ OPIEKI ZDROWOTNEJ WE WROCŁAWIU
**INSTYTUT KONSTRUKCJI I EKSPLOATACJI MASZYN
POLITECHNIKI WROCŁAWSKIEJ WE WROCŁAWIU

Introduction

The early and distant results of treatment by the conventional popliteal minus osteotomy according to Coventry could be followed on a series of genu varum operations performed in the period 1985-1997 to correct the mechanical axis of the lower limb.

The present paper deals with a clinical and biomechanical evaluation of this surgical technique, aimed at the improvement of the treatment results and modification of the Coventry operative technique in order to enable operating on patients with a large (and very large) angle of genu varum deformity. The research covers clinical analysis of 107 cases and the analysis of stresses and strains in the bone tissue carried out on numerical models by means of the finite element method.

Clinical analysis

Out of 121 genu varum minus osteotomies performed in the years 1985-1997 a hundred and seven cases, with the observation period not shorter than 12 months, were selected for the analysis [6].

Interligamentous minus osteotomies performed on young patients because of varus shanks and knees without any radiologically detectable degenerative changes (FIG. 1) and

RYS. 1. Obraz radiologiczny stawu kolanowego 17-letniej chorej operowanej osteotomią walgizującą "minus" wg Coventry z powodu szpotawego zniekształcenia osi stawu kolanowego i przyśrodkowego przemieszczenia osi mechanicznej kończyny.

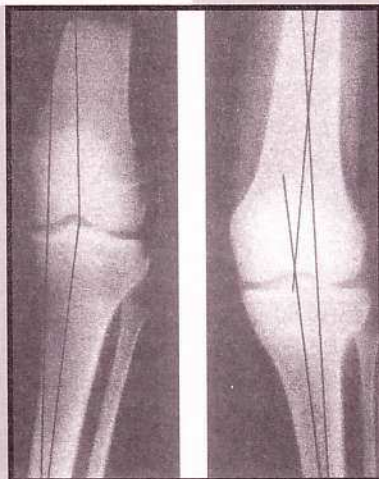
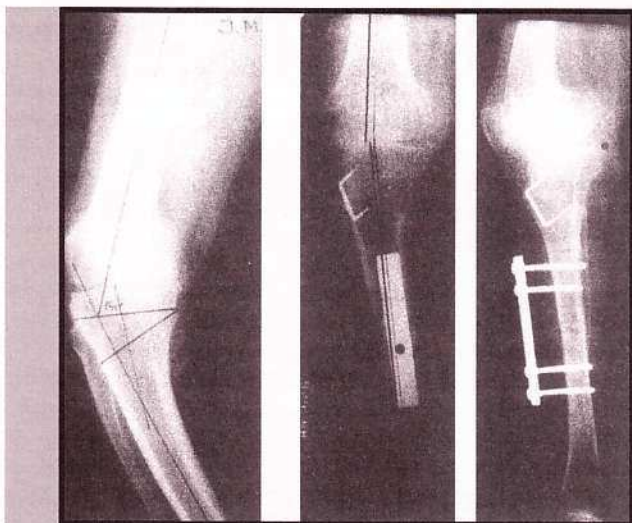


FIG. 1. X-ray image of knee joint of a 17-year-old female patient who underwent minus valgization osteotomy according to Coventry in order to correct varus deformity of knee-joint axis and medial displacement of the limb mechanical axis.



RYS. 2. Obraz radiologiczny stawu kolanego 63 letniej chorej ze zniekształceniem kości udowej i piszczelowej oraz ekstremalnym przyśrodkowym przemieszczeniem osi mechanicznej. Operowana dwuetapowo.

FIG. 2. X-ray image of knee joint of a 63-year-old female patient with a thigh-bone and tibial bone deformity and extreme medial displacement of the mechanical axis - operated on in two stages.

Ponad 30% nadwagi / More than 30% overweight	51 (47,7%)
30% - 20% nadwagi / 30% - 20% overweight	23 (21,5%)
20% - 10% nadwagi / 20% - 10% overweight	10 (9,3%)
Mniej niż 10% nadwagi, norma lub poniżej Less than 10% overweight, standard weight or below	23 (21,5%)
RAZEM / TOTAL	107 (100%)

RYS. 5. Waga pacjentów.

FIG. 5. Weight of patients.

diologicznych zmian zwyrodnieniowych (RYS. 1) oraz osteotomie wymagające korekcji na więcej niż jednym poziomie (RYS. 2).

Dla uniknięcia zbytniego rozdrobnienia i tworzenia wielu grup, ograniczono się do wyników uzyskanych w rok po zabiegu. Z zebranego materiału wynika, że pierwszy rok po zabiegu decyduje o wynikach odległych. Powrót deformacji osi, utrata stabilności, narastanie przykurczu zgięciowego oraz utrzymująca się bolesność i uporczywe obrzęki mają miejsce najczęściej w ciągu kilkunastu miesięcy od zdjęcia unieruchomienia. Ponadto rejestrowane u kilkunastu pacjentów stopniowe zwiększanie się kąta korekcji prowadzące do znacznej niezamierzonej hyperkorekcji miało miejsce również w pierwszych miesiącach po zdjęciu unieruchomienia. Wśród pacjentów kobiety stanowiły zdecydowaną większość (RYS. 3). Wiek poddanych zabiegom (RYS. 4).

Zdecydowana większość chorych przekraczała limit wagi odpowiedni do płci i wieku. Dotyczyło to zarówno mężczyzn jak i kobiet we wszystkich przedziałach wiekowych (RYS.5).

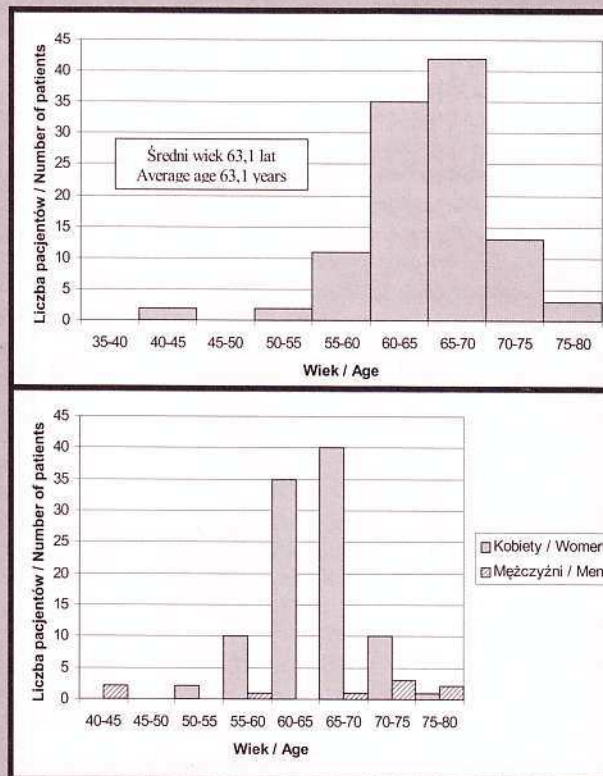
Stopień zaawansowania zmian w kolanach z chorobą zwyrodnieniową oraz w kolanach z destrukcją zapalną przedstawia RYS. 6.

Kolana po zabiegu były stabilizowane w sposób przedstawiony na RYS. 7 i 8.

Kobiety / Women	86	98	90,6%
Mężczyźni / Men	8	9	9,4%
Razem operowanych kolan Total number of knee operations		107	100%
Staw lewy / Left joint		58	54,2%
Staw prawy / Right joint		49	45,8%

RYS. 3. Ilość operowanych pacjentów.

FIG. 3. Number of patients who underwent the operation.



osteotomies needing correction at more than one level (FIG. 2), were not included in the analysis.

To avoid getting too far into details, the analysis was limited to the results obtained one year after the operation. The collected data show that the first year after the operation determines the distant results. Axis deformation, stability loss, increasing flexion contracture as well as persisting pain and oedema usually return a few months after the fixation removal. Furthermore, the gradual increase of the correction angle, leading to considerable unintended hypercorrection, recorded in a dozen or so patients also occurred in the first months after the fixation removal. Among the patients, women constituted a substantial majority (FIG. 3). The age of the surgically treated patients is given in FIG. 4.

The majority of patients (both men and women in all age groups) were overweight (FIG. 5).

The degrees of degenerative changes and inflammatory destruction of the knees are given in the FIG. 6.

The knees after the operation were stabilised as shown in FIGS. 7 and 8.

The overall evaluation of the operations is presented in FIG. 9.

Choroba zwyrodnieniowa, liczba kolan 88 (100%) Degenerative disease, number of knees - 88 (100%)	I		II		III		IV	
	6 (6,8%)		11 (12,5%)		32 (36,4%)		39 (44,3%)	
Destrukcja w schorzeniach reumatoidalnych, liczba kolan 19 (100%) Destruction in rheumatoid diseases, number of knees - 19 (100%)	Stopień w skali LDE / Degree on LDE scale							
	0	I	II	III		IV		V
	-	-	-	2 (10,5%)		9 (47,4%)		8 (42,1%)

RYS. 6. Stopień zaawansowania zmian zwyrodnieniowych.
FIG. 6. Degree of degenerative changes.

Sposób stabilizacji odłamów / Way of fixing bone fragments	Liczba kolan / Number of knees
Skoble+opatrunek gipsowy (tutor) / Staples+plaster dressing (tutor)	59 (55,1%)
Opatrunek gipsowy (tutor) / Plaster dressing (tutor)	37 (34,6%)
Stabilizacja zewnętrzna kłamrowa lub ramowa / External brace or frame fixation	11 (10,3%)
RAZEM / TOTAL	107 (100%)

RYS. 7. Stabilizacja odłamów po zabiegu osteotomii.
FIG. 7. Fixation of bone fragments after osteotomy.



RYS. 8. Osteotomia z użyciem profilowanego skobla ustalającego odłamy (a), z zewnętrznym opatrunkiem gipsowym (b) oraz użyciem zewnętrznej stabilizacji ramowej (c).

FIG. 8. Osteotomy performed using profiled staples to fix bone fragments (a), with external plaster dressing (b) and with external frame (c).

Oceniane parametry / Assessed parameters	Punkty / Points
Oś stawu / Axis of joint	0-5
Ból / Pain	0-5
Zakres ruchów / Range of motion	0-5
Wydolność chodu / Walking efficiency	0-5
Stabilność kolana / Stability of knee	0-5
RAZEM / TOTAL	max. 25
Kryteria oceny / Evaluation criteria	Liczba stawów / Number of joints
25-21 punktów / points → wynik bardzo dobry / very good result	23 (21,5%)
20-16 punktów / points → wynik dobry / good result	45 (42,0%)
15-11 punktów / points → wynik mierny / mediocre result	22 (20,6%)
10-6 punktów / points → wynik zły / bad result	11 (10,6%)
5 i mniej punktów / points → wynik bardzo zły / very bad result	6 (5,6%)
RAZEM / TOTAL	107 (100%)

W ogólnej ocenie punktowej wydzielono dodatkową grupę, w której stan kończyny po 12 miesiącach od operacji był gorszy niż przed zabiegiem. Dotyczyło to wyłącznie kolan sklasyfikowanych w IV stopniu schorzenia w skali Appel'a lub w IV i V stopniu w skali LDE. Wpływ na to miały: nawrót deformacji lub niezamierzona znaczna hyperkorekcja, mniejszy zakres ruchów, większa bolesność, uporczywe obrzęki operowanej kończyny i zaburzenia neurologiczne w zakresie gałązek nerwu strzałkowego.

An additional group of patients, for whom the condition of the limb 12 months after the operation was worse than before the operation, was distinguished in the disease classified as the fourth degree on the Appel scale or the fourth and fifth degree on the LDE scale. The contributing factors were: the recurrence of deformation or considerable unintended hypercorrection, a smaller range of motion, greater painfulness, persistent edemas of the limb after the operation and neurological disorders within the small branches of the peroneal nerve.

RYS. 9. Wyniki zabiegu osteotomii.
FIG. 9. Results of osteotomy.

Łączną ocenę przeprowadzonych zabiegów przedstawiają tabele na RYS. 9.

Wykonanie osteotomii korekcyjnej w kolanie szpotawym daje najlepsze wyniki w I i II stadium artrozy. Rodzaj osteotomii w kolanie szpotawym z zajęciem przedziału przyśrodkowego i przedniego oraz niestabilnością, musi uwzględniać jednoetapową korekcję osi, odciążanie przedziału przedniego i przywrócenia stabilności.

Sposób wykonania osteotomii wraz z biegami dodatkowymi w kolanie szpotawym będącym w III stopniu artrozy powikłanej wymaga szerokiej indywidualnej analizy. Osteotomia walgizująca "minus" z osią obrotu osteotomii na przyśrodkowej korówce, przy znacznej wysokości podstawy resekowanego klina z równoczesną resekcją głowy strzałki, powoduje powstanie uskoku. Określamy to roboczo objawem "wiszącego kłykcia". W związku z tym celem uniknięcia powstania niekorzystnych czynników należałoby zmieniać wzajemne ustawienie odłamów. Hyperkorekcyjne ustawienie odłamów przy tak wykonanej osteotomii skutkuje translacją przyśrodkową i koślawym zniekształceniem osi anatomicznej piszczeli. W związku z tym w sytuacji obniżenia gęstości kości, zagraża to narastaniem hyperkorekcji, takiego rozwiązania należy unikać.

Pozostawienie utrwalonego przykurczu zgięciowego i niestabilności prowadzi do nawrotu deformacji i niweczy cel zabiegu. Jednoczesne wycięcie klina walgizującego z otwarciem z boku i przodu celem zniesienia przykurczu zgięciowego kolana pozostawia zmniejszone pole obciążenia. Można to wykonać tylko tam, gdzie gęstość kości w obu kłykciach daje gwarancje sprostania zwiększonym siłom nacisku na jednostkę powierzchni.

Symulacje numeryczne

W celu uzyskania pełniejszego obrazu zachowania się kości piszczelowej w warunkach deformacji szpotawej oraz po podkolanowej osteotomii korekcyjnej "minus", po zakończeniu obserwacji klinicznych przeprowadzono szereg symulacji numerycznych przy użyciu metody elementów skończonych [1,2]. Zakres badań obejmował analizę stanu odkształceń modelu MES kości piszczelowej zdeformowanej poddanej obciążeniu typowemu dla szpotawej deformacji kończyny dolnej oraz kości piszczelowej po korekcji chirurgicznej poddanej obciążeniu fizjologicznemu.

Modele kości zostały opracowane na podstawie pomiarów kształtu modeli fizycznych kości piszczelowej i strzałkowej. Modele fizyczne kości zostały opracowane przez firmę Sawbones na podstawie pomiarów rzeczywistych. Pomiarów kształtu kości dokonano przy użyciu skanowania ich powierzchni zewnętrznych. Współrzędne punktów położonych na zewnętrznej powierzchni kości były określane na podstawie pomiaru odległości pomiędzy źródłem światła spójnego (diody laserowej) a samą badaną powierzchnią. Dodatkowo grubość tkanki kostnej zbitą dla kości piszczelowej i strzałkowej określano na podstawie badań tomograficznych. Otrzymane w ten sposób dane dotyczące wymiarów i kształtu kości pozwoliły na opracowanie modelu geometrycznego kości piszczelowej i strzałkowej. Kość ustawiono w pozycji odchylenia na zewnątrz z osią obrotu na obwodzie, typowego dla deformacji szpotawej osi mechanicznej stawu kolanowego. Powierzchnie stawowe nasady bliższej znajdowały się w pozycji poziomej (przebieg szpary stawowej dla takiej kości był horyzontalny). Następnie model kości piszczelowej został poddany modyfikacji w celu uzyskania kształtu nasady bliższej kości piszczelowej odpowiadającego jej deformacji szpotawej. Modyfikację prowadzono na drodze zmniejszania odległości pomiędzy poszczególnymi przekrojami poprzecznymi modelu kości po stronie przyśrodkowej i ich oddalaniu po stronie bocz-

The corrective genu varum osteotomy gives the best results at the first and second stage of arthrosis. The osteotomy on genu varum, with the affected medial and anterior compartments and instability, must include one-stage correction of the axis, relieving of the anterior compartment and restoration of stability.

The way in which osteotomy should be performed and the auxiliary procedures for genu varum with the third degree of complicated arthrosis require a thorough analysis in each case. When the height of the wedge base resected together with the head of the fibula is considerable, the minus valgization osteotomy, with the osteotomy rotation axis on the medial site of the cortical bone, results in a fault - provisionally referred to as a "hanging condyle" symptom. Therefore in order to avoid any adverse effects the mutual position of the bone fragments should be changed. A hypercorrective position of the bone fragments in this type of osteotomy results in a medial translation and a valgus deformation of the anatomic axis of the tibia. As the bone density decreases a danger of hypercorrection appears, which means that this solution should be avoided.

If the flexion contracture and the instability are left untreated the recurrence of deformation takes place and the purpose of the operation is lost. Simultaneous resection of the valgization wedge with the lateral and anterior opening in order to eliminate the knee flexion contracture leaves a smaller loading field. This can be done only when the bone density in both condyles is sufficiently high to withstand the increased pressures.

Numerical simulations

To gain an insight into the behaviour of the tibia in the case of varus deformity and after a corrective popliteal minus osteotomy, clinical observations were followed by numerical simulations with the aid of the finite element method (FEM) [1,2]. The simulations comprised the analysis of strains in the FEM model of deformed tibial bone subjected to loading typical of the varus deformity of the lower limb and the tibial bone after the surgical correction subjected to physiological loading.

Models of the bones were developed on the basis of shape measurements of physical models (Sawbones models based on actual measurements) of the tibial bone and the calf bone. The shape measurements were taken by scanning the outer surfaces of the bones. The co-ordinates of points on the outer surface were determined by measuring the distance between the coherent-light source (a laser diode) and the examined surface. In addition, the thickness of the compact bone tissue for the tibia and the fibula was determined by tomography. The obtained data on the dimensions and shape of the bones were used to develop geometrical models of the tibia and the fibula. The bones were positioned as deviated outward with the rotation axis at the circumference - a position characteristic of the varus deformation of the knee-joint mechanical axis. The articular surfaces of the proximal epiphysis were positioned horizontally (the articular space extended horizontally). Then the tibial bone model was modified so that the shape of the proximal epiphysis of the tibial bone conformed to its varus deformity. The modification consisted in reducing the distance between the particular transverse cross-sections of the bone model in the medial part and increasing the distance between them in the lateral part. In this way the position of the articular surfaces relative to the shaft was changed. The obtained shape of the tibial bone conformed to the varus deformity for an increasing medial condyle de-

nej. Uzyskano w ten sposób zmianę położenia powierzchni stawowych względem trzonu kości. Tak uzyskany kształt kości piszczelowej odpowiada deformacji szpotawej zachodzącej przy powstawaniu ubytku kłykcia przyśrodkowego (zapadanie się struktury kości beleczkowej) pod wpływem przeciążenia przy wyczerpaniu się zdolności do adaptacji funkcjonalnej układu kostno - więzadłowego (rys. 10). Model kości strzałkowej nie ulegał w tym wypadku żadnym modyfikacjom.

Tak uzyskane modele geometryczne kości były dyskretyzowane na siatkę elementów kończonych przy użyciu przestrzennych, elementów bryłowych typu TETRA, o 10 węzłach oraz trzech stopniach swobody w każdym węźle. Zastosowano dwie grupy elementów tego typu o różnych własnościach mechanicznych odpowiadających tkance kostnej zbitej oraz tkance kostnej gąbczastej. Aby uzyskać trwałe połączenie pomiędzy kością piszczelową i strzałkową, które w rzeczywistym kompleksie kości podudzia występuje w postaci więzozrostów w okolicy obu nasad kości strzałkowej oraz błony międzykostnej łączącej trzony kości piszczelowej i strzałkowej, zastosowano dodatkowo elementy skończone liniowe, typu ciągnowego, o dwóch węzłach i trzech stopniach swobody. Zastosowano dwa rodzaje elementów ciągnowych o charakterystykach "tension only" oraz "compression only", co oznacza, że pierwsza grupa elementów oddziaływała na pozostałą część modelu jedynie w sytuacji kiedy były one rozciągane, natomiast druga w sytuacji kiedy były one ścisane. Druga grupa elementów występowała jedynie w części modelu odpowiadającej więzozrostom kości i służyła do odwzorowania jedynie oddziaływanie kontaktowego powierzchni kości w przypadku dociskania ich pod wpływem działających sił.

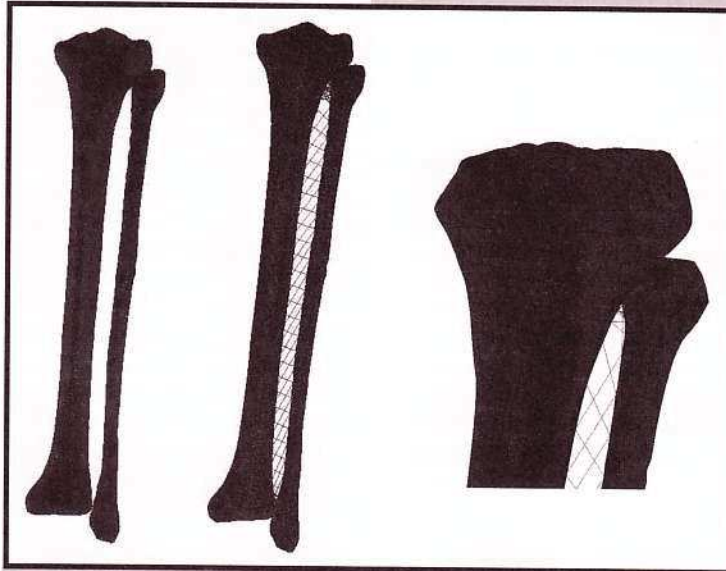
Drugi etap symulacji numerycznej prowadzono na modelu kości symulującym wyniki korekcji operacyjnej osi mechanicznej. Aby uzyskać model tej kości przeprowadzono "wirtualny zabieg korekcyjny" Model kości piszczelowej szpotawej został przecięty na wysokości poziomie środka odcinka pomiędzy guzowatością piszczeli a powierzchniami stawowymi za pomocą dwóch płaszczyzn odchylonych od poziomu o kąt równy połowie kąta odchylenia

fect (collapsing trabecular bone structure) as a result of overloading when the functional adaptability of the osteoligamentous system had been exhausted (FIG. 10). The model of the calf bone was not modified in this case.

The geometrical models obtained in this way were discretised using a finite element grid made of TETRA solid elements with 10 nodes and three degrees of freedom in each node. Two groups of such elements, having different mechanical properties corresponding to those of respectively compact bone tissue and spongy bone tissue, were used. In addition, the linear finite elements of the strand type with two nodes and three degrees of freedom were used to model the permanent junction between the tibial bone and the calf bone. In the actual complex of shank bones it has the form of syndesmoses in the region of two epiphyses of

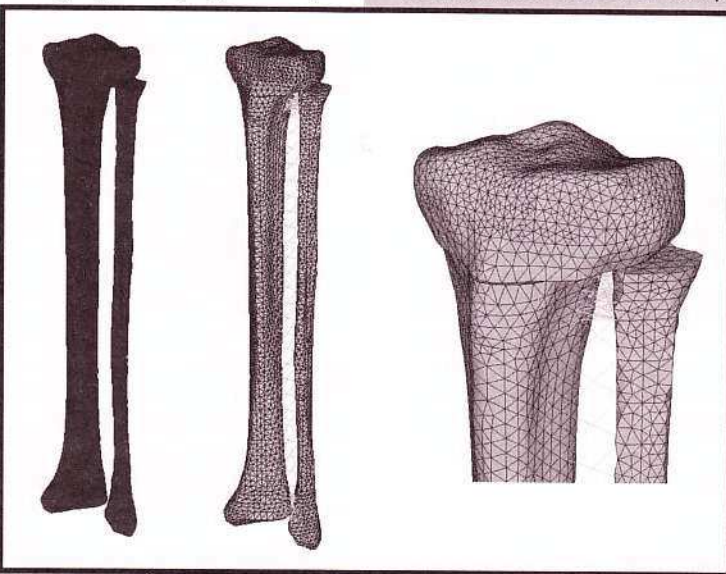
the fibula and the interosseous membrane joining the shaft of the tibia and that of the fibula. Two types of strand elements: with "tension only" and "compression only" characteristics were used. This means that the former elements acted on the other part of the model only when they were subjected to tension, whereas the latter did so when they were subjected to compression. The latter elements occurred only in the part of the model corresponding to the syndesmoses and represented only the contact interaction of the bone surfaces when pressed against each other.

Then simulations were made for the model representing the effects of the mechanical axis correction. To obtain this model, virtual correction was performed. The model of varus tibial bone was sectioned - in the middle of the distance between the tibial tuberosity and the articular surfaces - by two planes deviating from the level by an angle being half that of the tibial-bone outward deviation. One plane was situated above and the other below the top of the fibula head. The obtained wedge whose divergence angle was equal to the bone deviation was subsequently removed from the model and the gap was closed by bringing the bone fragments closer together (FIG.11). Also the fibula was sectioned at the level of the tibial bone osteotomy. The obtained bone models were discretised with the same types of el-



RYS.10. Model geometryczny i dyskretny kości piszczelowej zdeformowanej.

FIG.10. Geometrical and discrete model of deformed tibial bone.



RYS.11. Model geometryczny i dyskretny kości piszczelowej po korekcji chirurgicznej.

FIG.11. Geometrical and discrete model of tibial bone after surgical correction.

kości piszczelowej na zewnątrz, przy czym jedna z płaszczyzn przebiegała powyżej szczytu głowy strzałki a druga poniżej. Uzyskany w ten sposób klin o kącie rozwarcia równym kątowi odchylenia kości został następnie usunięty z modelu a powstałą szparę zamknięta zbliżając odłamy (RYS. 11). Również strzałka została przecięta na poziomie przecięcia dolnej płaszczyzny klina kostnego resekowanego z kości piszczelowej z jej powierzchnią boczną. Podobnie jak w poprzednim przypadku uzyskane modele geometryczne kości poddano dyskretyzacji przy użyciu tych samych typów elementów jak dla kości szpotawej. Jedyna różnica pomiędzy modelami z etapu pierwszego i drugiego, jeśli chodzi o siatkę elementów skończonych polegała na braku odwzorowania w modelu kości po korekcie górnego więzozrostu pomiędzy kością piszczelową i strzałką, który w trakcie rzeczywistego zabiegu osteotomii podkolanowej "minus" jest również resekowany.

Opracowane w ten sposób modele MES kości piszczelowej i strzałkowej stanowiły podstawę przeprowadzenia symulacji zachowania kości pod wpływem obciążeń mechanicznych.

Warunki brzegowe jakie określono dla przeprowadzenia obliczeń to własności mechaniczne tkanek występujących

elements as in the case of the varus bone. The only difference now was that the upper tibiofibular syndesmosis, also resected in a real popliteal minus osteotomy, was not represented in the model of the bone after the correction.

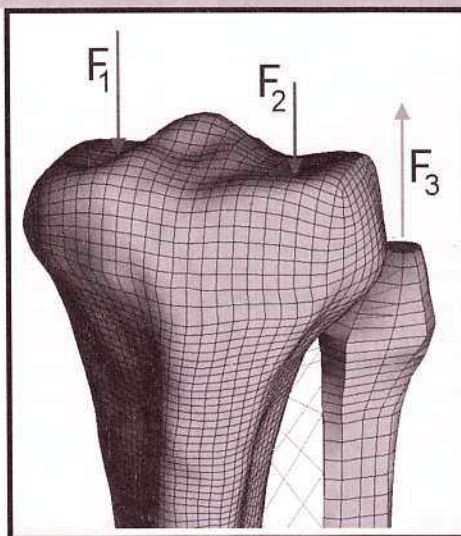
The FEM models of the tibia and the fibula were used as bases for the simulation of bone behaviour under mechanical loads.

The boundary conditions used for the computations were the mechanical properties of tissues occurring in the model and the distribution and values of the mechanical loads. It was assumed that the characteristics of all the materials in the models (compact bone tissue, spongy bone tissue, interosseous membrane fibres and syndesmosis fibres) were linear-elastic and that the materials were homogenous. In reality, the mechanical characteristics of both bone tissue and soft tissues are non-linear because of their complex structure. Nevertheless since the range of loads to which the models were subjected in the simulation corresponded to that of physiological loads, it could be assumed that the bone tissue would be deformed in the elastic range. Upon loading also the soft tissue fibres were in a physiological tension range corresponding to the first of the straight lines approximating the mechanical characteristic of the soft tis-

Material / Material	Moduł Young'a E / Young's modulus E [MPa]	Współczynnik Poissona ν / Poisson's ratio ν
Kość zbita (piszczel) / Compact bone(tibia)	18600	0,29
Tkanka miękka (łątkotki) / Soft tissue(menisci)	130	0,35

RYS. 12. Własności mechaniczne tkanek odwzorowanych w modelu.
FIG. 12. Mechanical properties of the model tissues.

w modelu oraz rozkład i wartości obciążeń mechanicznych. Zdecydowano, że wszystkie materiały występujące w modelach (tkanka kostna zbita, tkanka kostna gąbczasta, włókna błony międzykostnej oraz włókna więzozrostów kostnych) posiadają charakterystykę liniowo-sprężystą i są materiałami jednorodnymi. W rzeczywistości zarówno tkanka kostna jak i tkanki miękkie charakteryzują się nieliniowymi przebiegami charakterystyk mechanicznych, co wynika z ich złożonej budowy. Ponieważ jednak zakres obciążeń jakim poddawano modele w trakcie symulacji odpowiadał obciążeniom fizjologicznym, możliwe było przyjęcie, że tkanka kostna będzie odkształcana w zakresie sprężystym. Jeśli chodzi o włókna tkanek miękkich to w trakcie obciążania znajdowały się one również w zakresie napięcia fizjologicznego odpowiadającego pierwszej z prostych przybliżających charakterystykę mechaniczną tkanek miękkich. Tkanka kostna charakteryzuje się również silnie kierunkowymi własnościami (definiowanymi dla kości długich jako ortotropia transversalna), jednakże w prezentowanej pracy kość została opisana w modelach jako ciało izotropowe o stałych własnościach mechanicznych w całej objętości. Wartości własności mechanicznych takich jak moduł sprężystości oraz współczynnik Poissona zostały dobrane na podstawie doniesień w literaturze [2] i zostały podane w tabeli na RYS. 12.



RYS. 13. Obciążenie stawu kolanowego oraz wartości sił obciążających.
FIG. 13. Loading of the knee joint and values of loading forces.

sues. The bone tissue has strongly directional properties (for long bones defined as transversal orthotropy) but in the considered case, the bone was described as an isotropic body with constant mechanical properties in its entire volume. The values of the mechanical properties, e.g. the modulus of elasticity and Poisson's ratio, were assumed on the basis of the data reported in the literature [2] and they are given in FIG. 12.

The load acting on numerical models resulted from the interaction between the thighbone articular surfaces and the triangle muscles of the pelvis. The values and distribution of forces were calculated from the Maquet model [4] for asymmetric standing on one lower limb (FIG. 13).

Results of simulations

The calculations were performed using the Ansys 5.6 software package. The results are shown in FIGS 14 and 15.

Major differences between the strain state of the varus tibial bone and of the bone after the surgical correction become apparent.

The concentration of strains under the medial condyle has disappeared. The largest deformations in the bone after the correction occur in its central part - due to the high deformability of the spongy tissue concentrated in the central part of the epiphysis. Also the concentration of strains in the posterior part of the epiphysis has diminished after



RYS. 14. Rozkład odkształceń zarejestrowany dla kości piszczelowej szpotawej.

FIG. 14. Strain distribution recorded for varus tibial bone.



RYS. 15. Rozkład odkształceń zarejestrowany dla kości piszczelowej po korekcji.

FIG. 15. Strain distribution recorded for tibial bone after correction.

Obciążenie jakiemu zostały poddane modele numeryczne wynikało z oddziaływania powierzchni stawowych kości udowej oraz aktywności mięśni trójkąta miednicznego. Zarówno wartości jak i rozkład sił zostały obliczone na podstawie modelu Maquet'a [4] dla sytuacji niesymetrycznego stanu na jednej kończynie dolnej (RYS. 13).

Wyniki symulacji

Obliczenia realizowano przy użyciu pakietu Ansys 5.6. Wyniki obliczeń prezentują RYS. 14-15. Wyniki analizy wskazują na zasadnicze różnice pomiędzy stanem odkształceń dla kości piszczelowej szpotawej oraz kości po korekcji chirurgicznej.

Widoczna w kości szpotawej koncentracja pod kłykiem przyśrodkowym została zniwelowana. Największe odkształcenia w kości po korekcji występują w jej części centralnej co jest zrozumiałe ze względu na dużą odkształcalność tkanki gąbczastej koncentrującej się właśnie w centralnej części nasady. Również koncentracja powstająca w tylnej części nasady zanika w kości po korekcji chirurgicznej. Koncentracja ta jest spowodowana głównie nierównomiernym obciążeniem kłycki kości piszczelowej w sytuacji szpotawej (kłykiec boczny jest całkowicie odciążony). Ten typ obciążenia powoduje przede wszystkim znaczne odkształcenia rotujące nasadę kości piszczelowej co zostało wykazane w poprzednich badaniach [3,5]. Po korekcji ten typ obciążenia przechodzi w obciążenie równomierne co równocześnie

the surgical correction. It is mainly due to the nonuniform loading of the tibial bone condyles in the varus situation (the lateral condyle is totally relieved). This type of loading causes considerable deformations that cause rotation of the tibial bone epiphysis, observed in the previous studies [3, 5]. After the correction the loading becomes uniform which brings about changes in the strain state in the posterior part of bone epiphysis.

Conclusion

The clinical analysis and the biomechanical analysis have shown that in the case of large deformation of the knee joint the popliteal minus osteotomy performed according to the classic Coventry technique leads to the effect provisionally referred to as the "hanging condyle" symptom and to the concentration of stresses and strains in the bone tissue of the outer compartment. Both the clinical analysis of the treatment results and the analysis of the stress-and-strain state in the bone tissue show that much better clinical results and favourable changes in the stress-and-strain state are obtained by correcting the mechanical axis through an osteotomy. But close examination of the stress-and-strain state in the bone reveals that this operative technique can be further improved by introducing certain modifications (e.g. shifting the circumferential bone fragment outward in order

śnie powoduje zmianę stanu odkształceń w tylnej części nasady kości.

Podsumowanie

Przeprowadzona analiza kliniczna i biomechaniczna wskazują, że wykonanie operacji osteotomii podkolanowej "minus" klasyczną techniką Coventry w przypadku dużego stopnia szpotawej deformacji stawu kolanowego prowadzi do powstania efektu, nazwanego roboczo efektem "wiszącego kłykcia" oraz powstania koncentracji naprężeń i odkształceń w tkance kostnej przedziału zewnętrznego. Zarówno analiza kliniczna wyników leczenia jak i analiza stanu naprężeń i odkształceń tkanki kostnej pozwalają stwierdzić, że korekcja osi mechanicznej przy pomocy osteotomii daje wyraźną poprawę wyników klinicznych, jak i korzystną zmianę stanu naprężeń i odkształceń. Jednakże szczegółowa analiza stanu naprężeń i odkształceń kości pozwala jednocześnie na stwierdzenie iż możliwa jest dalsza ewolucja techniki operacyjnej poprzez wprowadzenie dodatkowych jej modyfikacji (jak np. przesunięcie odcinka zewnętrznego celem zniesienia objawów "wiszącego kłykcia" i uzyskania fizjologicznego rozkładu obciążeń).

NOWY MATERIAŁ DLA LARYNGOLOGII

MARTA BŁAŻEWICZ, STANISŁAW BŁAŻEWICZ, BOŻENA KONIECZNA, ELŻBIETA PAMUŁA

KATEDRA CERAMIKI SPECJALNEJ
AKADEMII GÓRNICZO-HUTNICZEJ W KRAKOWIE

Streszczenie

Praca niniejsza obejmuje wyniki badań nad opracowaniem nowego biomateriału kompozytowego z zastosowaniem w operacjach rekonstrukcyjnych krtani. Do wykonania kompozytu wybrano biozgodne składniki, a mianowicie polisulfon i włókna węglowe. Opracowano trzy materiały warstwowe o zróżnicowanej budowie powierzchni i różnych właściwościach mechanicznych, spośród których wybrano jeden i poddano go ocenie stosując spektroskopię w podczerwieni FTIR oraz mikroskopię skaningową. Przydatność tego materiału zweryfikowały badania na zwierzętach doświadczalnych.

Wprowadzenie

W ostatnich latach w literaturze z zakresu laryngologii dominuje problem wzrostu zachorowań w obrębie krtani. Obejmuje on chorych ze zdiagnozowanym rakiem krtani, a także pacjentów z urazami mechanicznymi tego narządu spowodowanymi wypadkami komunikacyjnymi. W obu przypadkach wymagane jest leczenie operacyjne zazwyczaj połączone z rekonstrukcją uszkodzonych tkanek, przy wykorzystaniu przeszczepu tkanek własnych pacjenta. Zastosowanie tej metody nie zawsze jest możliwe, a ponadto powoduje dodatkowe okaleczenie w miejscu pobrania. Dynamiczny rozwój w dziedzinie materiałów służących rekonstrukcji, a wraz z nimi rozwój technik operacyjnych stworzyły szansę odbudowy chorych lub uszkodzonych narządów przy wykorzystaniu biomateriałów.

Złożoność budowy i funkcji jakie pełni krtani, stawia wy-

to eliminate the "hanging condyle" symptom and obtain the physiological distribution of loads).

Piśmiennictwo

References

- [1] R. Będziński, M. Bernakiewicz, K. Ścigała Biomechanical aspects of artificial joint implantation in a lower limb Journal of Applied and Theoretical Mechanics, vol. 37, no. 3, pp. 455 - 479, 1999
- [2] R. Będziński, Engineering biomechanics. Selected problems (in Polish), Wrocław University of Technology Publishers, 1977.
- [3] R. Będziński, A. Pozowski, K. Ścigała Experimental verification of tibial osteotomy performed using different techniques 13th Danubia Adria Symposium on Experimental Methods in Solid Mechanics. pp. 41-44, Slovakia, 1996
- [4] P.G. Maquet, Biomechanics of knee, Berlin, 1983
- [5] A. Pozowski, R. Będziński, K. Ścigała, Experimental analysis of displacements and stresses in articular ends of genu varum and in knee after osteotomy (in Polish), Chirurgia Narządu Ruchu i Ortopedia Polska, Vol. 61, pp. 147-156, 1996.
- [6] T. Urban, A. Pozowski, M. Wasilewski, Popliteal Coventry osteotomy in treatment of degenerative changes and instability in genu varum (in Polish), Chirurgia Narządu Ruchu i Ortopedia Polska, Vol. 57, pp. 156-158, 1992.

NEW MATERIAL FOR LARYNGOLOGY

MARTA BŁAŻEWICZ, STANISŁAW BŁAŻEWICZ, BOŻENA KONIECZNA, ELŻBIETA PAMUŁA

DEPARTMENT OF ADVANCED CERAMICS
UNIVERSITY OF MINING AND METALLURGY, CRACOW

Abstract

This paper presents the results of investigations aimed at the development of a new composite biomaterial for the reconstructive surgery of larynx. The composite has been designed from biocompatible components, namely polysulphone and carbon fibres. Three materials have been elaborated, all with a layered structure, differing in surface composition and in mechanical properties. One of them has been selected for the evaluation by means of FTIR spectroscopy and scanning electron microscopy. The usefulness of this material has been tested on experimental animals.

Introduction

An increasing number of larynx diseases has become a dominating problem in the laryngological literature during the last years. This refers to patients with the established diagnosis of larynx cancer and the patients with mechanical injuries of this organ as a result of road accidents. In both cases surgical treatment is necessary, and often involves the reconstruction of damaged tissues by means of allogenic grafts. This method is not always feasible; moreover it causes additional mutilation in the donor site. The dynamic development of materials for reconstructive surgery and accompanying progress in operation techniques have created new possibilities of reconstructing the diseased or injured organs with biomaterials.

Complexity of structure and functions of the larynx make