

Lek. Patryk Nikratowicz

## **Rozprawa Doktorska**

Ocena wyników leczenia operacyjnego pacjentów ze zmianami  
zwyrodnieniowymi stawu śródstopno-paliczkowego pierwszego  
metodą Kellera

Klinika Ortopedii Ogólnej, Onkologicznej i Traumatologii Uniwersytetu  
Medycznego im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu

Promotor: prof. dr hab. Małgorzata Wierusz-Kozłowska

Poznań 2012

## Spis treści

Wykaz skrótów .....	5
1. Wstęp .....	6
1.1 Definicja, epidemiologia i etiologia choroby zwyrodnieniowej stawów... 6	6
1.2 Anatomia stawu śródstopno-paliczkowego..... 7	7
1.3 Biomechanika stawu śródstopno-paliczkowego pierwszego i stopy podczas chodu .....	8
1.4 Choroba zwyrodnieniowa stawu śródstopno-paliczkowego pierwszego .....	10
1.4.1 Paluch sztywny .....	10
1.4.2 Paluch koślawy .....	13
1.5 Pedobarografia .....	19
1.6 Przegląd metod operacyjnych stosowanych w zmianach zwyrodnieniowych stawu śródstopno-paliczkowego .....	21
1.6.1 Operacje oszczędzające staw śródstopno-paliczkowy pierwszy .....	21
1.6.2 Operacje związane z połowiczą lub całkowitą resekcją stawu śródstopno-paliczkowego .....	23
2. Założenia i cele pracy .....	26
2.1 Założenia .....	26
2.2 Cele pracy .....	27
3. Materiał.....	27
3.1 Charakterystyka grupy badanej (Grupa I).....	27
3.4 Charakterystyka grup porównawczych .....	29
3.5 Wiek, masa ciała i BMI w grupie I, II i III .....	30
4. Metodyka .....	31
4.1 Analiza dokumentacji klinicznej .....	31
4.2. Badanie kliniczne.....	31
4.2.1 AOFAS forefoot score (hallux metatarsophalangeal-interphalangeal scale).....	32
4.3. Badanie radiologiczne .....	33

4.4 Badanie pedobarograficzne .....	36
4.5 Analiza statystyczna .....	38
5. Wyniki .....	39
5.1 Wyniki kliniczne w skali AOFAS .....	39
5.1.1 Zależności wyników klinicznych w skali AOFAS od czasu obserwacji w grupie I .....	42
5.1.2 Zależności między lokalizacją bólu przed operacją a wynikami klinicznymi w skali AOFAS w badaniu kontrolnym w grupie I .....	42
5.1.3 Zależności między masą ciała / BMI a wynikami w skali AOFAS w grupie I .....	45
5.1.4 Zależność między operacją na mniejszych palcach a wynikiem klinicznym w grupie I .....	45
5.1.5 Wpływ operacyjnej stabilizacji drutem K w grupie I na wynik kliniczny w skali AOFAS w badaniu kontrolnym .....	46
5.1.6 Wpływ wielkości resekcji na wynik kliniczny w skali AOFAS w grupie I .....	46
5.1.7 Analiza wpływu zaawansowania zmian zwyrodnieniowych w stawie MTP-I przed operacją w grupie I na parametry kliniczne w skali AOFAS w badaniu kontrolnym .....	47
5.2 Wyniki pomiarów RTG .....	48
5.2.1 Analiza przed i pooperacyjna parametrów HIA, HVA, MPV, FIA, SRS w grupie I .....	48
5.2.2. Badanie zależności uzyskanego kąta koślawości palucha (HVA) na RTG kontrolnym od innych przedoperacyjnych parametrów radiologicznych .....	51
5.2.3 Analiza zależności kąta korekcji i czasu obserwacji .....	52
5.2.4 Badanie wpływu stabilizacji śródoperacyjnej stawu MTP-I drutem K na uzyskane kąty korekcji ( $\Delta$ HVA) w grupie I .....	53
5.2.5 Badanie wpływu procentowej resekcji paliczka bliższego palucha na uzyskane kąty korekcji ( $\Delta$ HVA) .....	53
5.2.6 Analiza wpływu czasu obserwacji na zmianę parametru FIA .....	54

5.2.7 Wyniki pomiarów radiologicznych i ich wpływ na wyniki kliniczne ....	54
5.3 Wyniki pedobarografii .....	56
5.3.1 Pedobarografia statyczna .....	56
5.3.2 Pedobarografia dynamiczna – analiza nacisków .....	60
5.3.3 Pedobarografia dynamiczna – czasy nacisku w poszczególnych regionach stopy .....	65
5.3.4 Pedobarografia dynamiczna – porównanie grup badanych pod względem parametru TPmax%.....	67
5.3.5 Porównanie grupy I, II i III pod względem obciążanej powierzchni stóp .....	68
5.3.6 Analiza korelacji między bólem a naciskiem dynamicznym .....	71
5.3.7 Wpływ lokalizacji bólu przed operacją w grupie po operacji Kellera na pomiary nacisku statycznego i dynamicznego.....	71
5.3.8 Analiza korelacji między operacjami wykonanymi na małych palcach i poziomem nacisku dynamicznego w tym regionie.....	72
5.3.9 Zależności między wynikami w skali AOFAS i parametrem TPmax% w grupach I i II.....	72
5.3.10 Analiza zależności między parametrami pedobarograficznymi i wynikami pomiarów na RTG kontrolnym w grupie I.....	73
6. Omówienie.....	74
7. Wnioski.....	88
8. Piśmiennictwo.....	90
9. Streszczenie .....	107
10. Spis tabel.....	109
11. Spis rycin .....	111

## Wykaz skrótów

AOFAS – American Orthopedics Foot and Ankle Society – Amerykańskie Stowarzyszenie Ortopedów Stawu Skokowego i Stopy

CDC – (ang. Centers for Disease Control and Prevention) – jedna z agencji rządu federalnego USA zajmująca się zapobieganiem, monitoringiem i zwalczaniem chorób

DMAA – kąt ustawienia dystalnej powierzchni stawowej pierwszej kości śródstopia

FIA – kąt między pierwszą a drugą kością śródstopia

HIA – kąt między paliczkiem bliższym i dalszym palucha

HVA – kąt koślawości palucha

IL – interleukina

I-KŚ – pierwsza kość śródstopia

kPa – kilo Paskal – miara ciśnienia

KŚ – kość śródstopia

IP - międzypaliczkowy

MPV – kąt przywiedzenia przodostopia

MTP-I – staw śródstopno-paliczkowy pierwszy

Pmax – nacisk maksymalny

Pśr – nacisk średni

RLFM – relatywna długość pierwszej i drugiej kości śródstopia

Rycina – rycina

SD – odchylenie standardowe

TPmax – czas do osiągnięcia nacisku maksymalnego

Tab. - tabela

## **1. Wstęp**

### **1.1 Definicja, epidemiologia i etiologia choroby zwyrodnieniowej stawów**

Choroba zwyrodnieniowa jest jednym z głównych problemów zdrowotnych współczesnego społeczeństwa (1). Jest wiodącą przyczyną bólu i niepełnosprawności wśród starszych osób w krajach rozwiniętych (2). Zdefiniowana jest, jako przewlekły proces chorobowy, w którym na skutek zaburzeń równowagi między degeneracją i regeneracją chrząstki dochodzi do stopniowego bolesnego ograniczenia ruchów w zajęтым stawie. Według WHO objawowa choroba zwyrodnieniowa przynajmniej jednego stawu występuje w populacji światowej średnio u 9,6% mężczyzn i 18% kobiet (3). Według danych CDC zebranych podczas programu NHIS (National Health Interview Survey) u 22% dorosłych mieszkańców USA (ok. 46 milionów osób) postawiono potwierdzoną przez lekarza diagnozę choroby zwyrodnieniowej stawów, podczas, gdy 9% (ok. 19 milionów) cierpi z powodu objawów choroby i związanego z tym ograniczenia aktywności (4). W Wielkiej Brytanii i Walii choruje między 1,3 a 1,75 miliona osób. We Francji stwierdza się rocznie 6 milionów nowych przypadków (5). Szacuje się, że starzenie się populacji spowoduje, że do roku 2020 choroba zwyrodnieniowa będzie czwartą co do częstości przyczyną niepełnosprawności. Choroba zwyrodnieniowa stawów poniżej 45 roku życia występuje częściej u mężczyzn, a powyżej 55 roku życia częściej u kobiet (3). Objawy choroby zwyrodnieniowej takie jak ból, sztywność, zmniejszenie zakresu ruchu w stawach powodują znaczne ograniczenie aktywności życiowej chorego. Najczęstszą lokalizacją procesu chorobowego jest według kolejności staw kolanowy, biodrowy, stawy ręki i stawy stopy. W obrębie stopy najczęściej zajęty jest staw śródstopno-paliczkowy pierwszy (MTP-I). Zwyrodnienie tego stawu występuje u 35 do 60% osób w wieku powyżej 65 lat (6).

Wtórne zmiany zwyrodnieniowe stawów są następstwem urazów, zapaleń swoistych i nieswoistych, martwicy jałowej kości, wrodzonych deformacji narządu ruchu wpływających na biomechanikę. Często jednak nie

udaje się ustalić przyczyny. Prowadzone do tej pory badania nad etiopatogenezą pierwotnych zmian zwyrodnieniowych nie przyniosły odpowiedzi w postaci wyodrębnienia jednego czynnika sprawczego. Obecnie postuluje się wieloczynnikowy charakter choroby. Pod uwagę bierze się czynniki genetyczne, mechaniczne, zapalne i zmiany wsteczne związane z wiekiem. Wśród czynników genetycznych wskazuje się na dziedziczenie wielogenowe związane ze zmienioną ekspresją cytokin prozapalnych, genów odpowiedzialnych za formowanie i przebudowę kostną, oraz wytrzymałość mechaniczną chrząstki (7,8). Czynniki biomechaniczne związane są z nieprawidłowym mechanizmem obciążania chrzęstnej powierzchni stawu. Brak zborności stawu z przyczyn rozwojowych lub na skutek zmian adaptacyjnych i mikrourazów związanych z wysiłonym zużyciem stawu (sport wyczynowy, zawody wymagające jednostajnego ruchu w stawie) jest niezależnym czynnikiem ryzyka rozwoju zmian zwyrodnieniowych (9). Prędkość powstawania zmian jest większa, jeśli towarzyszy mu wymieniona wcześniej predyspozycja genetyczna. Zmiany te narastają z wiekiem, gdyż spada możliwość regeneracji chrząstki zależnej od syntezy składników jej macierzy oraz wytrzymałość chrząstki na działanie metaloproteinaz. Wtórnie do uszkodzeń chrząstki rozwija się proces zapalny z udziałem licznych cytokin (głównie IL-1b, IL-6, IL-17, TNF alfa). Wpływ powyższych czynników na przebieg naturalny choroby oraz sprawdzenie możliwości spowolnienia procesu chorobowego przez działanie na poziomie komunikacji komórkowej jest obecnie jednym z głównych tematów badawczych na świecie.

## **1.2 Anatomia stawu śródstopno-paliczkowego pierwszego**

Staw śródstopno-paliczkowy pierwszy jest stawem prostym, zawiasowym (kłykciowym), jednoosiowym. Staw tworzą powierzchnia stawowa głowy pierwszej kości śródstopia oraz powierzchnia stawowa nasady bliższej paliczka bliższego palca pierwszego a także artykulacja dla trzeszczek na powierzchni podeszwowej I kości śródstopia. W stawie odbywa się ruch zginania grzbietowego oraz podeszwowego wokół osi biegnącej horyzontalnie. Zakres ruchu czynnego i biernego w zdrowym stawie wynosi 80 stopni dla zgięcia grzbietowego i 70 stopni dla zgięcia podeszwowego. Staw zamyka torebka

stawowa, wzmocniona od strony bocznej i przyśrodkowej włóknami więzadeł pobocznych. Na powierzchni grzbietowej stawu biegną ścięgna prostowników palucha. Ścięgno prostownika długiego palucha położone jest bardziej powierzchownie i przyczepia się do podstawy paliczka dalszego w jej części grzbietowej, natomiast ścięgno prostownika krótkiego położone jest głębiej i przyczepia się do podstawy paliczka bliższego w jej części grzbietowej. Na powierzchni podeszwowej w sąsiedztwie stawu biegnie ścięgno zginacza krótkiego palucha. Na wysokości nasady dalszej I kości śródstopia rozdwaja się ono w płaszczyźnie horyzontalnej i każda z jego części przyczepia się do trzeszczki – odpowiednio bocznej (strzałkowej) i przyśrodkowej (piszczelowej), a następnie do płytki podeszwowej włóknisto-chrzęstnej i do podstawy paliczka bliższego po stronie podeszwowej. Wyżej wymienione trzeszczki od strony grzbietowej sąsiadują z przynasadą dalszą I kości śródstopia i położone są w brzdach. Poruszają się dystalnie i proksymalnie podczas ruchów w stawie śródstopno-paliczkowym pierwszym. Podeszwowo od ścięgna zginacza krótkiego położone jest ścięgno zginacza długiego, które przyczepia się do podstawy paliczka dalszego palucha w jej części podeszwowej. Stabilność stawu oprócz więzadeł pobocznych zapewniają mięśnie przywodziciel i odwodziciel palucha. Mięsień przywodziciel palucha biegnie od powierzchni podeszwowych kości śródstopia II-V i przyczepia się do trzeszczki bocznej, a część jego włókien wnika do torebki stawu i podstawy paliczka bliższego. Mięsień odwodziciel palucha biegnie od strony przyśrodkowej, przyczepia się z tej strony do trzeszczki oraz podstawy paliczka bliższego (2,10,11).

Paluch unerwiony jest czuciowo od strony bocznej przez włókna skórne (nerwy palcowe grzbietowe stopy) pochodzące od n. strzałkowego głębokiego, a od strony przyśrodkowej przez włókna skórne n. strzałkowego powierzchownego. Unerwienie czuciowe należy do dermatomu L5.

### **1.3 Biomechanika stawu śródstopno-paliczkowego pierwszego i stopy podczas chodu**

Płynny ruch w stawie śródstopno-paliczkowym I jest niezbędny do prawidłowego funkcjonowania stopy. Jest ona końcowym węzłem łańcucha kinematycznego. Podczas chodu musi spełnić dwie zróżnicowane funkcje:



zamortyzować uderzenie w fazie kontaktu pięty z podłożem, oraz przenieść siłę generowaną przez mięśnie i nadać człowiekowi przyspieszenie niezbędne do przemieszczania się do przodu w fazie odbicia. Jest to możliwe dzięki budowie kompleksu podskokowego i stawu poprzecznego stępu. Stawy te są szczytowym elementem tak zwanego „trójkąta dynamicznego” (12). Podczas obciążenia pięty następuje ewersja (koślawość) stępu i rozluźnienie elementów kompleksu podskokowego, co pozwala na efektywną amortyzację. Podczas fazy przeniesienia i odbicia następuje inwersja (szpotawienie) stępu i funkcjonalne zablokowanie (usztynienie) się stawów, dzięki czemu możliwy jest efektywny transfer sił na podłoże. Ruch zgięcia podeszwowego i grzbietowego w stawie MTP-I odbywa się w płaszczyźnie strzałkowej wokół poziomej osi przechodzącej przez środek stawu. Do prawidłowej propulsji w czasie fazy odbicia niezbędne jest od 65 do 75 stopni zgięcia grzbietowego w stawie śródstopno-paliczkowym pierwszym (2). Podczas chodu pierwsze 20 stopni zgięcia grzbietowego palucha to prosty ruch zawiasowy. Dalsze zgięcie jest wymuszone przez pierwszą kość śródstopia, która ulega zgięciu grzbietowemu względem paliczka bliższego, a następnie przesuwa się podeszwowo. Ruch ten jest bierny i odbywa się w zamkniętym łańcuchu kinematycznym. Wymuszony jest poprzez uniesienie pięty, a paluch wraz z aparatem trzeszczkowym są wtedy oparte o podłoże. Ruch pierwszej kości śródstopia jest w tej fazie wymuszony wtórnie przez przeniesienie drugiej kończyny przed kończynę podpierającą. Powoduje on inwersję w kompleksie podskokowym, zgięcie podeszwowe i ewersję w stawie Choparta. Jest to tak zwana trójpłaszczyznowa supinacja stopy. Ta sekwencja ruchów powoduje adaptację stopy z funkcji amortyzującej do funkcji podpierającej, potrzebnej w fazie odbicia. Mięsień strzałkowy długi oraz odwodziciel palucha pełnią funkcję stabilizatora kolumny przyśrodkowej stopy w pozycji zgięcia podeszwowego w środkowej części fazy podparcia. W całej fazie podparcia funkcjonuje mięsień piszczelowy tylny. Podczas kontaktu pięty z podłożem pełni funkcję antagonisty dla trójpłaszczyznowej pronacji stopy w celu amortyzacji. Podczas odbicia dodatkowo stabilizuje on również przyśrodkową kolumnę stopy. Mięśnie zginacze palucha pełnią istotną funkcję podczas tej fazy zapewniając odpowiednią propulsję. Podczas odbicia ok 25% nacisku przenoszone jest przez paluch, a kolejne 25 – 30% przez głowę I kości śródstopia. Mięśnie

prostowniki i przywodziciel zapewniają funkcję antagonistyczną do wyżej wymienionych zginaczy (13,14).

## **1.4 Choroba zwyrodnieniowa stawu śródstopno-paliczkowego pierwszego**

### **1.4.1 Paluch sztywny**

Pierwsze doniesienia literaturowe i opisy choroby zwyrodnieniowej stawu śródstopno-paliczkowego pierwszego pochodzą z roku 1881 – Nicoladoni (15) i 1887 Davies-Colley (16). Termin „paluch sztywny” (hallux rigidus) został zaproponowany na określenie tego schorzenia po raz pierwszy w roku 1888 przez Cotterill (17). W paluchu sztywnym zmiany zwyrodnieniowe w stawie śródstopno-paliczkowym pierwszym występują bez towarzyszącej deformacji koślawej. Choroba zwyrodnieniowa tego stawu jest najczęstszą lokalizacją tego schorzenia w obrębie stopy (18). Występuje u 1 na 40 osób powyżej 50 roku życia. Jest to druga pod względem częstości patologia stopy, zaraz po paluchu koślawym (19). Doniesienia epidemiologiczne dotyczące płci i wieku są sprzeczne. W piśmiennictwie można znaleźć zarówno badania sugerujące częstsze występowanie u kobiet (20,21,22), jak i u mężczyzn (23,24). Początkowe objawy choroby mogą pojawić się u nastolatków (25,26) i u dorosłych (27,28). Stwierdzono rodzinne występowanie, zwłaszcza postaci rozpoczynających się w wieku młodzieńczym (29,30). Znajdujemy doniesienia sugerujące, że częściej występuje jednostronnie (31,32), a także badania sugerujące występowanie bilateralne (22,29,32).

Paluch sztywny objawia się postępującym, bolesnym ograniczeniem ruchomości stawu śródstopno-paliczkowego pierwszego. Jako pierwsze występuje ograniczenie ruchu zgięcia grzbietowego. Powoduje to dyskomfort podczas chodu, szczególnie w fazie odbicia, gdy bierne zgięcie grzbietowe w tym stawie jest wymuszone ruchem pozostałych stawów stopy. Pacjent zgłasza ból podczas chodu przy unoszeniu pięty i stopy. Może pojawiać się również ból wzdłuż bocznej strony stopy z powodu kompensacyjnego zwiększenia obciążania tej okolicy. Dodatkowo konflikt poszerzonej części stawu z obuwem może powodować otarcia naskórka i miejscowy stan zapalny. Podrażnienie nerwu skórno-grzbietowo-przyśrodkowego powoduje zaburzenia czucia i

mrowienie w tym regionie. W niektórych przypadkach stan zapalny dotyczy błony maziowej całego stawu. Klinicznie stwierdza się poszerzenie obrysu stawu, zwłaszcza w części grzbietowej. Formuje się ono z powodu odsłonięcia grzbietowej części głowy pierwszej kości śródstopia w początkowym stadium choroby. Z powodu bólu dochodzi wówczas do stopniowego utrwalenia podszwowego zgięcia paliczka bliższego. Następnie formują się liczne wyrośla kostne (osteofity), początkowo wokół powierzchni stawowej głowy kości śródstopia, a później również paliczka bliższego. Równocześnie destrukcja chrząstki stawowej powoduje stopniowe zwężanie się szczeliny stawowej. W końcowej fazie daje to obraz nieruchomego palucha, który jest przemieszony nieco podszwowo w stosunku do osi kości śródstopia. Występuje znaczne poszerzenie obrysu stawu i silna bolesność przy każdej próbie ruchu w zajęтым stawie (33,34,35).

Istnieje wiele klasyfikacji określających zaawansowanie choroby - według kryteriów radiologicznych lub kliniczno-radiologicznych. Najprostsze skale mają tylko 2 stopnie zaawansowania – skala Giannestras z 1973 r. i wg Nilsonne z 1930 r (26,36). Większość zaproponowanych skal dzieli przebieg choroby zwyrodnieniowej stawu MTP-I na 3 (24,32,37,38,39,40,41) lub 4 stopnie (13,42,43,44). Dodatkowo opublikowano dziesiątki modyfikacji wyżej wymienionych systemów, zaproponowanych przez różnych autorów. Tabela 1 i 2 przedstawia najczęściej używane w piśmiennictwie klasyfikacje wg Regnaud oraz wg Kellgrena i Lawrence'a.

Tabela 1. Klasyfikacja zmian zwyrodnieniowych stawu MTP-I wg Kellgrena i Lawrence'a.

Stopień	Radiologicznie
0	bez zmian radiologicznych
1	niewielkie osteofity
2	znaczne osteofity, bez zmiany szerokości szpary stawu
3	osteofity i zwężenie szpary stawu
4	znaczne zwężenie szpary stawu ze sklerotyzacją podchrzęstną

Tabela 2. Klasyfikacja palucha sztywnego wg Regnaud.

Zaawansowanie	Cechy radiologiczne	Cechy kliniczne
Stopień 1	<ul style="list-style-type: none"> <li>- sklerotyzacja podchrzęstna</li> <li>- niewielkie zwężenie szpary stawu</li> <li>- trzeszczki o regularnym obrysie, nieco powiększone</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- ograniczone zgięcie grzbietowe</li> <li>- nieograniczone zgięcie podeszwowe</li> <li>- ostry lub podostry ból</li> </ul>
Stopień 2	<ul style="list-style-type: none"> <li>- osteofity</li> <li>- zwężenie szpary stawu</li> <li>- podchrzęstna sklerotyzacja lub torbiele</li> <li>- przerost i nieregularne obrysy trzeszczek</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- znacznie zmniejszone zgięcie grzbietowe</li> <li>- ograniczone zgięcie podeszwowe</li> <li>- ból cały czas</li> </ul>
Stopień 3	<ul style="list-style-type: none"> <li>- osteofity o dużym nasileniu</li> <li>- całkowity brak szpary stawu MTP-I</li> <li>- kompletna degeneracja stawu śródstopno-trzeszczkowego</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- bardzo duże ograniczenie ruchu w stawie lub pełna sztywność</li> <li>- ból zwiększa się przy próbie ruchu</li> <li>- wraz z postępującym usztywnieniem ból zmniejsza się</li> </ul>

Większość systemów klasyfikacji palucha sztywnego nie była badana pod kątem spójności, wiarygodności, czułości, poziomu przydatności klinicznej. Brak spójności pomiędzy skalami i ich duża różnorodność skutkuje tym, że trudno porównać ze sobą opublikowane wyniki badań. Najbliższy spełnienia wszystkich kryteriów walidacji jest pięciostopniowy system kliniczno-radiologiczny zaproponowany przez Coughlin i Shurnas (29) (tabela 3).

Tabela 3. Klasyfikacja palucha sztywnego wg Coughlin i Shurnas.

St.	Zgięcie grzbietowe	Cechy Radiologiczne	Cechy kliniczne
0	40 do 60 st. i/lub utrata 10-20% w porównaniu ze stroną zdrową	- bez zmian	- bez bólu. - może występować uczucie sztywności
1	30 do 40 st. i/lub utrata 20-50% w porównaniu ze stroną zdrową	- osteofity w grzbietowej części stawu - minimalne zwężenie szpary stawu - minimalna sklerotyzacja - min. spłaszczenie głowy I-KŚ	- łagodny ból i sztywność, okazjonalnie przy maksymalnym zgięciu grzbietowym i podeszwowym
2	10 do 30 st. i/lub utrata 50-75% w porównaniu ze stroną zdrową	- osteofity po stronie przyśrodkowej i bocznej dodatkowo nadające spłaszczony wygląd głowy I-KŚ - na RTG bocznym zajęcie mniej niż ¼ głowy I KŚ - niewielkie do średniego zwężenie szpary stawu - aparat trzeczczkowy niezajęty	- ból umiarkowany do bardzo dużego + sztywność. Może być stały. W badaniu przedmiotowym ból nasila się tuż przed maksymalnym zgięciem grzbietowym i podeszwowym
3	<=10 st. i/lub 75 – 100% utrata w porównaniu ze stroną zdrową. Dodatkowo zmniejszenie zgięcia podeszwowego często poniżej 10st.	jak w stopniu 2, dodatkowo: - znaczne zmniejszenie szpary stawu, - cysty - powyżej ¼ głowy I-KŚ zajęte na RTG bocznym - zajęty aparat trzeczczkowy – powiększenie i nieregularność trzeczczek	- stały ból i znaczna sztywność zwłaszcza w końcowej fazie ruchu biernego w badaniu przedmiotowym
4	Jak w stopniu 3	jak w stopniu 3	jak w stopniu 3, ból w całym zakresie ruchu

### 1.4.2 Paluch koślawy

Paluch koślawy to postępujące przywiedzenie palucha (postępująca koślawość) w stawie śródstopno-paliczkowym pierwszym, któremu towarzyszy pronacja, postępująca szpotawość pierwszego promienia i wystawanie do

przyśrodka głowy pierwszej kości śródstopia (45). Przyjmuje się, że maksymalny prawidłowy kąt koślawości palucha wynosi 15°. Jednym z pierwszych utrwalonych zapisów palucha koślawego jest rzeźba Świętego Jana wykonana przez Raphaela w XVI wieku. Świętemu Janowi nadano około 30 stopniową koślawość paluchów (46). Termin Hallux Valgus zaproponował po raz pierwszy Carl Heuter w 1871r. (47).

Deformacje stopy występują u około 30% osób dorosłych (48), a najczęstszą z nich jest paluch koślawy (10,49). Częstość występowania w populacji wynosi od 2 do 4% (w zależności od źródeł) (11,50) i jest zdecydowanie wyższa u kobiet (30,51,52,53,54,55). Autorzy nie są zgodni co do wieku, w którym zaczyna się deformacja koślawy palucha. Podczas gdy jedni sugerują początek objawów od 3 do 5 dekady życia (47,56,57), inni wskazują na wysoką częstość występowania w wieku młodzieńczym - nawet 46-92% (58,59,60,61). Postać młodzieńcza palucha koślawego ma prawdopodobnie podłoże genetyczne i ujawnia się już poniżej 10 roku życia (62).

Paluch koślawy występuje również w przebiegu innych schorzeń przebiegających z zaburzeniem bilansu mięśniowego czy choroby reumatyczne jak RZS. Paluch koślawy jest najczęstszą deformacją w stopie reumatoidalnej i towarzyszą mu w tym schorzeniu bardzo często deformacje innych palców (63).

Pomimo licznych badań nad etiologią palucha koślawego, nie udało się ustalić w sposób nie budzący wątpliwości czynników predysponujących. Jeszcze więcej sprzecznych opinii budzi wpływ parametrów kliniczno-radiologicznych na występowanie tej deformacji. Autorzy są zasadniczo zgodni co do współistnienia palucha koślawego z płaskostopiem poprzecznym i pronacją palucha (56,64,65). Zwiększony kąt koślawości palucha (HVA) i kąt międzyśródstopny I/II (FIA) oraz podwichnięcie trzeszczek na zdjęciach radiologicznych są uznanymi parametrami znajdującymi zastosowanie w skalach stopniujących zaawansowanie choroby. Jednak korelacja z takimi parametrami jak: wysokość sklepienia podłużnego stopy (66,67,68,69,70,71), mobilność I kości śródstopia w stawie stępowo-śródstopnym (59,68,69,72), przykurcz ścięgna Achillesa (68,69,70,73), kształt powierzchni stawowej głowy I kości śródstopia (73,74,75), długość I kości śródstopia (71,73,74),

kongruencja stawu MTP-I (76,77), DMAA (78,79), czy przywiedzenie przodostopia (31,78) są przedmiotem kontrowersji.

### **Zmiany anatomopatologiczne w deformacji koślawej palucha.**

We wczesnym stadium przywiedzenie palucha i szpotawe ustawienie pierwszej kości śródstopia powoduje rozciąganie aparatu torebkowo-więzadłowego po stronie przyśrodkowej stawu. Ściągna zginacza i prostownika długiego palucha przesuwają się w stronę przestrzeni międzypalcowej pierwszej biegnąc po „cięciwie łuku” nasilają progresję zniekształcenia. Odwodziciel palucha, który w normalnych warunkach działa jako przyśrodkowy stabilizator stawu, przesuwa się na powierzchnię podeszwową i powoduje pronację palucha. Przywodziciel palucha działając przeciwnie do postępującej deformacji szpotawej pierwszej kości śródstopia powoduje względne przemieszczenie aparatu trzeszczkowego bocznie od tej kości. Powoduje to niezborność trzeszczek, które zamiast przesuwać się w przeznaczonych do tego bruzdach na powierzchni podeszwowej pierwszej kości śródstopia, ulegają podwichnięciu. Po dłuższym czasie następuje zniszczenie powierzchni stawowych dla aparatu trzeszczkowego. Stopniowe przemieszczanie się do boku palucha skutkuje odstąpieniem przyśrodkowej części powierzchni stawowej głowy kości śródstopia i utratą kongruencji stawu (11). Dochodzi do tego w 72-91% przypadków (64). Utrata kongruencji stawu i postępująca zmiana jego mechaniki przyczynia się do powstania zmian zwyrodnieniowych. Wraz z postępem zniekształcenia paluch przesuwa się pod drugi palec powodując jego grzbietowe podwichnięcie w stawie śródstopno-paliczkowym, a w końcowym efekcie jego deformację młoteczkowatą. Kaletka maziowa od strony przyśrodkowej stawu często ulega podrażnieniu przez zwiększającą się wypukłość od strony przyśrodkowej oraz z powodu jej konfliktu z obuwiem (11).

### **Zmiany obciążania stopy podczas chodu pod wpływem deformacji koślawej palucha.**

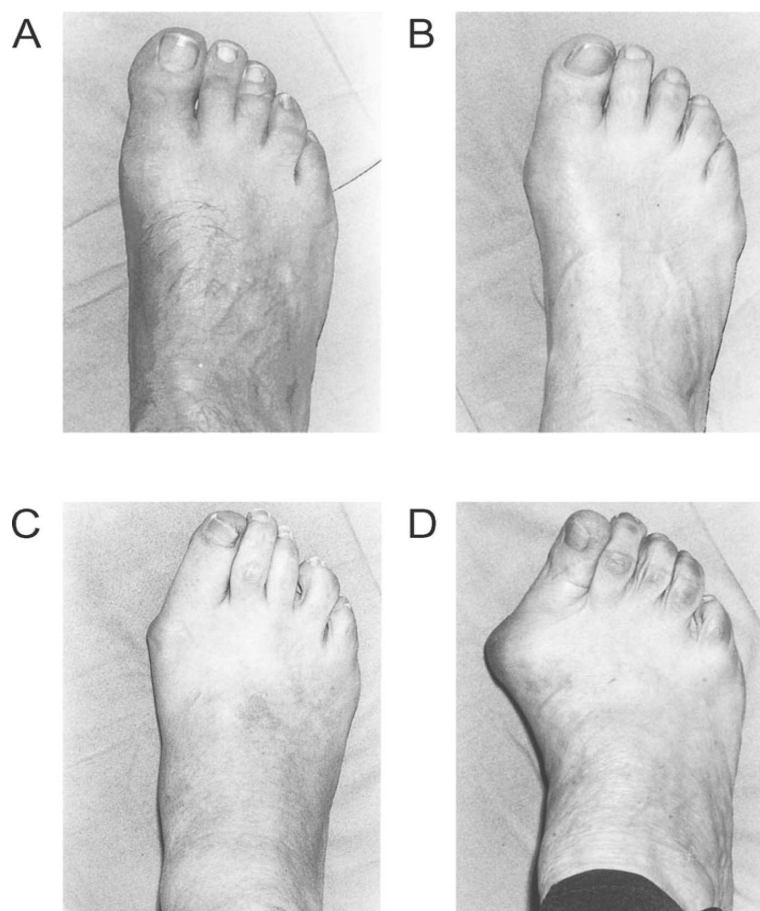
W fazie podparcia środek ciężkości ciągle przesuwa się. Od kontaktu z podłożem do fazy przeniesienia, przemieszcza się gwałtownie od pięty do okolicy środkowej części śródstopia. Następnie przemieszcza się dystalnie i przyśrodkowo w stronę palucha (80). Wymusza to na aparacie stawowo –

więzadłowym stopy ciągła adaptację aby przyjąć maksimum obciążenia w coraz to innym miejscu. Kontakt przodostopia z podłożem występuje w 80-85% fazy podparcia (56). W tym czasie paluch i głowy I i II kości śródstopia przenoszą większość – ok. 64% całkowitego nacisku. Paluch przenosi ponad 2 razy większy nacisk na podłoże, niż pozostałe palce. W deformacji koślawej z powodu przywiedzenia palucha i jego pronacji zmniejsza się jego możliwość przenoszenia obciążeń. Centrum nacisku przesuwa się w stronę boczną przodostopia pod głowy kości śródstopia II, III, i IV, a następnie do palców 2 i 3. Powoduje to przeciążenie przodostopia i częste dolegliwości bólowe o charakterze metatarsalgii (81,82,83).

### **Klasyfikacja kliniczna i radiologiczna palucha koślawego.**

W celu wybrania odpowiedniej metody operacyjnej w badaniu przedmiotowym stopy określa się: kąt koślawości palucha, ruchomość stawu śródstopno-paliczkowego pierwszego, koślawość paliczka dalszego względem bliższego (hallux valgus interphalangeus), występowanie bolesnych nagniotków na podeszwowej części stopy i płaskostopia poprzecznego oraz współistnienie deformacji innych palców. W celu sparametryzowania klinicznej oceny zaawansowania palucha koślawego zastosowanie ma głównie skala Manchester. Została ona sprawdzona pod kątem spójności z badaniem radiologicznym (84), wiarygodności oraz powtarzalności (85). Składa się z 4 standardowych fotografii, na podstawie których kwalifikuje się zaawansowanie choroby (rycina 1, tabela 4). Podobnie opracowana przez Roddy i wsp. skala oceny klinicznej oparta jest na 5 stopniach – A do E dla stopy lewej i F do J dla stopy prawej. Również dla tej skali przeprowadzono pozytywną walidację (86).





Rycina 1. Skala Manchester.

Tabela 4. Zaawansowanie koślawości palucha w skali Manchester.

Stopień wg skali Manchester	Zaawansowanie kliniczne
A	brak deformacji
B	łagodna deformacja
C	średnia deformacja
D	zaawansowana deformacja

W każdym przypadku wykonuje się przedoperacyjną diagnostykę radiologiczną. Standardowe radiogramy obejmują projekcję AP i boczną w pozycji stojącej. Pomiary na radiogramach w projekcji AP według wytycznych Amerykańskiego Towarzystwa Stawu Skokowego i Stopy (87) obejmują: kąt koślawości palucha (HVA); kąt międzysródstopny I/II (FIA); kąt międzypaliczkowy I (HIA); dystalny kąt powierzchni stawowej pierwszej kości

śródstopia (DMAA); pomiar wyniosłości przyśrodkowej; kąt przywiedzenia przodostopia. Dodatkowo określa się: kształt powierzchni stawowej głowy pierwszej kości śródstopia (okrągła, typu Chevron, płaska); przemieszczenie aparatu trzeszczkowego – klasyfikacja wg Smith, Reynolds, Stewart (88) (tabela 5); kongruencję stawu śródstopno-paliczkowego pierwszego; zaawansowanie zmian zwyrodnieniowych stawu MTP-I wg skal przedstawionych powyżej.

Pomiary na radiogramach w projekcji bocznej stopy w obciążeniu: kąt inklinacji pierwszej kości śródstopia; ocena uniesienia I kości śródstopia; kąt skokowo-śródstopny pierwszy boczny (kąt deklinacji kości skokowej); kąt ustawienia końskiego.

Tabela 5. Przemieszczenie trzeszczki przyśrodkowej wg Smith, Reynolds i Stewart (SRS).

Stopień	
0	bez przemieszczeń względem długiej osi I KŚ
1	przemieszczenie $\leq 50\%$ do boku w stosunku do długiej osi I KŚ
2	przemieszczenie $\geq 50\%$ do boku w stosunku do długiej osi I KŚ
3	trzeszczka całkowicie przemieszczona bocznie w stosunku do długiej osi I KŚ

Według pomiarów radiologicznych kąta koślowości palucha (HVA) i ewentualnie kąta między pierwszą i drugą kością śródstopia (FIA) istnieje szereg podziałów zaawansowania choroby. Jest to główny parametr, który uwzględnia się przy planowaniu zabiegu operacyjnego.

Tabela 6. Stopień zaawansowania choroby w zależności od autorów.

Autorzy	Podział zaawansowania choroby		
Couglin, MJ i wsp. (29)	Łagodny - HVA 16-19°	Średni - HVA 21-39°	Zaawansowany HVA ≥40°
Vanore, JV i wsp. (45)	Stopień 1 - HVA < 25° - FIA < 12° - staw kongruentny	Stopień 2 - HVA ≥ 25° - FIA ≤ 16° - staw kongruentny lub podwichnięty	Stopień 3 - HVA > 35° - FIA > 16° - zmiany zwyrodnieniowe stawu - staw podwichnięty
Karasick, D i wsp. (40)	Łagodny - HVA 16-25°	Średni - HVA 26-35°	Zaawansowany HVA > 35°

## 1.5 Pedobarografia

Protoplastą badania pedobarograficznego było badanie plantograficzne i podoskopowe. Plantografia stanowi „zapis” powierzchni podeszwowej stopy w miękkim materiale, lub jej odbicie na kliszy albo papierze. Jest to najstarsza metoda rejestracji odcisku stopy. Jako pierwszy w piśmiennictwie poddał analizie plantogram w 1929 r. Bałakiriew(89). Podobne prace prowadził w Polsce Wajsflog (90). Badanie podoskopowe polega na obserwacji podeszwowej powierzchni stóp osoby stojącej na przezroczystej, podświetlonej platformie. Rozwój techniki umożliwił rejestrację obrazu, a także jego późniejszą obróbkę z użyciem technik cyfrowych. Pedobarografia elektroniczna w kształcie, jakim znamy ją dzisiaj, zaczęła kształtować się około 1966 r. we Francji. Użyto wtedy pierwszego złożonego systemu czujników do rejestracji nacisku na podłoże (91). Była to matryca złożona z 8 czujników pojemnościowych.

Obecnie możemy wyróżnić systemy mierzące siły, czyli interakcję między stopą a podłożem, oraz mierzące nacisk, który to jest miarą rozkładu sił na

powierzchni stopy (siła/jednostkę powierzchni). Te pierwsze są w stanie zmierzyć siły ścinające, przednio-tylne i boczne oraz siły pionowe. Oprogramowanie pozwala również na analizę punktu przyłożenia i dokładnego kierunku działania siły. Ich zaletą jest bardzo duża częstotliwość odświeżania, dzięki czemu charakteryzują się dużą dokładnością. Urządzenia te nie potrafią jednak umiejscowić sił względem powierzchni stopy, więc mają niewielkie zastosowanie kliniczne. Systemy mierzące nacisk składają się z przetworników elektromechanicznych (czujników). Mierzą one nacisk na jednostkę powierzchni. Wszystkie nowoczesne systemy pedobarograficzne umożliwiają przesyłanie danych do komputera i szczegółową ich analizę przy pomocy dołączonego oprogramowania.

Współczesne urządzenia pomiarowe można sklasyfikować w zależności od rodzaju użytych czujników.

1. Czujniki oparte na miernikach naprężenia – pod wpływem mechanicznego odkształcenia przewodnik zmienia swoją długość a co za tym idzie przekrój. Towarzyszy temu zmiana oporności przekroju poprzecznego czujnika rejestrowaną przez system. Zaletą jest niski koszt, wadą mała czułość.
2. Urządzenia oparte na czujnikach opornościowych – pod wpływem nacisku przewodząca warstwa łącząca 2 obwody drukowane zbliża się do nich i większy jest przepływ prądu rejestrowany przez czujnik. Zaletą jest bardzo mała grubość czujnika co pozwala używać ich matryce jako wkładki do butów. Wada jest zmiana parametrów po pewnym okresie użytkowania wymagająca okresowej kalibracji.
3. Systemy bazujące na czujnikach pojemnościowych – składają się one z dwóch elementów przewodzących oddzielonych warstwą dielektryka. Pod wpływem nacisku dielektryk spłaszcza się, co powoduje zmianę pojemności elektrycznej czujnika. Mają konstrukcyjnie ograniczoną częstotliwość odświeżania do ok. 100Hz, co jednak w zupełności wystarcza do rejestracji ludzkiego chodu.
4. Urządzenia złożone z czujników piezoelektrycznych – na materiale piezoelektrycznym pod wpływem nacisku zmienia się rozkład ładunków elektrycznych, co jest wzmacniane i rejestrowane. Zaletą mat opartych

na tych czujnikach jest bardzo duża częstotliwość odświeżania, nadają się więc one do rejestracji np. biegu.

Żaden z wymienionych systemów pomiaru nacisku nie rejestruje sił ścinających przednio – tylnych ani bocznych.

## **1.6 Przegląd metod operacyjnych stosowanych w zmianach zwyrodnieniowych stawu śródstopno-paliczkowego pierwszego**

Istnieją metody zachowawcze leczenia choroby zwyrodnieniowej stawu MTP-I. Jeśli zastosujemy je odpowiednio wcześnie to istnieje możliwość odroczenia lub nawet zapobiec leczeniu operacyjnemu (92). Zaliczamy do nich: podawanie niesteroidowych leków przeciwzapalnych, fizykoterapię, podawanie dostawowe preparatów sterydowych lub kwasu hialuronowego, modyfikacje obuwia, wkładki, ortezy. Zmodyfikowane obuwie ma na celu zmniejszenie drażnienia powierzchni grzbietowej stawu oraz ograniczenie jego ruchu, zwłaszcza zgięcia grzbietowego w stawie śródstopno-paliczkowym pierwszym. Uzyskuje się to dzięki obniżeniu obcasa i usztywnieniu podeszwy. Dopasowane do pacjenta ortezy z podpórką typu Mortona również mogą zmniejszyć ruch w chorym stawie. Badania pacjentów po podawaniu dostawowym sterydów lub kwasu hialuronowego wskazują na 3 do 6 miesięczne zmniejszenie się dolegliwości bólowych zależnie od stopnia zaawansowania choroby i były skuteczne tylko w stadium I lub II wg Hattrup i Johnson (93,94).

Zasadniczym leczeniem zmian zwyrodnieniowych stawu śródstopno-paliczkowego pierwszego jest postępowanie operacyjne. Metody operacyjne można podzielić na oszczędzające staw MTP-I i związane z połowiczą lub całkowitą resekcją tego stawu. W przypadku gdy zmiany zwyrodnieniowe współistnieją z deformacją kośćlawa palucha należy dodatkowo dokonać korekcji deformacji. Do metod oszczędzających staw zaliczamy cheilektomię i osteotomie paliczka proksymalnego lub pierwszej kości śródstopia.

### **1.6.1 Operacje oszczędzające staw śródstopno-paliczkowy pierwszy**

Cheilektomia została po raz pierwszy opisana przez DuVries w roku 1959 (95). Polega na usunięciu 1/3 grzbietowej części powierzchni stawowej

głowy I kości śródstopia i usunięciu osteofitów z podstawy paliczka bliższego, usunięciu ciał wolnych. Dodatkowo zwykle wykonuje się również synowektomię, uwolnienie torebki bocznej i aparatu trzeszczkowego (33). W licznych badaniach retrospektywnych udowodniono przydatność tej metody operacyjnej. W I i II stopniu zaawansowania uzyskano 72-100% wyników dobrych i bardzo dobrych. W III stopniu zaawansowania cheilektomia zastosowana jako samodzielna metoda daje znacznie mniej satysfakcjonujących wyników (27,96,97). Jej przydatność niektórzy autorzy kwestionują również dla stopnia II, jeśli zmiany dotyczą również aparatu trzeszczkowego. Zaletą metody jest mała inwazyjność i możliwość wykonania innych operacji w przyszłości. W około 31% przypadków dochodzi do ponownego formowania się osteofitów na powierzchni grzbietowej głowy I kości śródstopia (96).

Osteotomia paliczka bliższego (Kessel – Bonney Osteotomy, KBO) ma na celu dekompresję stawu oraz przesunięcie użytecznego zakresu ruchu w kierunku grzbietowym. Jest to osteotomia klinowa zamykająca od strony powierzchni grzbietowej tej kości. Opisana została po raz pierwszy w 1959r. W 1979r ponownie opisana przez Moberga. Operacja ta może być wykonana jako jedyna procedura, lecz zaleca się jej wykonanie w skojarzeniu z cheilektomią, jeśli zakres ruchu w stawie wynosi  $< 70^\circ$  (98). Liczba zadowolonych pacjentów wyniosła od 75 do 96% w stopniu zaawansowania I i II wg Regnauld w zależności od okresu obserwacji. Odsetek ten miał tendencję spadkową wraz z upływem czasu od zabiegu (28,98). Procedura nie jest zalecana u pacjentów z III stopniem zaawansowania choroby ze względu na małą skuteczność (98). Opisano również inne osteotomie dekompresyjne polegające na skróceniu paliczka bliższego – wg Regnauld, osteotomia „Z” wg Kissel i wsp.

Osteotomie I kości śródstopia.

Osteotomie dystalne.

Osteotomia wg Watermana została pisana w 1927r. Jest to osteotomia zamykająca powierzchni grzbietowej I kości śródstopia. Celem jest dekompresja stawu i przesunięcie (rotacja) zdrowiej chrząstki w kierunku grzbietowym. Oryginalna technika opisuje usunięcie klina w kształcie trapezoidalnym i usunięcie osteofitów grzbietowo i przyśrodkowo. Procedura

jest zalecana u osób z zerowym stopniem zaawansowania, kiedy niewidoczne są w RTG zmiany lub jedynie bardzo niewielkie osteofity. W wyniku operacji dochodzi do skrócenia I kości śródstopia.

Osteotomia Green-Watermana. Modyfikacja poprzedniej operacji. Obejmuje niewielkie skrócenie I kości śródstopia, przesunięcie podszwowe głowy I KŚ i cheilektomię. Podobny mechanizm korekcji (dekompresja + przemieszczenie podszwowe fragmentu dystalnego) pojawia się w osteotomiach wg Youngswick, Youngswick-Austin, Weil.

Osteotomie proksymalne.

Wykonywane w przypadku stwierdzenia uniesienia pierwszego promienia lub hipermobilności I kości śródstopia. Opisano wiele różnych osteotomii. Najczęściej opisywane to osteotomia klinowa zamykająca od strony podszwowej, osteotomia wg Juvara. Nie wykonuje się ich w zaawansowanych postaciach choroby. Są to technicznie wymagające procedury. Łatwo można osiągnąć hiperkorekcję. Najczęstszym powikłaniem jest przeciążenie I promienia na skutek przekorygowania oraz powikłania zrostu.

Artrodeza stawu śródstopno-klinowego I (operacja wg Lapidus) – pozwala trwale skorygować ewentualne uniesienie I kości śródstopia.

### **1.6.2 Operacje związane z połowiczą lub całkowitą resekcją stawu śródstopno-paliczkowego pierwszego**

Artrodeza stawu śródstopno-paliczkowego pierwszego została opisana po raz pierwszy przez Clutton'a w 1894 roku (99). Od tego czasu przedstawiono wiele wariantów wykonania tej operacji i wiele możliwości stabilizacji artrodezy do czasu zrostu (druty K, śruby, płytki itp.). Optymalne kąty artrodezy dla mężczyzn wynoszą 15-25° zgięcia grzbietowego i 15-20° koślawości (35). U kobiet należy wziąć pod uwagę ewentualną wysokość obcasa w typowo noszonym obuwiu. Pomimo wyłączenia ruchu w stawie MTP-I stwierdzono poprawę stabilności I promienia podczas chodu (100) i odtworzenie prawidłowych wzorców obciążania stopy (101). Wiele prac porównujących z operacją Kellera wykazało wyższość tej metody, a zwłaszcza rzadsze występowanie metatarsalgii (38,101,102).

Endoprotezoplastyka stawu śródstopno-paliczkowego pierwszego.

Endoprotezoplastyka połowicza. Po raz pierwszy wszczepiono połowiczą silikonową protezę Swansona w 1972r. Celem użycia implantu było odtworzenie długości palucha, zwiększenie zakresu ruchu, siły nacisku palucha po operacjach resekcji podstawy paliczka bliższego. Żaden z tych celów nie został osiągnięty. W licznych badaniach sens stosowania tego typu protezy został podważony. Dodatkowo degeneracja implantu silikonowego powodowała powstawanie dużej ilości cząsteczek zużycia i reakcję zapalną okolicznych tkanek (103,104). Obecnie nie są stosowane. Jedyną formą tego typu protezy używaną do dziś są implanty metalowe. W niektórych badaniach potwierdzono ich dużą skuteczność w eliminowaniu bólu (105), jednak zwrócono uwagę na duże ryzyko obłuzowania (106). Protezy te są zalecane dla starszych osób o małych wymaganiach ruchowych. Ze względu na ryzyko obłuzowania i zakażenia implantu ich wyższość nad artroplastyką resekcyjną wg Kellera jest dyskusyjna.

Endoprotezoplastyka całkowita. Wczesne obiecujące wyniki endoprotezy połowicznej Swansona skłoniły badaczy do opracowania podobnej dwutrzeniowej silikonowej endoprotezy związanej. Pełni ona funkcję dynamicznego spacerera. Nie odtwarza do końca mechaniki ruchu w stawie (brak ruchu przesuwne, tylko ruch zawiasowy). Uzyskuje się tylko 40 do 50° zakresu ruchu w stawie (107). Zależnie od okresu obserwacji od 64 do 86% pacjentów było zadowolonych z wykonanej procedury (107,108). Z czasem zaobserwowano dużą częstość uszkodzeń mechanicznych implantu i wprowadzono jego modyfikację, w której zastosowano tytanowe kołnierze. Poprawiło to żywotność endoprotezy (108). Pozostał problem cząsteczek zużycia silikonu, ich wpływu na lokalny stan zapalny, obłuzowanie i zagłębianie się implantu w kość a także limfadenopatię silikonową (109,110).

Endoprotezy całkowite, niezwiązane, metaliczne w ostatniej dekadzie zastąpiły endoprotezy związane. Rozwiązanie jest podobne do tego zastosowanego w endoprotezoplastyce stawu kolanowego – metalowe elementy mocowane do kości z polietylenową lub ceramiczną wkładką. Prospektywne badania oceniające wyniki po 2 latach od operacji wykazały 15% obłuzowań. 40%



pacjentów wskazało, że nie poddali by się tej operacji powtórnie (111). W innych, retrospektywnych badaniach stwierdzono 28% odsetek niestabilności implantu, 30% deformacji koślawych, 9% szpotawych i 21% podwichnięć podeszwowego komponentu paliczka po 3 latach od operacji (112). Brak długoterminowych badań potwierdzających przydatność tego typu endoprotez.

Artroplastyka bez użycia implantu.

Artroplastyka resekcyjna została po raz pierwszy opisana przez Davies-Colley w 1887r (16) jako metoda leczenia palucha sztywnego. Keller ponownie opisał i spopularyzował tą metodę w 1904r w odniesieniu do palucha koślawego w USA. W Niemczech podobną operację w 1929r opisał Brandes (113). Operacja polega na usunięciu podstawy paliczka bliższego palucha i towarzyszących osteofitów na powierzchni stawowej proksymalnej, a także resekcji wyniosłości przyśrodkowej głowy I kości śródstopia. Zabieg wykonuje się z cięcia grzbietowo – przyśrodkowego. Torebkę stawu nacina się w linii cięcia skórno i odłuszcza wraz z okostną od nasad. Następnie wykonuje się usunięcie wystającej części przyśrodkowej głowy kości śródstopia i osteotomię resekcyjną podstawy paliczka bliższego. Wielkość resekcji powinna wynosić do 1/3 całkowitej długości paliczka. Zwiększanie resekcji może poprawić dekompresję stawu, ale znacznie zwiększa występowanie odległych powikłań pod postacią tzw. palucha sterczącego (stałe podwichnięcie grzbietowe w stawie MTP-I) oraz nawrotu deformacji koślawej a także negatywnie wpływa na funkcję palucha (114,115,116). Operacja ta skutecznie znosi dolegliwości bólowe (117,118,119). Jest jednak obecnie zalecana w piśmiennictwie dla głównie dla osób starszych z bardzo zaawansowanymi zmianami zwyrodnieniowymi, o małych wymaganiach ruchowych. Jest to związane z podawaną dużą częstością występowania utraty stabilności i funkcji palucha (119,120). Dodatkowo opisywano zwiększoną częstość metatarsalgii na skutek przeciążenia głów kości śródstopia II i III (121).

Artroplastyka resekcyjna z interpozycją tkanek miękkich. Jest to modyfikacja metody Kellera zaproponowana przez Hamiltona w 1997r. Modyfikacja obejmuje zmniejszenie resekcji do  $\leq 25\%$  i interpozycję tkanek miękkich. Torebkę stawową i prostownik krótki palucha umieszcza się w byłej

przeźrenie stawowej i mocuje do zginacza krótkiego palucha. Dodatkowo obowiązuje 2 tygodniowe usztywnienie drutem K. Operacja ta wg Hamiltona i wsp. zwiększyła stabilność pierwszego promienia, poprawiła siłę odbicia palucha i wyrównywała skrócenie. Podano dobre wyniki z użyciem tej metody operacyjnej (122). Nie potwierdzono jednak wyższości tej techniki nad metodą Kellera pod względem ilości powikłań (123,124).

Artroplastyka wg Valenti. Opisana w 1976 r. (125). Jest to osteotomia klinowa powierzchni grzbietowej przynasady I kości śródstopia i paliczka bliższego pod kątem 45°. Celem procedury jest głównie zwiększenie zakresu ruchu bez skrócenia I promienia. Wadą jest duża pooperacyjna niestabilność stawu. Obecnie nie ustalono jasnych wskazań do zastosowanie tej osteotomii.

W przypadku współistnienia palucha koślawego w połączeniu ze zmianami zwyrodnieniowymi MTP-I we wczesnych stadiach zaawansowania wykonuje się cheilektomię i procedury korygujące oś typowe dla tego schorzenia. W zaawansowanym stadium wykonuje się operacje poświęcające staw.

## **2. Założenia i cele pracy**

### **2.1 Założenia**

1. Metoda operacyjna wg Kellera pozwala na znaczną poprawę w zakresie dolegliwości bólowych u pacjentów z paluchem sztywnym oraz paluchem koślawym z towarzyszącymi zmianami zwyrodnieniowymi stawu śródstopno-paliczkowego pierwszego.
2. W/w procedura związana jest z resekcją stawu MTP przez co zmniejsza udział palucha w propulsji stopy.
3. Redukcja udziału palucha w propulsji stopy ekspozuje pozostałe elementy podeszwy stopy na zwiększone obciążenia.
4. Resekcja powierzchni stawowej paliczka bliższego i aparatu więzadłowego stawu MTP może prowadzić do przewlekłej niestabilności stawu i jego podwichnięcia.

## **2.2 Cele pracy**

Celem pracy jest retrospektywna ocena kliniczna, radiologiczna i pedobarograficzna pacjentów ze zmianami zwyrodnieniowymi stawu śródstopno-paliczkowego pierwszego operowanych metodą Kellera w Klinice Ortopedii i Traumatologii Uniwersytetu Medycznego w Poznaniu.

Cele szczegółowe.

- Ocena wyników klinicznych w zakresie bólu i funkcji i ustawienia stopy.
- Ocena korekcji deformacji koślawej palucha i jej utraty z czasem.
- Określenie korelacji między stopniem resekcji paliczka bliższego a ewentualną utratą korekcji.
- Ocena wpływu operacji na pozostałe parametry radiologiczne stopy.
- Porównanie wyników klinicznych grupy pacjentów po operacji z grupami porównawczymi – osób chorych i osób zdrowych.
- Porównanie wyników klinicznych, radiologicznych i pedobarograficznych grupy pacjentów leczonych operacyjnie metodą Kellera z użyciem i bez stabilizacji śródoperacyjnej.
- Ocena wpływu operacji palców stóp 2 - 5 na wyniki kliniczne i pedobarograficzne.
- Określenie wzorców pedobarograficznych obciążania stopy po operacji wg Kellera i porównanie ich z wzorcami u zdrowych pacjentów w podobnym przedziale wiekowym oraz pacjentami z występującą deformacją koślawą palucha.

## **3. Materiał**

### **3.1 Charakterystyka grupy badanej (Grupa I)**

Do badania listownie i telefonicznie zaproszono wszystkich pacjentów operowanych w Katedrze Ortopedii i Traumatologii Uniwersytetu Medycznego w Poznaniu spełniających kryteria włączenia. Badaniem objęto 64 pacjentów operowanych z powodu zmian zwyrodnieniowych stawu śródstopno-paliczkowego pierwszego – wszystkich, którzy zgłosili się na badanie kontrolne. Z grupy tej wyłączono 6 osób, które spełniały w chwili oceny klinicznej kryteria wyłączenia.

Ostatecznie analizie poddano 58 pacjentów (99 stóp). U 10 pacjentów (15 stóp) w chwili przyjęcia do szpitala postawiono rozpoznanie palucha sztywnego, u 48 (84 stopy) palucha koślawego. W grupie badanej stosunek kobiet do mężczyzn wyniósł 7:1. Średni wiek badanych osób wyniósł 60,4 lata (od 48 do 82 lat). Średni czas od operacji wyniósł 4,9 lat (od 1 do 11 lat).

U wszystkich wykonano operacje wg Kellera: resekcję wyniosłości przyśrodkowej I kości śródstopia i resekcję podstawy paliczka bliższego. W przypadku 44 stóp w celu utrwalenia korekcji wykonano stabilizację przezstawową MTP-I drutem Kirschnera na około 6 tygodni po operacji, pozostałych przypadkach wykonano jedynie duplikaturę torebki stawowej po stronie przyśrodkowej. Dodatkowo w 35 stopach wykonano korekcję mniejszych palców stóp (palce 2-4) z powodu deformacji młoteczkowatej lub szponiastej poprzez resekcję połowiczą stawu objętego przykurczem i stabilizację drutem Kirschnera. Szczegółowe dane znajdują się w tabeli 7. W dwóch stopach operacja ta dotyczyła 2 małych palców. U wszystkich pacjentów w postępowaniu stosowano jedynie miękkie opatrunki (nie stosowano unieruchomienia gipsowego).

Tabela 7. Charakterystyka grupy badanej pod względem dodatkowych operacji na mniejszych palcach stóp

Rodzaj operacji na mniejszych palcach	Liczba stóp
Korekcja palca 2	32
Korekcja palca 4	1
Korekcja palca 2 i 3	2

### Kryteria włączenia do badania

Kryterium włączenia było:

- rozpoznanie na RTG przedoperacyjnym zmian zwyrodnieniowych w stopniu 1 lub wyższym wg kryteriów radiologicznych Kellgrena i Lawrence'a (tabela 2),
- wykonana operacja palucha wg Kellera,

- minimum 1 rok od zabiegu operacyjnego.

### **Kryteria wyłączone**

Celem ujednoczenia grupy badanej i wykluczenia osób, u których inne schorzenia mogłyby mieć wpływ na kształtowanie się nacisku i wzorce obciążania stopy ustalono kryteria wyłączone:

- Reumatoidalne zapalenie stawów
- Zesztywniające zapalenie stawów kręgosłupa
- Łuszczykowe zapalenie stawów
- Świeży (do 2 miesięcy) uraz w obrębie kończyny dolnej
- Zmiany zwyrodnieniowe stawów biodrowego, kolanowego lub kompleksu podskokowego przebiegające z ograniczeniem ruchomości w tych stawach.
- Niestabilność pourazowa stawu kolanowego
- Udar mózgu w wywiadzie
- Inne schorzenia neurologiczne
- Inne operacje na I promieniu stopy

W tym celu przeprowadzono badanie podmiotowe i przedmiotowe pod kątem wystąpienia wyżej wymienionych kryteriów.

### **3.4 Charakterystyka grup porównawczych**

Z uwagi na retrospektywny charakter badania, w celu konfrontacji wzorców pedobarograficznych utworzono 2 grupy porównawcze.

#### **Grupa II (grupa osób przed operacją)**

Do grupy tej losowo zakwalifikowano i zbadano 30 osób (51 stóp) z deformacją koślawą palucha zgłaszających się do operacji w Klinice Ortopedii Ogólnej, Onkologicznej i Traumatologii a także zgłaszających się z powodu palucha koślawego do Poradni Ortopedycznej NZOZ „Amika” we Wrześni.

Kryteria włączenia do grupy:

- Deformacja koślawą palucha

- Ograniczenie ruchomości w stawie MTP-I
- Stopa wcześniej nie operowana.

W grupie porównawczej stosunek kobiet do mężczyzn wynosi 13:1. Średni wiek badanych osób wynosi 58 lat (od 36 do 75 lat).

Grupa ta nie spełnia kryteriów wyłączenia podobne jak grupa badana. Wykonano badanie kliniczne i pedobarograficzne.

### **Grupa III (grupa osób zdrowych)**

Jest to grupa osób w podobnym wieku do pacjentów w grupie I, bez towarzyszących schorzeń stóp. W grupie tej zbadano klinicznie i pedobarograficznie 30 osób (60 stóp) w wieku 48 – 73 lat (średnia 58,6 lat). Stosunek kobiet do mężczyzn 6:1.

Kryteria włączenia do grupy:

- Brak dolegliwości ze strony obu stóp.
- Nie stwierdza się odchyień w zakresie ruchomości kompleksu skokowego i stopy.
- Nie stwierdza się deformacji wrodzonej lub nabytej stopy.

Grupa nie może spełniać kryteriów wyłączenia podobnie jak grupa badana.

### **3.5 Wiek, masa ciała i BMI w grupie I, II i III**

Testem Kruskala-Wallisa porównano grupy pod względem wieku, masy ciała i BMI.

Wykazano statystycznie istotne różnice pod względem masy ciała ( $p=0,022$ ), BMI ( $p<0,001$ ) i wieku ( $p<0,001$ ). We wszystkich przypadkach w grupie I stwierdzono większe wartości niż w obu grupach porównawczych. Nie wykazano różnic pod względem badanych parametrów między grupami II i III. W tabeli 8 znajduje się zestawienie badanych grup i ich porównanie po kątem wieku, masy ciała i BMI.

Tabela 8. Zestawienie grupy po operacji Kellera i porównawczych pod względem wieku, masy ciała, BMI

zmienna	grupa badana	mediana	min	max
Wiek (lat)	Grupa I	64	51	85
	Grupa II	57,5	36	75
	Grupa III	57,5	48	73
Masa ciała (Kg)	Grupa I	73	51	108
	Grupa II	66,5	49	116
	Grupa III	70	53	105
BMI (kg/m <sup>2</sup> )	Grupa I	27,6	21,8	38,1
	Grupa II	24,3	18	36,9
	Grupa III	24,2	19	34

## 4. Metodyka

### 4.1 Analiza dokumentacji klinicznej

Dokonano analizy historii choroby pacjentów z czasu operacji. Zwrócono uwagę na charakter i lokalizacje dolegliwości bólowych podawanych przez pacjenta, zakres ruchomości w stawie MTP-I w badaniu przedmiotowym i obecność ewentualnych dodatkowych deformacji stopy stwierdzonych przez lekarza w momencie przyjęcia do szpitala.

### 4.2. Badanie kliniczne

U pacjentów z grupy I i obu grup porównawczych wykonano badanie podmiotowe i przedmiotowe. W wywiadzie zwrócono szczególną uwagę na lokalizację i charakter podawanych dolegliwości bólowych oraz ich wpływ na aktywność ruchową. Następnie zbadano zakres ruchu w stawie śródstopno-paliczkowym I i międzypaliczkowym I przy pomocy goniometru, oraz stabilność stawu MTP-I. Zbadano stopę pod kątem miejsc bolesnych i obecności nagniotków.

Każda osoba została zważona i zmierzona, oraz wypełniła część subiektywną formularza AOFAS przy pomocy badającego, którego zadaniem było wyjaśnienie ewentualnych wątpliwości pacjenta. Następnie badający wypełniał obiektywną część ww. formularza.

#### 4.2.1 AOFAS forefoot score (hallux metatarsophalangeal-interphalangeal scale)

Jest to skala służąca do oceny parametrycznej pacjentów z chorobami przodostopia. Przeprowadzono dla niej pozytywną walidację(126,127,128). Składa się z 3 części: ból, funkcja, ustawienie. Poniżej przedstawiono przykładowy formularz oceny w skali AOFAS wraz z przypisanymi wartościami punktowymi (rycina 2).

##### Hallux Metatarsophalangeal-Interphalangeal Scale

BÓL (40 punktów)

- brak.....40
- rzadko.....30
- średni, codziennie.....20
- ciężkie, występujące stale.....0

FUNKCJA (45 punktów)

- Ograniczenie aktywności
  - o Brak ograniczeń.....10
  - o Bez ograniczeń codziennej aktywności, ograniczenie sportu rekreacyjnego..7
  - o Ograniczenia w codziennej aktywności, sportu rekreacyjnego.....4
  - o Poważne ograniczenie codziennej aktywności .....0
- Wymagania dotyczące obuwia
  - o Modne, konwencjonalne obuwie, bez szczególnych wymagań..... 10
  - o Jedynie komfortowe obuwie, stosowanie wkładek do obuwia.....5
  - o Modyfikowane obuwie oraz ortezy.....0
- MTP ruchomość (suma zgięcia grzbietowego i podeszwowego)
  - o Prawidłowa lub niewielkie ograniczenie (75° lub więcej).....10
  - o Średnie ograniczenie (30°-74°).....5
  - o Duże ograniczenie (ruchomość poniżej 30°).....0
- IP ruchomość (zgięcie podeszwowe)
  - o Bez ograniczenia.....5
  - o Ograniczenie (poniżej 10°).....0
- MTP-IP stabilność (wszystkie płaszczyzny)
  - o Stabilne.....5
  - o Niestabilne lub możliwość zwchnięcia.....0
- Nagiotki okolicy MTP-IP
  - o Brak nagiotków, lub nagiotki bez dolegliwości.....5
  - o Nagiotki z dolegliwościami.....0

Ustawienie (15 punktów)

- Dobre.....15
- Dobre, niewielka koślawość, bez objawów.....8
- Złe, wyraźne objawy.....0

Rycina 2. Formularz oceny w skali AOFAS forefoot score



Im większe są dolegliwości bólowe tym mniej punktów otrzymuje pacjent. Maksymalna liczba punktów do uzyskania w tej kategorii wynosi 40 i stanowi to 40% ogólnego wyniku.

Na funkcję wpływ mają takie składowe jak: ograniczenie aktywności życiowej spowodowane przez daną stopę, konieczność stosowania dostosowanego obuwia, ruchomość w stawach MTP oraz IP palucha a także ich stabilność. Funkcja stanowi 45% ogólnego wyniku w skali AOFAS. Ustawienie mierzone kątem koślawości w stawie MTP palucha daje maksymalnie tylko 15 punktów. W pracy przyjęto kąt  $\leq 15^\circ$  jako ustawienie dobre, kąt  $16 - 25^\circ$  jako niewielka koślawość i kąt  $> 25^\circ$  jako złe ustawienie. W sumie maksymalnie w skali AOFAS można przyznać 100 punktów.

W celu lepszego zobrazowania wyników klinicznych przedstawione zostaną również opisowo (129):

- Wynik bardzo dobry 90 – 100 pkt.
- Wynik dobry 80 – 90 pkt.
- Wynik średni 70 – 79 pkt.
- Wynik zły  $< 70$  pkt.

### **4.3. Badanie radiologiczne**

Wszystkim pacjentom z grupy I wykonano kontrolne RTG obu stóp na stojąco w projekcji AP. Radiogramy wykonano przy pomocy cyfrowego aparatu rentgenowskiego GE Electronics. Analizowano obrazy cyfrowe w formacie DICOM. Przy pomocy dołączonego oprogramowania na wyskalowanych RTG dokonano pomiarów:

1. kąt koślawości palucha (HVA) – mierzony między prostymi dzielącymi w połowie trzony I kości śródstopia i paliczka bliższego palca I - norma  $< 15^\circ$ ;
2. kąt międzyśródstopny I/II (FIA) – mierzony między prostymi dzielącymi w połowie trzony kości śródstopia I i II – norma  $< 9^\circ$ ;
3. kąt międzypaliczkowy I (HIA) - mierzony między prostymi dzielącymi w połowie trzony paliczków bliższego i dalszego palucha – norma  $\leq 10^\circ$ ;

4. kąt przywiedzenia przodostopia względem stępu (MPV) – pomiędzy prostą prostopadłą do osi stępu i prostą dzielącą w połowie trzon II kości śródstopia – norma  $\leq 15^\circ$ .
5. dystalny kąt powierzchni stawowej I kości śródstopia (DMAA) – mierzony między prostą prostopadłą do prostej łączącej najbardziej przyśrodkowy i najbardziej boczny punkt powierzchni stawowej głowy pierwszej kości śródstopia i prostą dzielącą w połowie trzon pierwszej kości śródstopia – norma  $\leq 6^\circ$ .
6. Relatywną długość pierwszej i drugiej kości śródstopia (RLFM) – mierzona prostą prostopadłą osi długiej II kości śródstopia przechodzącą przez dalszy koniec krótszej z nich short- krótsza I-KŚ, equal- równa I i II KŚ, long- dłuższa I-KŚ. Sposób pomiaru przedstawiono na rycinie 4.

Dodatkowo określono:

- przemieszczenie aparatu trzeszczkowego – klasyfikacja wg Smith, Reynolds, Stewart (88) (tabela 5);
- parametr  $\Delta HVA$  jako różnicę HVA przed operacją i w momencie obserwacji;
- Parametr  $\Delta FIA$  będący różnicą pomiędzy wynikami pomiaru parametru RTG FIA przez i po operacji;
- zaawansowanie zmian zwyrodnieniowych stawu MTP-I wg Kellgrena i Lawrence'a (tabela 2).

Legenda:

1. HVA

2. FIA

3. HIA

4. MPV

5. DMAA



Rycina 3. Graficzne przedstawienie mierzonych kątów na RTG stopy AP.



Rycina 4. Sposób pomiaru relatywnej długości pierwszej kości śródstopia (RLFM) – na tym RTG pierwsza kość śródstopia krótsza.

#### 4.4 Badanie pedobarograficzne

Badanie pedobarograficzne zostało przeprowadzone przy pomocy platformy PEL38 firmy Medicauteurs. Jest to urządzenie działające na zasadzie czujników opornościowych. Część aktywna platformy, o wymiarach 40x40cm zawiera 2304 sensory (sieć 48x48 czujników) i jest w stanie zbierać dane z częstotliwością 200Hz. Grubość urządzenia – zaledwie 4mm – pozwala na łatwe wkomponowanie w ścieżkę chodu. Badanie wykonano w laboratorium chodu Kliniki Ortopedii i Traumatologii Dziecięcej Uniwersytetu Medycznego w Poznaniu. Badaniem objęto wszystkich pacjentów z grupy po operacji Kellera oraz osoby z obu grup porównawczych.

Wykonano zarówno badanie pedobarograficzne statyczne, jak i dynamiczne. Podczas pomiaru statycznego nacisku stóp osoba badana stała swobodnie na platformie na obu stopach z jednakowym naciskiem na obie strony. Wykonano 6 pomiarów odrzucając wyniki skrajne a pozostałe uśredniając.

Dla każdej stopy zmierzono:

- Pmax – nacisk maksymalny (kPa)
- Pśr. – nacisk średni (kPa)
- Maksymalny obszar obciążany (cm<sup>2</sup>)

Stopę podzielono na 7 regionów (rycina 5). Dla każdego z obszarów dokonano obliczenia parametrów:

- Pmax – nacisk maksymalny (kPa)
- Pśr. – nacisk średni (kPa)

Zdecydowano na podział przodostopia jedynie na 3 regiony z powodu dość niskiej rozdzielczości urządzenia (1,2 sensora na cm<sup>2</sup>). Przy próbie wyznaczania nacisku na głowy pojedynczych kości śródstopia możliwy jest przy takich parametrach platformy pomiarowej błąd powtarzalności pomiaru (130,131).

Badanie dynamiczne wykonano na ścieżce długości 6 metrów. W środkowej części ustawiono platformę pedobarograficzną. Pacjent miał ok. 3

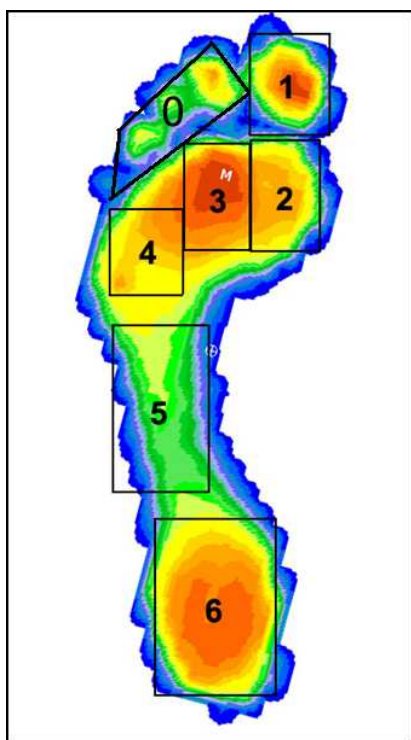
metry, by zrobić co najmniej 2 kroki przed wykonaniem pomiaru i ok. 2,5 metra za platformą, aby nie zwalniał kroku w celu zatrzymania się (protokół badania 2 step to gait). Wszystkie osoby poinformowano o konieczności przejścia przez urządzenie bez zmiany prędkości chodu w żadnej jego części. Niedopuszczalne było zatrzymanie się na platformie. Każda osoba biorąca udział w badaniu mogła wykonać dowolną ilość próbnych przejść, aby zapoznać się ze sposobem pomiaru. W czasie badania dynamicznego wykonano 8 pomiarów dla każdej stopy odrzucając wyniki skrajne a pozostałe uśredniając. Analizy danych dokonano przy pomocy oprogramowania Win-Pod v3.2 firmy Medicauteurs współpracującego z urządzeniem pomiarowym, działającego pod kontrolą systemu operacyjnego Microsoft Windows XP.

Dla każdej stopy zmierzono:

- Pmax – nacisk maksymalny (kPa)
- Pśr. – nacisk średni (kPa)
- TPmax – czas do nacisku maksymalnego (ms)
- Maksymalny obszar obciążony (cm<sup>2</sup>)

Stopę podzielono na 7 regionów (rycina 5). Dla każdego z obszarów dokonano obliczenia parametrów:

- Pmax – nacisk maksymalny (kPa)
- Pśr – nacisk średni (kPa)
- Czas nacisku (ms)
- obliczono parametr TPmax% wyrażony jako % całego cyklu obciążenia stopy w którym wystąpiło maksimum nacisku dynamicznego.



Legenda:

0. palce 2 – 5 (małe palce)
1. paluch
2. głowa I kości śródstopia
3. głowa II i III kości śródstopia
4. głowa IV i V kości śródstopia
5. śródstopie
6. pięta

Rycina 5. Podział obszarów stopy na regiony.

#### 4.5 Analiza statystyczna

Analiza statystyczna zebranych danych zostanie wykonana w firmie Inter Experts, oraz część testów przy pomocy pakietu statystycznego Open Source SOFA w wersji 1.1.0.

W celach porównawczych i statystyki opisowej posłużono się parametrami średniej, mediany, minimum, maksimum, odchylenie standardowe. Wszędzie tam gdzie opisano wynik średni wyliczono średnią arytmetyczną z danych wartości.

Do oceny różnic między grupami wykorzystano następujące testy:

- Dla 2 grup i zmiennych parametrycznych test t-Studenta
- Dla 2 grup i zmiennych nieparametrycznych test U Manna-Whitneya
- Dla 3 grup i zmiennych parametrycznych test ANOVA
- Dla 3 grup i zmiennych nieparametrycznych test H Kruskala-Wallis.
- Dla 2 grup zależnych i zmiennych nieparametrycznych test Wilcoxon

Do oceny korelacji wykorzystano następujące testy:

- Test Pearson'a dla zmiennych parametrycznych
- Test Spearman'a dla zmiennych nieparametrycznych.

Wyniki uznano za statystycznie istotne przy  $p < 0,05$ .

## 5. Wyniki

### 5.1 Wyniki kliniczne w skali AOFAS

Porównano wyniki kliniczne grup I i II zmierzone w skali AOFAS. Zestawienie wyników średnich wraz z uwzględnieniem odchylenia standardowego dla tych grup znajdują się w tabelach 9 i 10.

Tabela 9. Grupa I – zestawienie wyników w skali AOFAS

Skala AOFAS	Wynik – średnia	Min.	Max.	SD
Ból	32,22	0	40	8,64
Funkcja	31,15	14	45	5,85
Ustawienie	11,80	0	15	3,84
Ogółem	75,16	34	100	12,08

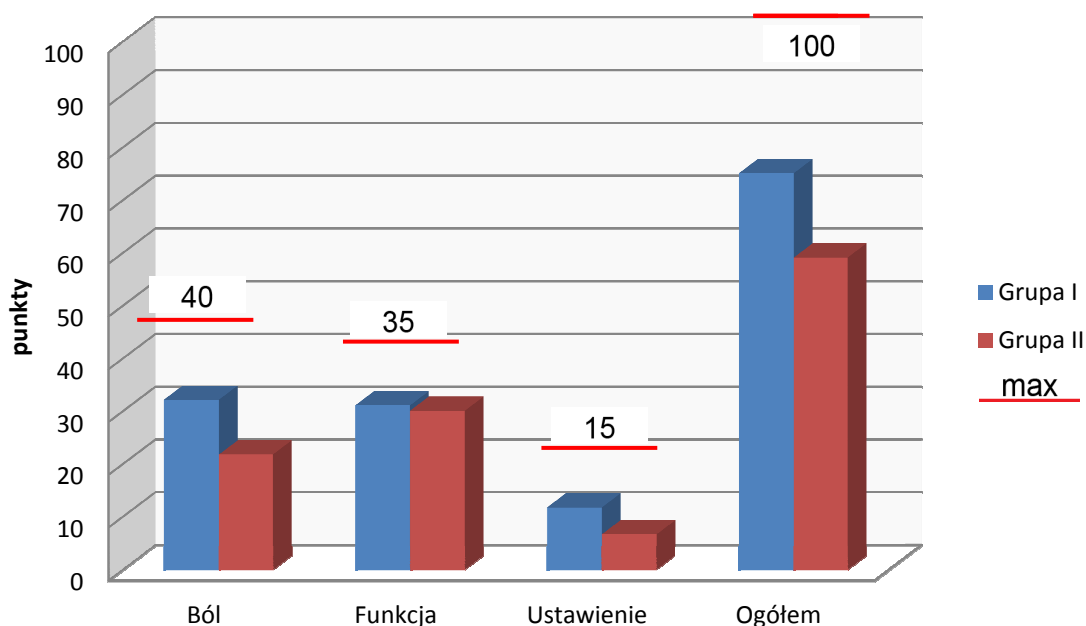
Tabela 10. Grupa II – zestawienie wyników w skali AOFAS

Skala AOFAS	Wynik – średnia	Min.	Max.	SD
Ból	21,84	0	40	10,57
Funkcja	30,14	0	42	7,04
Ustawienie	6,73	0	15	5,26
Ogółem	59,18	19	80	16,32

Stwierdzono statystycznie istotne mniejsze dolegliwości bólowe i lepsze ustawienia palucha w grupie 1 niż w grupie osób przed operacją (grupa 2). Składowe te zdecydowały że ogólny wynik w skali AOFAS był istotnie wyższy w grupie 1 ( $p < 0,001$ ). Nie stwierdzono istotnie statystycznych różnic pomiędzy

porównywanymi grupami w zakresie składowej funkcja skali AOFAS ( $p=0,35$ ). Na rycinie 6 zestawiono wyniki kliniczne w skali AOFAS grup I i II.

W tabeli 11 przedstawiono podział wyników klinicznych na przedziały opisowe w grupach I i II, zilustrowano to także na rycinie 7. Rycina 8 przedstawia natężenie bólu w grupach I i II.

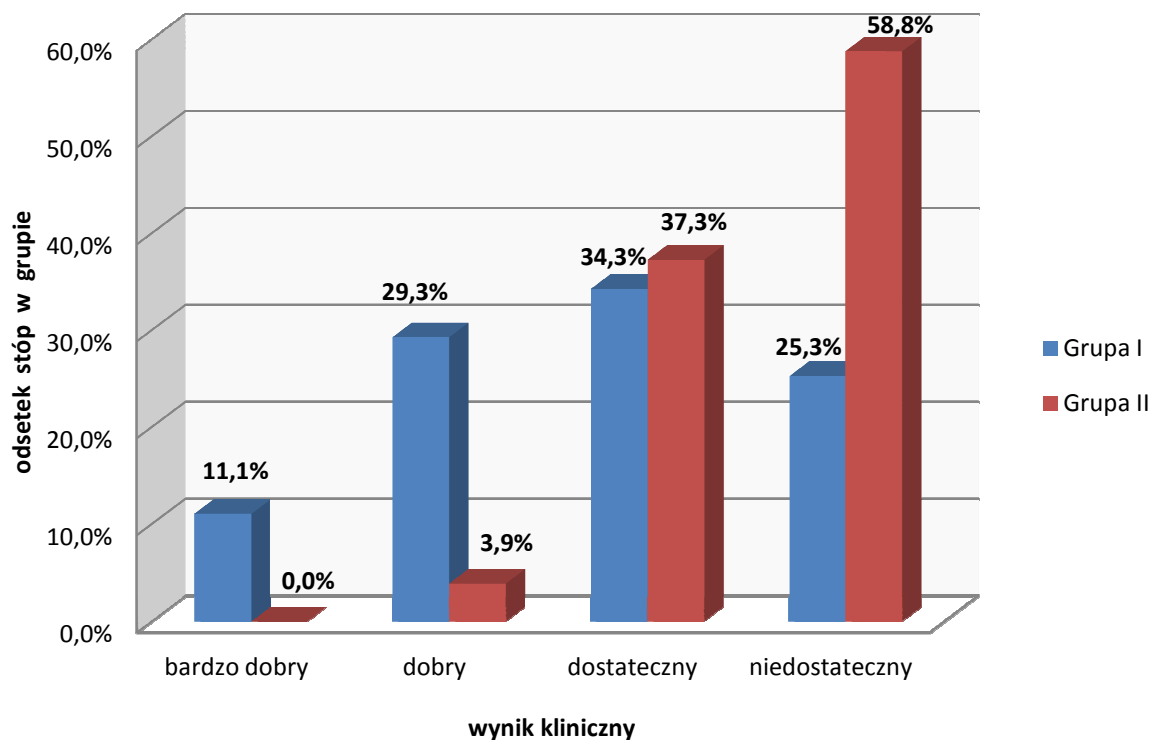


Rycina 6. Porównanie wartości średnich arytmetycznych składowych skali AOFAS w grupie I i II.

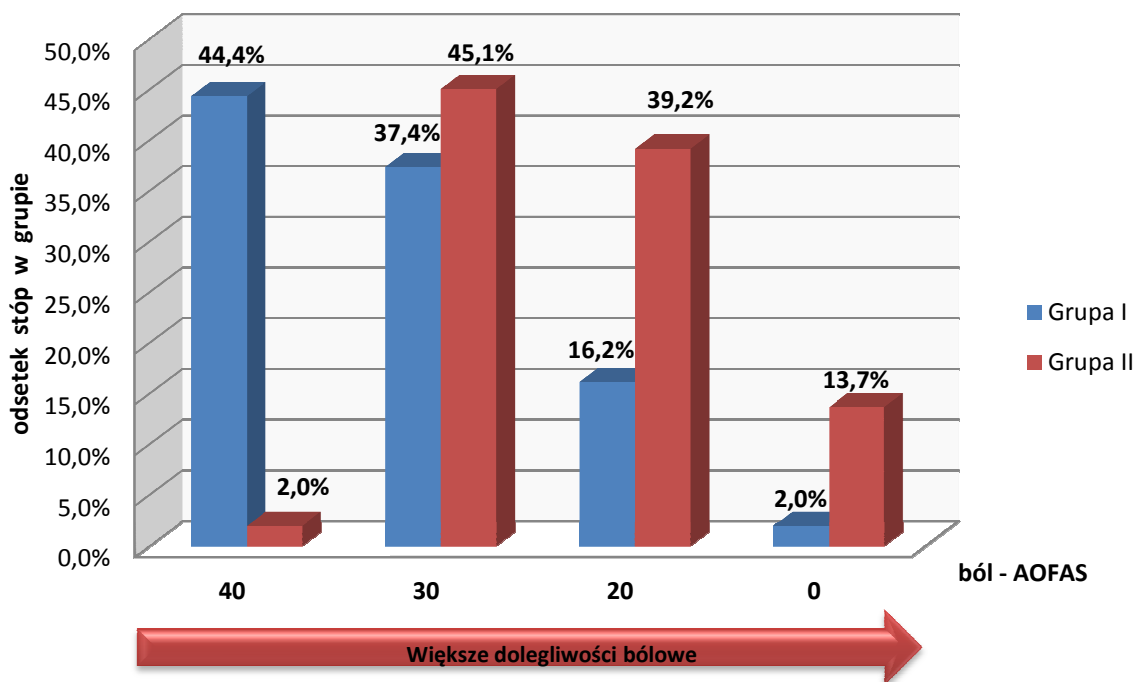
Tabela 11. Zestawienie wyników klinicznych w grupie I i II z podziałem na przedziały opisowe.

Wynik opisowy	Grupa I (badana)		Grupa II (przed operacją)	
	liczba stóp (n=99)	odsetek grupy	liczba stóp (n=51)	odsetek grupy
Bardzo dobry	11	11,1%	0	0%
Dobry	29	29,3%	2	3,9%
Dostateczny	34	34,3%	19	37,3%
Niedostateczny	25	25,3%	30	58,8%





Rycina 7. Porównanie wyników klinicznych w grupie I i II – przedziały opisowe.



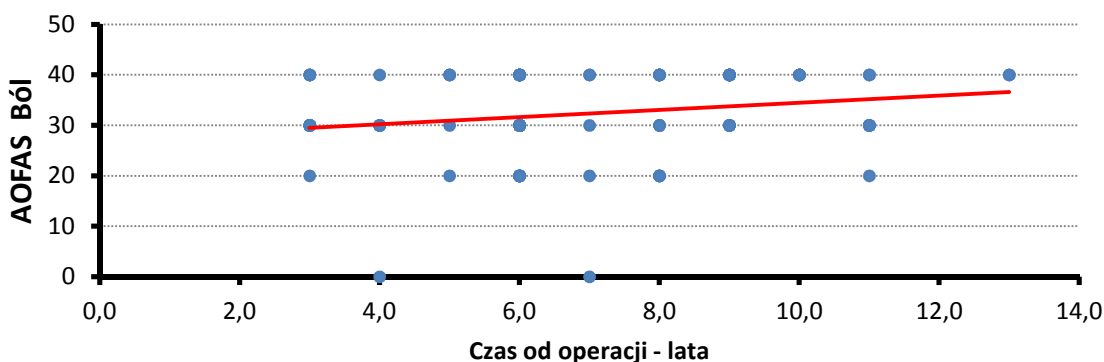
Rycina 8. Porównanie grupy I i II pod względem nasilenia dolegliwości bólowych.

### 5.1.1 Zależności wyników klinicznych w skali AOFAS od czasu obserwacji w grupie I

Dokonano analizy wyniku ogólnego w skali AOFAS i jej składowych częściowych w grupie I z uwzględnieniem czasu obserwacji.

Nie stwierdzono istotnej statystycznie zależności między wynikiem ogólnym w skali AOFAS i czasem obserwacji pooperacyjnej ( $p=0,057$ ).

Stwierdzono dodatnią korelację między czasem obserwacji i występowaniem dolegliwości bólowych. Im dłuższy czas obserwacji tym wynik punktowy bólu w skali AOFAS większy (mniejsze dolegliwości bólowe) ( $R=0,291$ ;  $p=0,003$ ).



Rycina 9. Zależność parametru ból w skali AOFAS od czasu obserwacji w grupie I.

Nie stwierdzono korelacji między czasem obserwacji a punktacją składowej funkcji w skali AOFAS ( $p=0,053$ ), nie było więc zależności funkcji od upływu czasu.

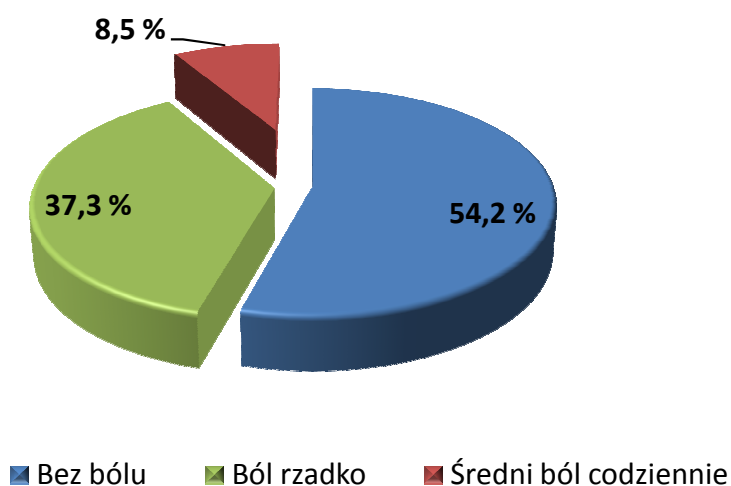
Nie stwierdzono zależności między czasem obserwacji a punktacją składowej ustawienia w skali AOFAS ( $p=0,8$ ), nie wykazano więc zależności ustawienia palucha od upływu czasu od operacji.

### 5.1.2 Zależności między lokalizacją bólu przed operacją a wynikami klinicznymi w skali AOFAS w badaniu kontrolnym w grupie I

Zbadano zależności pomiędzy występowaniem dolegliwości bólowych przed operacją i po operacji w grupie I. W tym celu podzielono pacjentów na

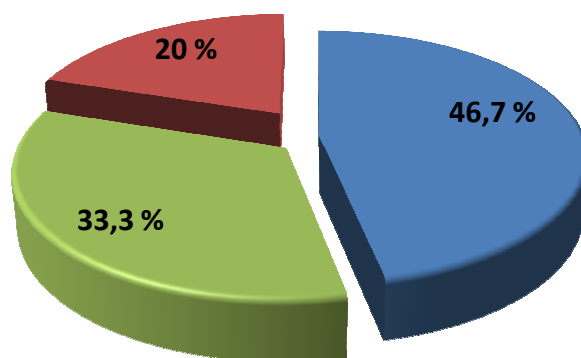
podgrupy w zależności od lokalizacji bólu przed operacją i podano nasilenie bólu w skali AOFAS po operacji w poszczególnych podgrupach.

Z całej grupy po operacji Kellera 37 pacjentów (59 stóp) odczuwało dolegliwości bólowe przed operacją tylko w regionie palucha lub stawu MTP-I. Stanowi to 59,6% tej grupy. Tylko 8,5% z nich odczuwało po operacji bóle codziennie. 37,3% pacjentów operowanych odczuwa ból rzadko a 54,2% jest całkowicie wolnych od dolegliwości. Wyniki przedstawione są na rycinie 10.



Rycina 10. Wyniki składowej ból skali AOFAS w trakcie badania kontrolnego u pacjentów z grupy I odczuwających ból przed operacją w regionie palucha .

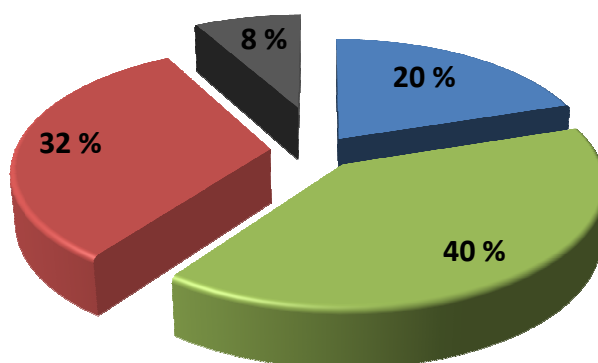
Dziewięć osób z grupy badanej (15 stóp) odczuwało przed operacją bóle o charakterze metatarsalgii. Stanowi to 15,2% grupy I. U 20% pacjentów z tej podgrupy ból po operacji nadal występuje codziennie. U 33,3% rzadko miewa ból, a 46,7% z nich nie odczuwa dolegliwości bólowych. Wyniki zilustrowano na rycinie 11.



■ Bez bólu ■ Ból rzadko ■ Średni ból codziennie

Rycina 11. Wyniki składowej ból skali AOFAS w trakcie badania kontrolnego u pacjentów z grupy I odczuwających przed operacją ból o charakterze metatarsalgii.

Dziewiętnaście osób (25 stóp) odczuwało przed operacją dolegliwości zarówno w regionie palucha i stawu MTP-I, jak i bóle o charakterze metatarsalgii. Natężenie bólu u tych chorych przedstawia rycina 12.



■ Bez bólu ■ Ból rzadko ■ Średni ból codziennie ■ Ciężki ból, stale

Rycina 12. Wyniki składowej ból skali AOFAS w trakcie badania kontrolnego u pacjentów grupy I odczuwających przed operacją bóle w regionie palucha oraz o charakterze metatarsalgii.

Aż 40% pacjentów operowanych z tej podgrupy odczuwa nadal ból codziennie lub stale. 40% rzadko miewa ból. Tylko 20% z nich zupełnie nie odczuwa bólu.

Testem Chi kwadrat wykazano istotny związek między lokalizacją bólu przed operacją a poziomem bólu w skali AOFAS (Pearson  $\chi^2=16,857$ ;  $p=0,01$ ). Testem U Manna Whitney'a wykazano że osoby, które miały dolegliwości bólowe przed operacją w rzucie palucha mają istotnie statystycznie lepszy wynik kliniczny w skali ból niż osoby odczuwające przed operacją również ból o charakterze metatarsalgii ( $p<0,001$ ).

### **5.1.3 Zależności między masą ciała / BMI a wynikami w skali AOFAS w grupie I**

Ze względu na przewidywany większy nacisk na stopę przy większej masie ciała sprawdzono jej wpływ na wyniki ogólne i cząstkowe skali AOFAS. W tym celu przeprowadzono badanie korelacji Spearmana w grupie I i w grupie porównawczej II (osób przed operacją).

Nie stwierdzono istotnych statystycznie zależności w grupie I między masą ciała lub współczynnikiem BMI, a ogólnym wynikiem klinicznym wyrażonym w skali AOFAS ( $p=0,645$ ), ani jej poszczególnymi składowymi (ból  $p=0,328$ , funkcja  $p=0,408$ , ustawienie  $p=0,997$ ).

Nie stwierdzono również istotnych statystycznie zależności w grupie II między masą ciała lub współczynnikiem BMI a ogólnym wynikiem klinicznym wyrażonym w skali AOFAS ( $p=0,580$ ), ani jej poszczególnymi składowymi (ból  $p=0,778$ , funkcja  $p=0,521$ , ustawienie  $p=0,329$ ).

### **5.1.4 Zależność między operacją na mniejszych palcach a wynikiem klinicznym w grupie I**

Przy pomocy testu U Manna Whitney'a zbadano, czy w grupie I fakt wykonania dodatkowych operacji na mniejszych palcach miał wpływ na wynik kliniczny.

Stwierdzono statystycznie istotnie lepszy wynik w skali funkcja ( $p=0,042$ ), oraz ustawienie ( $p=0,039$ ) u osób, które nie miały korekcji małych palców. Nie stwierdzono wpływu na składową ból ( $p=0,576$ ) ani na całkowity wynik kliniczny ( $p=0,066$ ).

### **5.1.5 Wpływ operacyjnej stabilizacji drutem K w grupie I na wynik kliniczny w skali AOFAS w badaniu kontrolnym**

Zbadano w grupie I, czy fakt śródoperacyjnej stabilizacji stawu MTP-I drutem K miał wpływ na końcowy wynik kliniczny.

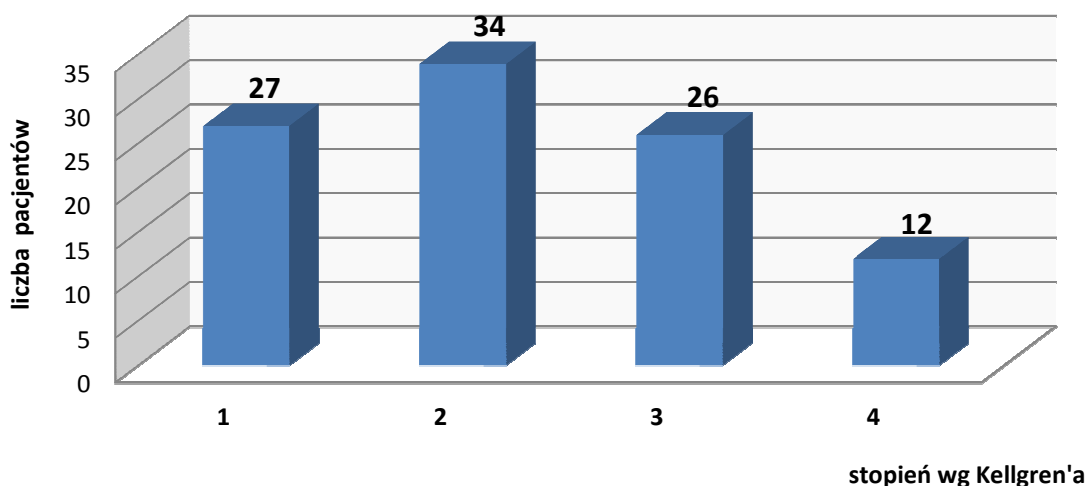
Nie stwierdzono istotnych statystycznie różnic w wynikach klinicznych bólu ( $p=0,068$ ), funkcji ( $p=0,64$ ), ustawienia ( $p=0,55$ ) ani na całkowitej punktacji w skali AOFAS ( $p=0,17$ ) pomiędzy osobami, u których dokonano stabilizacji drutem K i operowanymi bez tej stabilizacji.

### **5.1.6 Wpływ wielkości resekcji na wynik kliniczny w skali AOFAS w grupie I**

Testem Spearmana zbadano, czy wielkość resekcji paliczka bliższego palucha koreluje z wynikami klinicznymi. Nie stwierdzono związku między wynikami bólu ( $p=0,127$ ), funkcji ( $p=0,951$ ), ustawienia ( $p=0,888$ ) ani całkowitej punktacji w skali AOFAS ( $p=0,667$ ) z wielkością resekcji paliczka bliższego palucha.

### 5.1.7 Analiza wpływu zaawansowania zmian zwyrodnieniowych w stawie MTP-I przed operacją w grupie I na parametry kliniczne w skali AOFAS w badaniu kontrolnym

Zbadano różnice w wynikach klinicznych u pacjentów z grupy pierwszej z różnym nasileniem zmian zwyrodnieniowych przed operacją. Rycina 13 ukazuje liczbę stóp w poszczególnych stopniach zaawansowania zmian zwyrodnieniowych.



Rycina 13. Podział grupy I ze względu na zaawansowanie zmian zwyrodnieniowych przed operacją wg Kellgrena.

Analizy Krukala-Wallisa nie wykazały różnic w wynikach klinicznych bólu ( $p=0,295$ ), funkcji ( $p=0,296$ ), ustawienia ( $p=0,076$ ), oraz ogólnego wyniku klinicznego w skali AOFAS ( $p=0,308$ ) w zależności od nasilenia występowania zmian zwyrodnieniowych na RTG przedoperacyjnym w grupie I. Szczegółowe dane opisowe znajdują się w tabeli 12.

Tabela 12. Statystyki opisowe dla poszczególnych składowych skali AOFAS w podziale na różne wartości Kellgren w grupie I (grupa badana).

Skala AOFAS	Kellgren	Liczebność	Średnia arytmetyczna	SD
Ból	1	27	31,48	6,62
	2	34	31,18	9,46
	3	26	32,69	10,41
	4	12	35,83	5,15
Ustawienie	1	27	11,37	3,56
	2	34	11,71	3,55
	3	26	11,15	4,71
	4	12	14,42	2,02
Funkcja	1	27	30,44	6,06
	2	34	32,65	4,69
	3	26	30,15	7,62
	4	12	30,67	3,03
Ogółem	1	27	73,30	8,01
	2	34	75,50	11,58
	3	26	74,00	16,91
	4	12	80,92	6,91

## 5.2 Wyniki pomiarów RTG.

### 5.2.1 Analiza przed i pooperacyjna parametrów HIA, HVA, MPV, FIA, SRS w grupie I

Analizie poddano RTG przedoperacyjne oraz RTG wykonane w momencie badania kontrolnego w grupie I. Wyniki opisowe zestawiono w tabeli 13, zilustrowano je także na rycinie 14.

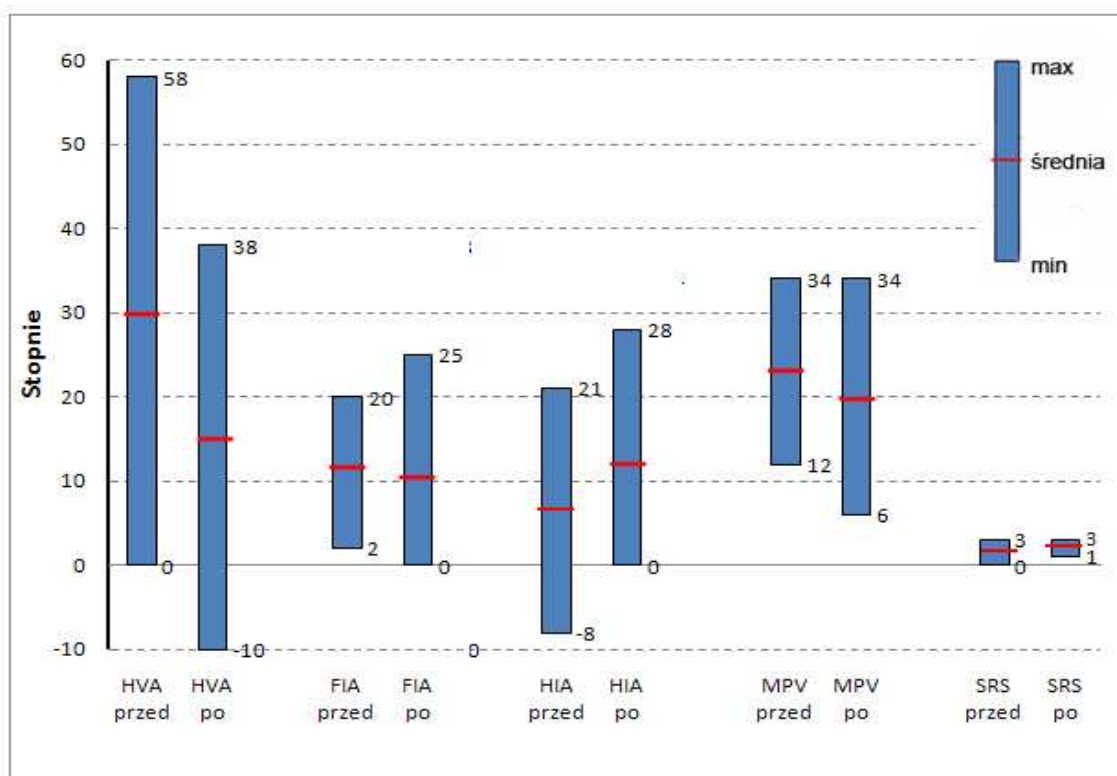


Tabela 13. Porównanie parametrów RTG: HVA (kąt koślawości palucha), FIA (kąt między I i II kością śródstopia, MPV (kąt szpotawości przodostopia względem stępu), HIA (kąt koślawości w stawie międzypaliczkowym palucha), SRS (przemieszczenie trzeszczek) przed i po operacji w grupie I (grupa badana).

przed operacją – parametry zmierzone na RTG przedoperacyjnym

po operacji – parametry zmierzone na RTG wykonanym w momencie kontroli

Pomiar		Średnia arytmetyczna	Min.	Maks.	SD
HVA	przed operacją	29,9	0	58	10,3
	po operacji	14,7	-10	38	8,8
FIA	przed operacją	11,9	2	20	4,2
	po operacji	10,3	0	25	4,0
HIA	przed operacją	7,1	-8	21	7,4
	po operacji	12,4	0	28	6,6
MPV	przed operacją	23,0	12	34	5,4
	po operacji	19,9	6	34	5,9
SRS	przed operacją	2,0	0	3	0,8
	po operacji	2,4	1	3	0,6



Rycina 14. Porównanie parametrów RTG: HVA, FIA, MPV, SRS przed i po operacji w grupie I (grupa badana).

Sprawdzono, czy wystąpiły statystycznie istotne różnice między badanymi parametrami radiologicznymi przed operacją i w momencie kontroli wykorzystując test Wilcoxon. Stwierdzono istotne statystycznie różnice pomiędzy ocenianymi parametrami przed operacją i w momencie kontroli. Wykazano zmniejszenie parametrów HVA, FIA, MPV ( $p < 0,001$ ), oraz zwiększenie parametrów SRS oraz HIA ( $p < 0,001$ ) – tabela 14.

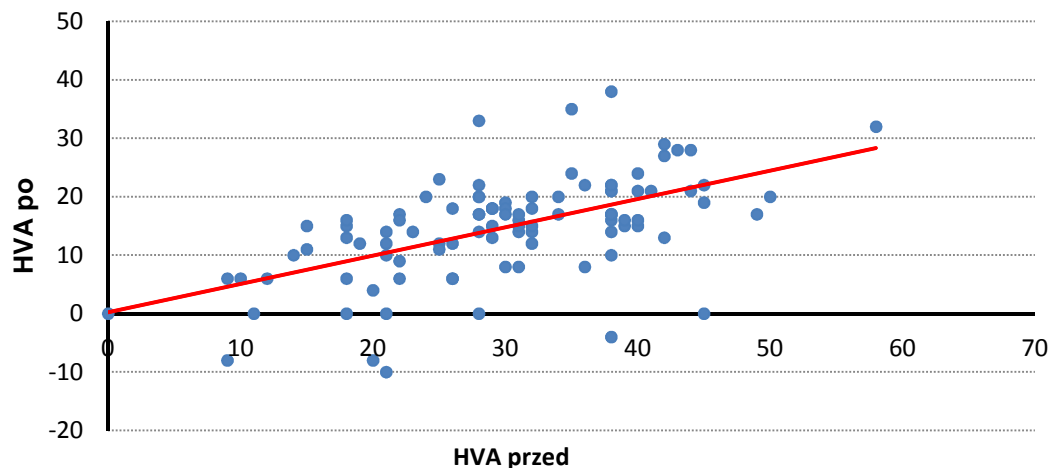
Tabela 14. Różnice pomiarów RTG przed i po operacji w grupie I.

Parametr RTG	Zmiana	Test Wilcoxon
HVA	Spadek	Z= -8,43 $p < 0,001$
FIA	Spadek	Z= -3,73, $p < 0,001$
HIA	Wzrost	Z= -6,3 $p < 0,001$
MPV	Spadek	Z= -5,19, $p < 0,001$
SRS	Wzrost	Z= -3,97, $p < 0,001$

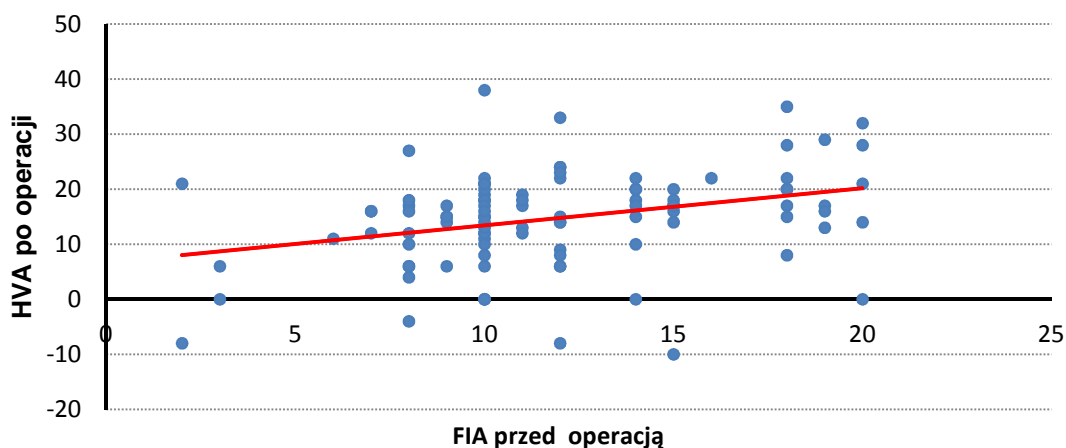
### 5.2.2. Badanie zależności uzyskanego kąta koślawości palucha (HVA) na RTG kontrolnym od innych przedoperacyjnych parametrów radiologicznych

Zbadano wpływ parametrów radiologicznych HVA, FIA, HIA, MPV, SRS, oraz zaawansowania zmian w skali Kellgrena na końcowy wynik radiologiczny na RTG kontrolnym – uzyskany kąt koślawości palucha.

Wykazano dodatnią liniową zależność między wielkością HVA ( $R=0,584$ ) oraz FIA ( $R=0,329$ ) mierzonymi na RTG przedoperacyjnym i uzyskanym końcowym wynikiem HVA na RTG kontrolnym ( $p<0,001$ ). Im większy był kąt między I a II kością śródstopia przed operacją, oraz im większy był kąt koślawości palucha przed operacją tym większy był kąt koślawości palucha po operacji. Zależności te zilustrowano na rycinach 15 i 16.



Rycina 15. Zależność parametrów radiologicznych HVA przed i HVA po operacji.



Rycina 16. Zależność parametrów radiologicznych FIA przed i HVA po operacji.

Nie znaleziono zależności między końcowym wynikiem kąta koślawości palucha (HVA) a przedoperacyjnym pomiarem HIA ( $p=0,608$ ), DMAA ( $p=0,068$ ), oraz stopniem zaawansowania zmian zwyrodnieniowych w skali Kellgrena ( $p=0,61$ ).

Występuje dodatnia nieliniowa zależność między ustawieniem trzyczek DMAA ( $p<0,001$ ,  $R=0,36$ ) oraz MPV ( $p=0,022$ ,  $R=0,23$ ) przed operacją a wynikiem HVA uzyskanym po operacji. Osoby, które miały przed operacją bardziej podwichnięte do boku trzyczki i które miały większy kąt szpotawości przodostopia, przed operacją, miały większy kąt koślawości palucha w trakcie kontroli pooperacyjnej.

### 5.2.3 Analiza zależności kąta korekcji i czasu obserwacji

Przeanalizowano wpływ czasu obserwacji na wartość korekcji kąta HVA ( $\Delta$ HVA). Średni  $\Delta$ HVA w grupie I wyniósł  $15,2^\circ$  i wahał się od  $-5^\circ$  ( $5^\circ$  zwiększenia koślawości) do  $32^\circ$  korekcji koślawości. Użyto testu Spearmana. Nie stwierdzono istotnie statystycznej zależności  $\Delta$ HVA od czasu obserwacji ( $p=0,5$ ).

U 3 skontrolowanych pacjentów (4 stopy) stwierdzono przekorygowanie osi stawu MTP-I w płaszczyźnie poziomej w kierunku szpotawym. Wynik ten nie wpływał istotnie na parametr ból w skali AOFAS ( $p=0,265$ ), jednak wiązał się z istotnym obniżeniem parametru funkcja ( $p<0,001$ ). W przypadku palucha szpotawego przyznawano 0 punktów w kategorii ustawienie.

## 5.2.4 Badanie wpływu stabilizacji śródoperacyjnej stawu MTP-I drutem K na uzyskane kąty korekcji ( $\Delta$ HVA) w grupie I

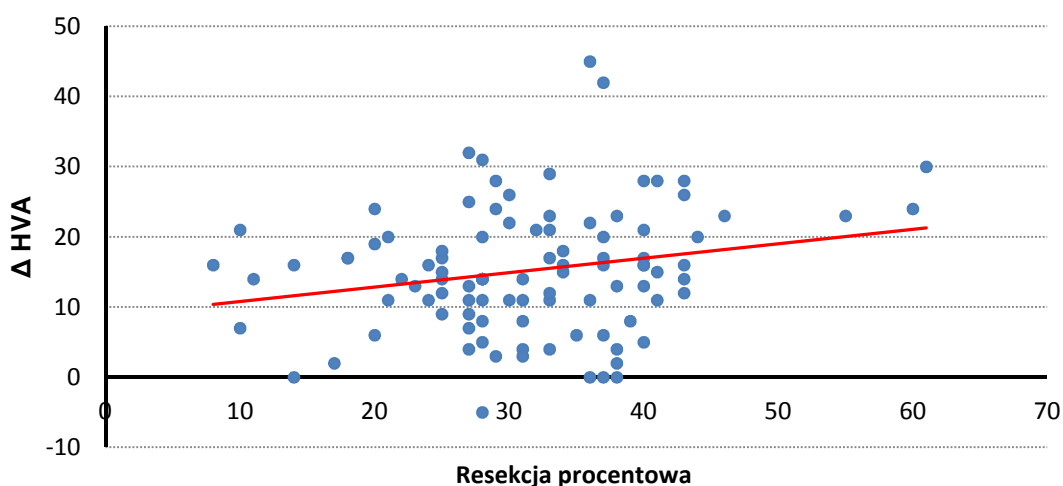
Tabela 15. Charakterystyka grupy I pod względem stabilizacji drutem K.

Użycie drutów K	Liczebność	Średnie $\Delta$ HVA	SD
Nie	60	13,9	8,98
Tak	39	15,97	8,46

Nie stwierdzono istotnej statystycznie zależności między poprawą HVA a użyciem po operacji drutów K ( $p=0,088$ ).

## 5.2.5 Badanie wpływu procentowej resekcji paliczka bliższego palucha na uzyskane kąty korekcji ( $\Delta$ HVA)

Zbadano wpływ resekcji procentowej paliczka bliższego palucha na korekcję koślawości ( $\Delta$ HVA). W tym celu przeprowadzono model regresji jednokrotnej. Model okazał się być istotny statystycznie ( $p=0,028$ ). Korekcja kąta koślawości palucha ( $\Delta$ HVA) była tym wyższa, im większy był procent resekcji podstawy paliczka bliższego.



Rycina 17. Zależność resekcji procentowej paliczka podstawnego palucha i korekcji kąta koślawości palucha.

## 5.2.6 Analiza wpływu czasu obserwacji na zmianę parametru FIA

Przeprowadzono analizę korelacji pomiaru kąta między I a II kością śródstopia z czasem minionym od operacji. Analiza nie wykazała istotnego statystycznie związku ( $p=0,124$ ). Oznacza to, że zmiana kąta FIA po operacji w porównaniu do pomiaru przed operacją nie jest związana z czasem minionym od operacji.

## 5.2.7 Wyniki pomiarów radiologicznych i ich wpływ na wyniki kliniczne

Tabela 16. Wyniki pomiarów przedoperacyjnych i kontrolnych kąta koślawości palucha (HVA).

	Średnia arytmetyczna	Minimum	Maksimum	Mediana
Przed operacją	29,9°	0°	58°	30°
Po operacji	14,7°	-10°	38°	16°

Stwierdzono istotną statystycznie, ujemną korelację między parametrem HVA mierzonym na RTG pooperacyjnym a wynikiem klinicznym ustawienia palucha w skali AOFAS ( $p<0,001$ ,  $R=-0,477$ ). Im wyższy był pooperacyjny kąt HVA, tym niższe były wyniki kliniczne w skali AOFAS.

Nie stwierdzono zależności między wynikami klinicznymi bólu ( $p=0,91$ ) oraz funkcji ( $p=0,30$ ) a pomiarem parametru HVA.

Tabela 17. Wyniki pomiarów przedoperacyjnych i kontrolnych kąta między I a II kością śródstopia (FIA).

	Średnia arytmetyczna	Minimum	Maksimum	Mediana
Przed operacją	11,9°	2°	20°	11°
Po operacji	10,3°	5°	24°	10°

Wartość pomiaru FIA z RTG przedoperacyjnego ani kontrolnego nie koreluje z wynikami bólu ( $p=0,98$ ), funkcji ( $p=0,42$ ), ustawienia ( $0,81$ ), a co za tym idzie również z ogólnym wynikiem w skali AOFAS ( $p=0,069$ ).

Tabela 18. Wyniki pomiarów przedoperacyjnych i kontrolnych kąta koślawości między paliczkiem bliższym i dalszym palucha (HIA).

	Średnia arytmetyczna	Minimum	Maksimum	Mediana
Przed operacją	7,1°	-3°	20°	8°
Po operacji	12,4°	0°	28°	12°

Nie stwierdzono zależności HIA na RTG kontrolnym i wynikami klinicznymi bólu ( $p=0,72$ ) i funkcji ( $p=0,57$ ). Stwierdzono niewielką dodatnią korelację w ocenie klinicznej ustawienia ( $p=0,47$ ,  $R=0,2$ ) jednak nie miało to wpływu na ogólny wynik kliniczny w skali AOFAS ( $p=0,73$ ).

Tabela 19. Wyniki pomiarów przedoperacyjnych i kontrolnych kąta szpotawości pierwszego promienia (MPV).

	Średnia arytmetyczna	Minimum	Maksimum	Mediana
Przed operacją	23°	12°	32°	22°
Po operacji	19,9°	6°	34°	20°

Nie stwierdzono zależności między parametrem MPV a uzyskaną korekcją koślawości palucha  $\Delta$ HVA ( $p=0,08$ ) ani końcowym pomiarem HVA ( $p=0,9$ ). Nie stwierdzono wpływu tego parametru RTG na wyniki kliniczne w skali AOFAS ( $p=0,77$ ).

Tabela 20. Wyniki pomiarów przedoperacyjnych i kontrolnych przemieszczenia trzyczek w skali SRS.

	Średnia arytmetyczna	Minimum	Maksimum	Mediana
Przed operacją	2	0	3	2
Po operacji	2,4	1	3	2

Nie stwierdzono zależności między parametrem SRS a wynikami klinicznymi bólu ( $p=0,73$ ), funkcji ( $p=0,29$ ) i ustawienia ( $p=0,80$ ) a także ogólny wynik kliniczny w skali AOFAS ( $p=0,41$ ).

Tabela 21. Wyniki pomiarów DMAA (kąta ustawienia dystalnej powierzchni stawowej pierwszej kości śródstopia) na RTG przedoperacyjnym.

Średnia arytmetyczna	Minimum	Maksimum	Mediana
16,5°	0°	38°	15°

Parametr DMAA nie zmienia się na skutek przeprowadzonej operacji.

### 5.3 Wyniki pedobarografii

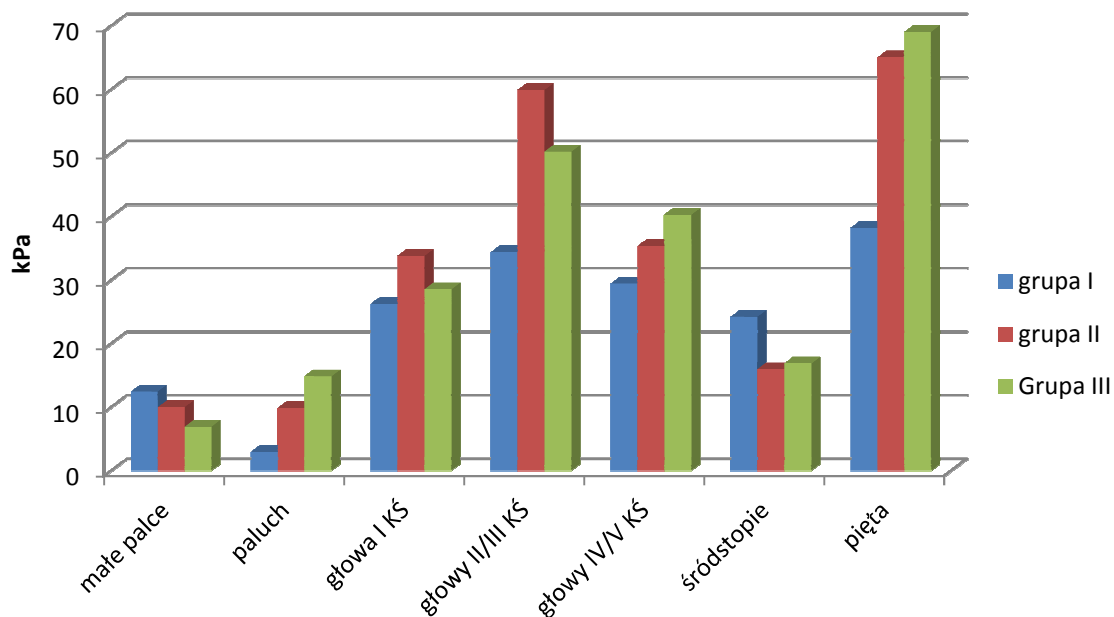
#### 5.3.1 Pedobarografia statyczna

Dokonano analizy pomiarów nacisków stóp w pozycji swobodnego stania dla całej stopy oraz dla 7 wybranych regionów. Pomiarów dokonano w grupie I, grupie II (grupa osób chorych przed operacją) oraz grupie III (grupa osób zdrowych). Wyniki liczbowe znajdują się w tabeli 22. Na rycinie 18 i 19 graficznie przedstawiono porównawczo dla wszystkich grup naciski w poszczególnych regionach stóp odpowiednio średnie i maksymalne. Rycina 20 przedstawia naciski uśrednione dla całych stóp w grupach I, II i III.

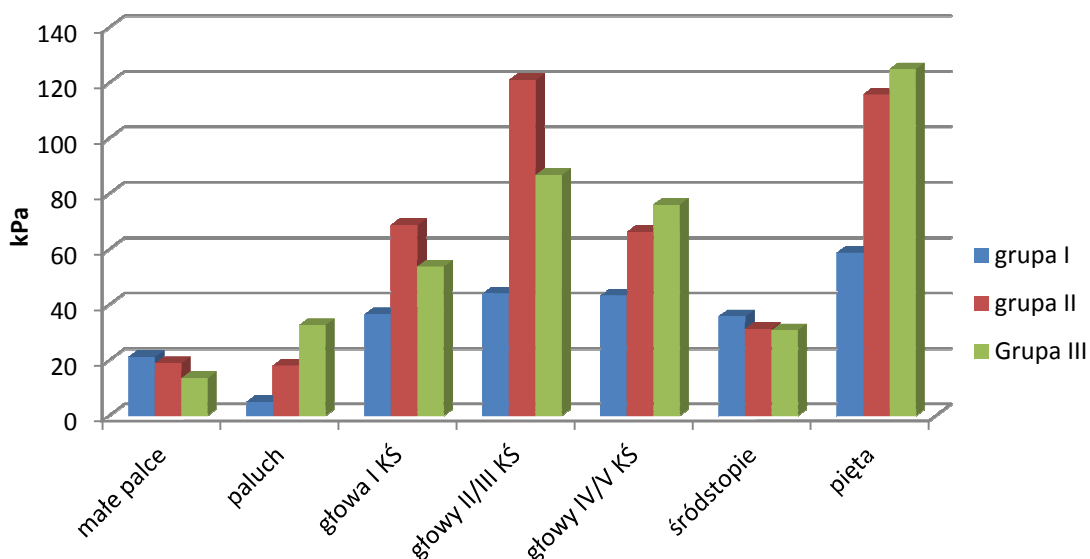


Tabela 22. Uśrednione wyniki pomiarów nacisku statycznego w grupach I, II i III.

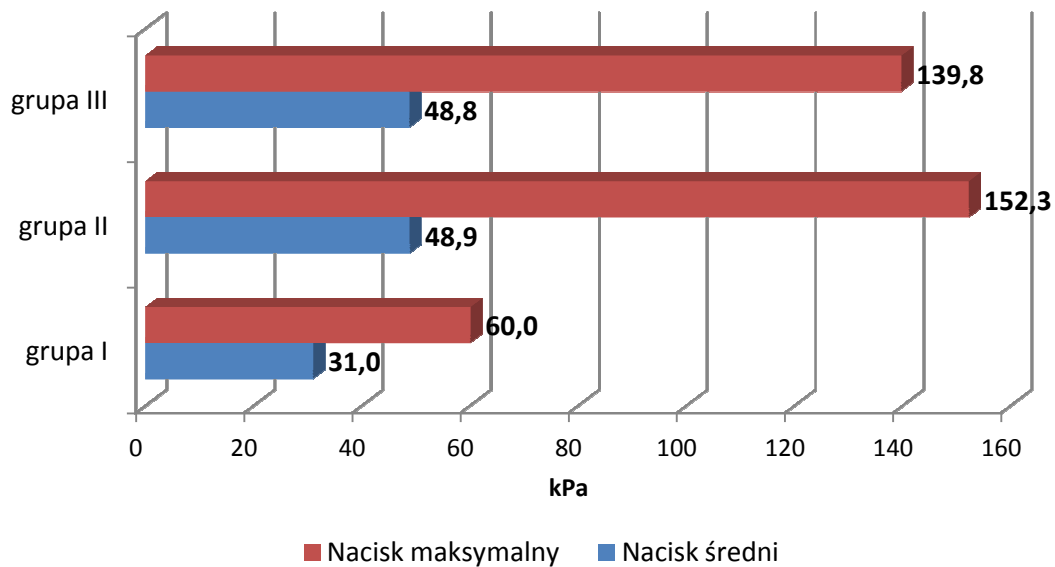
region	grupa badana	nacisk średni (Pa)	SD	nacisk maksymalny (Pa)	SD
Cała stopa	Grupa I	30,95	8,78	60,03	21,11
	Grupa II	48,87	11,08	152,27	49,09
	Grupa III	48,76	9,61	139,75	32,40
Małe palce [0]	Grupa I	12,45	7,97	21,20	11,70
	Grupa II	10,00	14,79	18,91	29,95
	Grupa III	6,92	9,54	13,50	18,54
Paluch [1]	Grupa I	2,95	5,77	5,03	5,77
	Grupa II	9,85	15,82	18,08	31,94
	Grupa III	14,84	16,57	32,62	40,52
Głowa I KŚ [2]	Grupa I	26,25	7,20	36,56	11,57
	Grupa II	33,78	19,47	68,76	55,46
	Grupa III	28,55	15,05	53,74	28,67
Głowa II/III KŚ [3]	Grupa I	34,39	11,10	35,56	11,51
	Grupa II	59,89	24,75	121,03	58,19
	Grupa III	50,21	21,14	86,73	37,57
Głowa IV/V KŚ [4]	Grupa I	29,43	8,70	43,38	32,00
	Grupa II	35,32	25,67	66,27	43,15
	Grupa III	40,26	17,73	76,08	34,76
Śródstopie [5]	Grupa I	24,22	8,02	35,82	12,33
	Grupa II	15,96	12,49	31,33	23,85
	Grupa III	16,86	11,89	30,74	21,07
Pięta [6]	Grupa I	38,21	12,44	58,79	21,44
	Grupa II	65,01	16,94	115,82	34,92
	Grupa III	68,98	20,77	124,90	38,95



Rycina 18. Zestawienie uśrednionych wyników nacisków **statycznych średnich** w poszczególnych regionach stóp w grupie I, II i III.



Rycina 19. Zestawienie uśrednionych wyników nacisków **statycznych maksymalnych** w poszczególnych regionach stóp w grupie I, II i III.



Rycina 20. Porównanie uśrednionych wyników nacisków statycznych średnich i maksymalnych dla całych stóp w grupach I, II i III.

Sprawdzono, czy wystąpiły istotne statystycznie różnice pomiędzy trzema grupami pod względem pomiaru nacisku statycznego średniego i maksymalnego dla całej stopy i dla poszczególnych regionów. W tym celu przeprowadzono analizy testem Kruskala-Wallisa, które dostarczyły następujących wyników:

7. Maksymalny cała stopa:  $\chi^2(2) = 143,88$ ;  $p < 0,001$
8. Średni cała stopa:  $\chi^2(2) = 109,52$ ;  $p < 0,001$
9. Maksymalny region 0:  $\chi^2(2) = 21,39$ ;  $p < 0,001$
10. Średni region 0:  $\chi^2(2) = 21,35$ ;  $p < 0,001$
11. Maksymalny region 1:  $\chi^2(2) = 35,46$ ;  $p < 0,001$
12. Średni region 1:  $\chi^2(2) = 36,13$ ;  $p < 0,001$
13. Maksymalny region 2:  $\chi^2(2) = 20,01$ ;  $p < 0,001$
14. Maksymalny region 3:  $\chi^2(2) = 108,05$ ;  $p < 0,001$
15. Średni region 3:  $\chi^2(2) = 62,44$ ;  $p < 0,001$
16. Maksymalny region 4:  $\chi^2(2) = 63,11$ ;  $p < 0,001$
17. Średni region 4:  $\chi^2(2) = 16,78$ ;  $p < 0,001$
18. Maksymalny region 5:  $\chi^2(2) = 17,77$ ;  $p < 0,001$

19. Średni region 5:  $\chi^2(2) = 53,66$ ;  $p < 0,001$

20. Maksymalny region 6:  $\chi^2(2) = 112,12$ ;  $p < 0,001$

21. Średni region 6:  $\chi^2(2) = 99,34$ ;  $p < 0,001$

Analizy wykazały istotne statystycznie różnice dla wszystkich zmiennych, oprócz pomiaru średniego nacisku statycznego dla regionu głowy I kości śródstopia.

Porównania wielokrotne z pomiarów statycznych wykazały, że

- w grupie I był niższy poziom nacisku średniego i maksymalnego dla całej stopy niż w grupie II i III. Podobnie było w regionach: palucha, głów kości śródstopia II/III, głów kości śródstopia IV/V i pięty. Jednocześnie w tej grupie był istotnie większy nacisk zarówno średni jak i maksymalny na małe palce i śródstopie w porównaniu z grupą II i III.
- Nacisk średni i maksymalny w regionie głów II i III kości śródstopia jest znacząco wyższy w grupie chorych przed operacją niż pozostałych grupach.
- Średni nacisk w regionie głowy pierwszej kości śródstopia był taki sam w grupach I, II i III.
- Nacisk średni i maksymalny w grupie osób zdrowych pod paluchem i pod głowami kości śródstopia IV/V jest znacząco wyższy niż w pozostałych grupach.

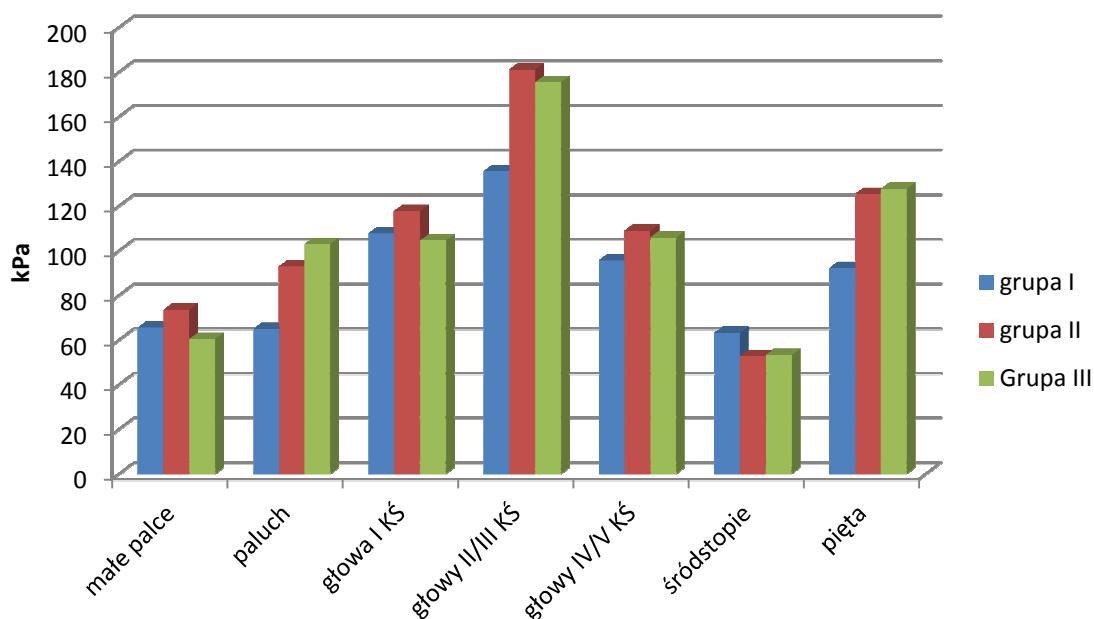
### **5.3.2 Pedobarografia dynamiczna – analiza nacisków**

Dokonano analizy pomiarów nacisków stóp podczas swobodnego przejścia przez platformę jedną stopą. Wyznaczono naciski maksymalne i średnie dla całej stopy i 7 wybranych regionów. Pomiarów dokonano w grupie I, grupie II (grupa osób przed operacją) oraz grupie III (grupa osób zdrowych).

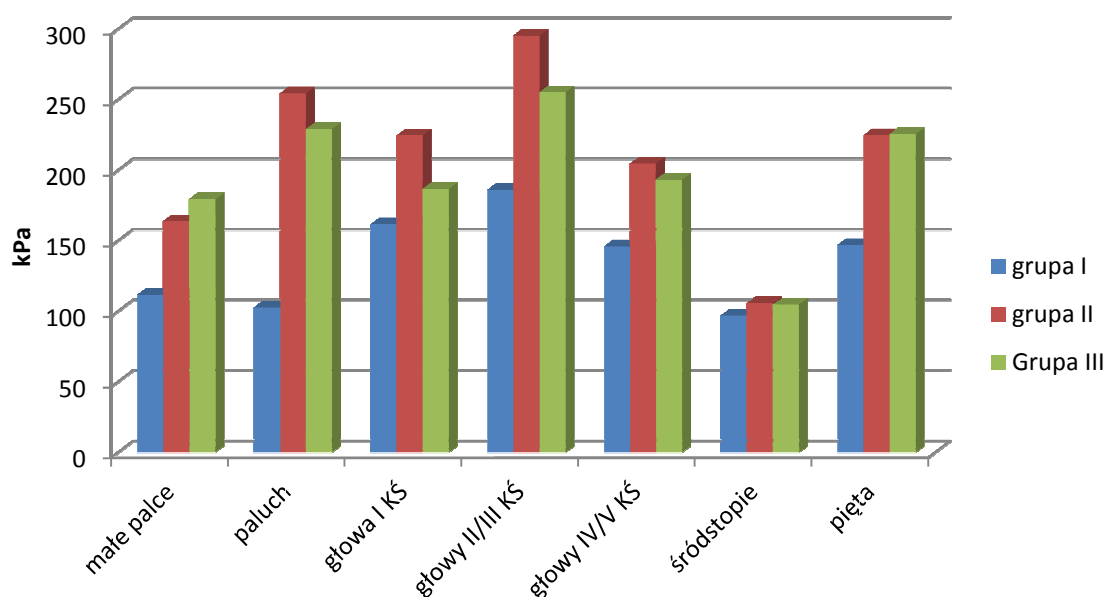
Wyniki statystyki opisowej pomiarów dynamicznych znajdują się w tabeli 23. Na rycinie 21 i 22 graficznie przedstawiono porównawczo dla wszystkich grup naciski w poszczególnych regionach stóp odpowiednio średnie i maksymalne. Rycina 23 przedstawia naciski uśrednione dla całych stóp w grupach I, II i III.

Tabela 23. Uśrednione wyniki pomiarów dynamicznych nacisku średniego i maksymalnego dla całych stóp i poszczególnych ich regionów w grupach I, II i III.

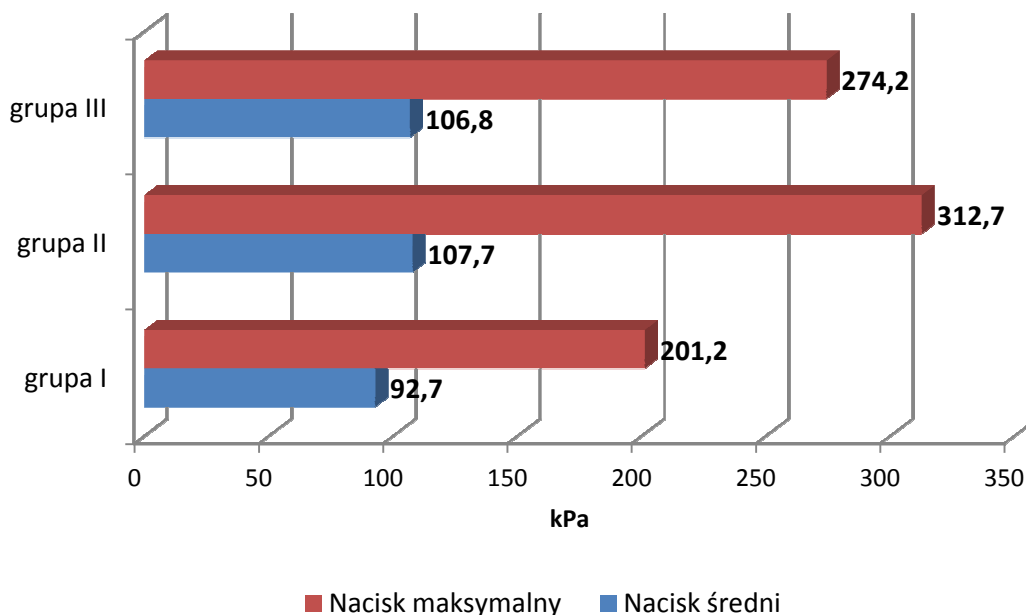
region	grupa badana	nacisk średni (kPa)	SD	nacisk maksymalny (kPa)	SD
Cała stopa	Grupa I	92,67	27,15	201,21	65,31
	Grupa II	107,73	20,60	312,66	75,74
	Grupa III	106,80	20,13	274,20	46,17
Małe palce [0]	Grupa I	65,51	31,76	111,67	50,40
	Grupa II	73,43	49,04	163,86	74,55
	Grupa III	60,40	25,72	179,54	264,10
Paluch [1]	Grupa I	64,87	40,88	102,70	66,93
	Grupa II	92,91	34,31	254,49	239,05
	Grupa III	102,89	32,50	229,16	66,21
Głowa I KŚ [2]	Grupa I	107,69	39,98	161,67	60,48
	Grupa II	117,73	47,07	224,66	83,08
	Grupa III	104,57	29,71	186,76	51,67
Głowa II/III KŚ [3]	Grupa I	135,55	44,75	186,12	64,53
	Grupa II	181,07	43,95	295,42	79,76
	Grupa III	175,43	31,43	255,27	47,76
Głowa IV/V KŚ [4]	Grupa I	95,60	36,70	146,01	57,01
	Grupa II	108,94	42,34	204,76	63,32
	Grupa III	105,84	29,60	193,32	56,73
Śródstopie [5]	Grupa I	63,21	27,54	97,03	45,33
	Grupa II	52,72	28,08	105,90	51,81
	Grupa III	53,26	25,44	104,77	43,51
Pięta [6]	Grupa I	92,18	31,61	146,98	54,07
	Grupa II	125,28	25,40	224,68	48,33
	Grupa III	127,60	22,47	225,65	40,21



Rycina 21. Zestawienie uśrednionych wyników nacisków **dynamicznych średnich** w poszczególnych regionach stóp w grupie I, II i III.



Rycina 22. Zestawienie uśrednionych wyników nacisków **dynamicznych maksymalnych** w poszczególnych regionach stóp w grupie I, II i III.



Rycina 23. Porównanie uśrednionych wyników nacisków dynamicznych średnich i maksymalnych dla całej stopy w grupach I, II i III.

W celu porównania wyników nacisków pomiędzy grupami wykonano jednoczynnikowe analizy wariancji.

Badanie dostarczyło następujących istotnych statystycznie wyników:

- 22. Maksymalny cała stopa:  $F(2, 207) = 58,68$ ;  $p < 0,001$
- 23. Maksymalny region 0:  $F(2, 207) = 4,44$ ;  $p = 0,013$
- 24. Maksymalny region 1:  $F(2, 207) = 29,57$ ;  $p < 0,001$
- 25. Maksymalny region 2:  $F(2, 207) = 16,12$ ;  $p < 0,001$
- 26. Maksymalny region 3:  $F(2, 207) = 53,62$ ;  $p < 0,001$
- 27. Maksymalny region 4:  $F(2, 207) = 21,64$ ;  $p < 0,001$
- 28. Maksymalny region 6:  $F(2, 207) = 66,45$ ;  $p < 0,001$
- 29. Średni cała stopa:  $F(2, 207) = 9,80$ ;  $p < 0,001$
- 30. Średni region 1:  $F(2, 207) = 22,25$ ;  $p < 0,001$
- 31. Średni region 3:  $F(2, 207) = 28,08$ ;  $p < 0,001$
- 32. Średni region 5:  $F(2, 207) = 3,72$ ;  $p = 0,026$
- 33. Średni region 6:  $F(2, 207) = 40,06$ ;  $p < 0,001$

Analizy wariancji wykazały istotne statystycznie różnice pomiędzy grupami dla pomiaru nacisku dynamicznego średniego dla całej stopy i regionów 1,3,5 i 6 oraz nacisku dynamicznego maksymalnego dla całej stopy i regionów 0,1,2,3,4 i 6.

Porównania wielokrotne wykazały, że:

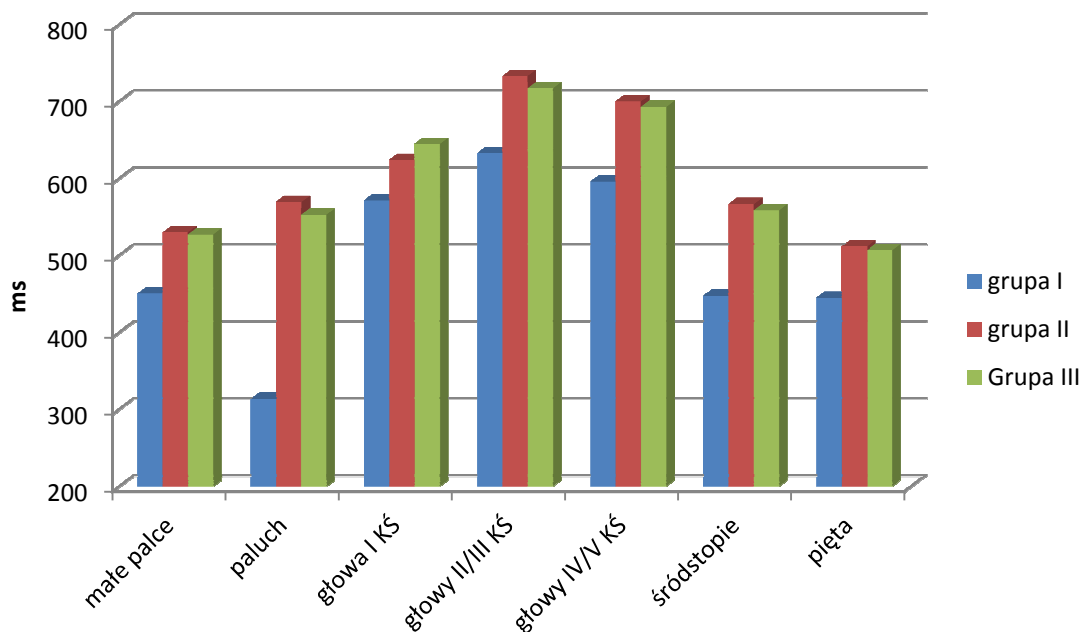
- W grupie I były niższe wyniki pomiarów nacisku maksymalnego dla całej stopy i wszystkich jej regionów za wyjątkiem śródstopia niż w grupie II i III. Największą różnicę w tym pomiarze zanotowano w regionie palucha i kości śródstopia II i III. Oznacza to, że paluch i środkowa część przodostopia są strukturami, które w grupie po operacji Kellera przenoszą w czasie chodu najmniejsze obciążenia.
- W grupie I były niższe wyniki pomiarów nacisku średniego dla całej stopy i wszystkich jej regionów za wyjątkiem śródstopia i głowy I-KŚ, niż w grupie II i III. Oznacza to że region śródstopia i głowy pierwszej kości śródstopia są podobnie obciążone w grupie po operacji Kellera jak w grupach porównawczych.
- W grupie II były wyższe wyniki pomiarów: maksymalnego dla całej stopy i dla regionów głów kości śródstopia I i II/III niż w grupie I i III. Oznacza to, że w grupie osób przed operacją (większość z nich miała deformację koślawą palucha) przyśrodkowe i środkowe przodostopie przenosi duże obciążenia
- W grupie I był znacząco istotnie większy nacisk średni w regionie śródstopia niż w grupach II i III. Świadczy to o zwiększonym przenoszeniu obciążeń w tym regionie na większej powierzchni.
- Nacisk średni na głowę pierwszej kości śródstopia był podobny w grupach I, II i III.



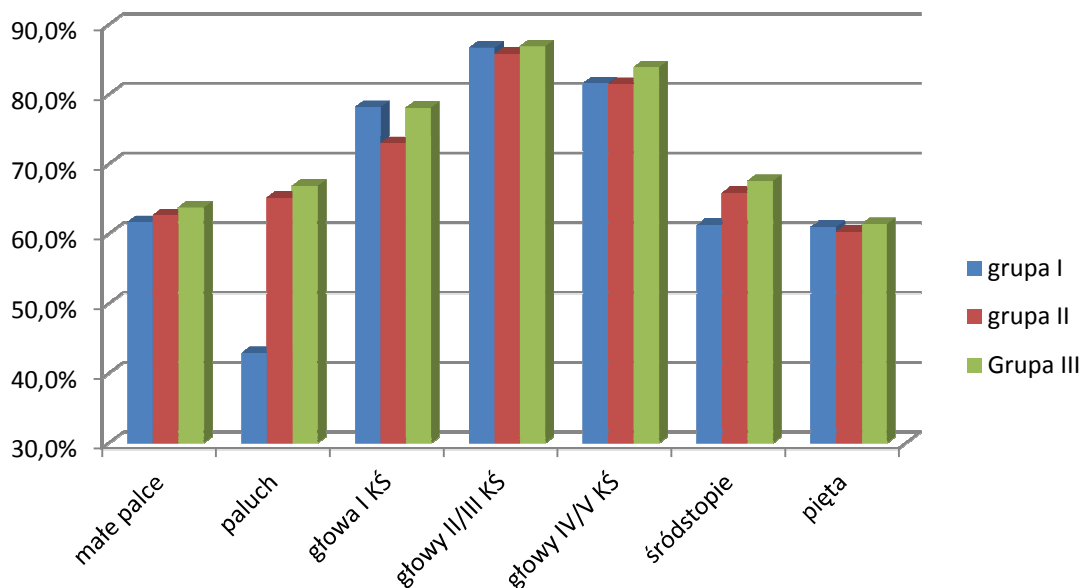
### 5.3.3 Pedobarografia dynamiczna – czasy nacisku w poszczególnych regionach stopy

Tabela 24. Porównanie czasów nacisku w poszczególnych regionach stopy w czasie badania pedobarograficznego dynamicznego w grupach I, II i III.

Region stopy	Grupa	Średni czas nacisku (ms)	Odchylenie standardowe (SD)	% całkowitego czasu nacisku stopy
Małe palce (0)	grupa I	450,5	170,2	61,6%
	grupa II	530,0	166,7	62,7%
	grupa III	527,2	162,9	63,8%
Paluch (1)	grupa I	313,8	199,3	42,9%
	grupa II	569,5	148,2	65,2%
	grupa III	552,8	138,6	66,9%
Głowa I KŚ (2)	grupa I	571,4	120,5	78,2%
	grupa II	624,0	122,0	73,0%
	grupa III	644,7	115,3	78,1%
Głowy KŚ II i III (3)	grupa I	632,8	128,5	86,7%
	grupa II	732,8	76,3	85,8%
	grupa III	717,3	105,0	86,9%
Głowy KŚ IV i V (4)	grupa I	595,8	117,4	81,6%
	grupa II	700,0	94,8	81,5%
	grupa III	693,0	112,2	83,9%
Śródstopie (5)	grupa I	447,6	153,2	61,3%
	grupa II	566,8	119,4	65,9%
	grupa III	558,6	140,1	67,6%
Pięta (6)	grupa I	445,0	146,8	61,0%
	grupa II	511,7	103,2	60,3%
	grupa III	506,7	116,3	61,4%



Rycina 24. Graficzne porównanie średnich czasów nacisku w poszczególnych regionach stopy w grupach I, II i III w badaniu pedobarograficznym dynamicznym.



Rycina 25. Graficzne przedstawienie procentowej proporcji czasu nacisku do całkowitego czasu obciążania w poszczególnych regionach stopy w grupach I, II i III w badaniu pedobarograficznym dynamicznym.

Dokonano statystycznej oceny różnic średnich czasów nacisku w poszczególnych regionach stopy pomiędzy grupami I, II i III testem Kruskala-Wallisa. We wszystkich regionach stopy czas nacisku był statystycznie istotnie niższy w grupie I niż w grupie osób zdrowych i przed operacją ( $p < 0,001$ ), a największą różnicę zanotowano w regionie palucha ( $\chi^2(2) = 70,62$ ). Nie wykazano różnic statystycznych w czasie nacisku między grupami II i III w żadnym z regionów stopy.

Stosunek procentowy czasu nacisku do całkowitego czasu obciążania stopy był istotnie niższy w regionie palucha w grupie I niż w grupach II i III ( $p < 0,001$ ;  $\chi^2(2) = 53,36$ ). Pomiar w grupie II i III w tym regionie nie różniły się od siebie. Nie wykazano istotnych statystycznie różnic tego parametru między grupami I, II i III w pozostałych regionach stopy. Świadczy to o znaczącym skróceniu czasu nacisku palucha w grupie osób po operacji wg Kellera.

#### **5.3.4 Pedobarografia dynamiczna – porównanie grup badanych pod względem parametru TPmax%**

Podczas obciążania stopy czas od początku kontaktu z podłożem, do osiągnięcia nacisku maksymalnego (TPmax) jest różny. Skrócenie tego parametru może sygnalizować problemy bólowe, oszczędzanie niektórych regionów stopy podczas chodu lub niezdolność niektórych części stopy do przenoszenia obciążeń.

W celu sprawdzenia, czy wystąpiła istotna statystycznie różnica pomiędzy badanymi grupami w poziomie TPmax% przeprowadzono analizę testem Kruskala-Wallisa. W tabeli 26 przedstawiono statystyki opisowe z przeprowadzonych analiz.

Tabela 25. Statystyki opisowe parametru TPmax% z podziałem na grupy.

Grupa badana	Liczebność	TPmax% średnia arytmetyczna	Tpmax% SD
Grupa I	99	65,80	29,05
Grupa II	51	81,84	5,57
Grupa III	60	82,63	6,30

Analiza wykazała istotne statystycznie różnice pomiędzy grupami w poziomie TPmax%:  $\chi^2(2) = 52,96$ ;  $p < 0,001$ .

Porównania wielokrotne wykazały, że w grupie I (po operacji Kellera) był niższy poziom TPmax% niż w grupie II (przed operacją):  $p < 0,001$  oraz niż w grupie III (osób zdrowych):  $p < 0,001$ . Grupa II i grupa III nie różniła się między sobą. Oznacza to, że osoby po operacji Kellera wcześniej osiągają maksimum nacisku w czasie fazy odbicia. W takiej sytuacji maksimum nacisku przesuwają się z regionu przodostopia bardziej w kierunku śródstopia.

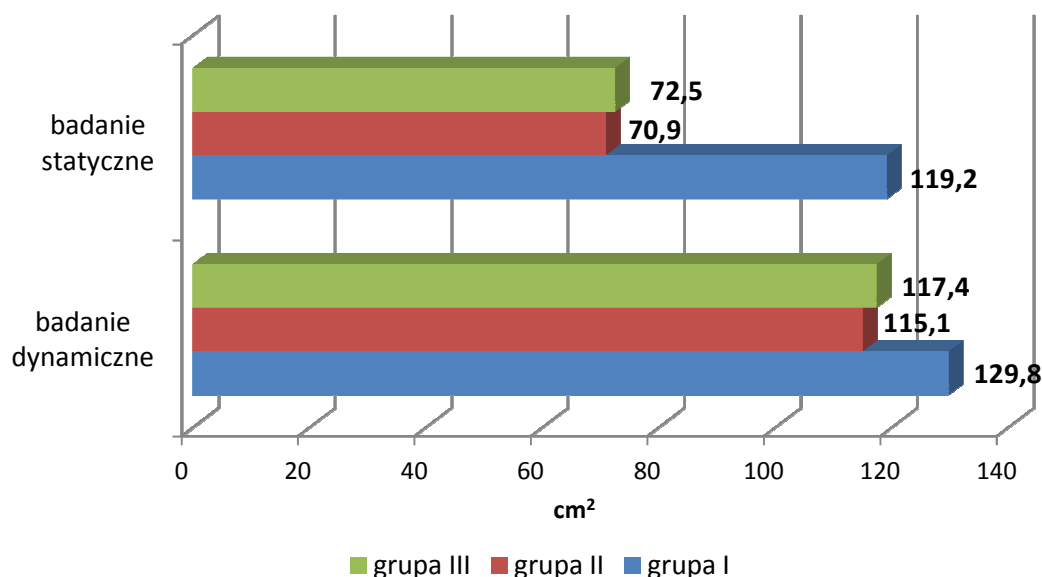
### 5.3.5 Porównanie grupy I, II i III pod względem obciążanej powierzchni stóp

Tabela 26. Statystyki opisowe dla powierzchni obciążanej stóp w grupach I, II i III w badaniu statycznym.

Grupa badana	Liczebność	Min. (cm <sup>2</sup> )	Max. (cm <sup>2</sup> )	Średnia arytmetyczna (cm <sup>2</sup> )	SD
Grupa I	99	81,0	163,0	119,2	18,4
Grupa II	51	42,0	114,0	70,9	15,6
Grupa III	60	45,0	118,0	72,5	14,9

Tabela 27. Statystyki opisowe dla powierzchni obciążanej stóp w grupach I, II i III w badaniu dynamicznym.

Grupa badana	Liczebność	Min. (cm <sup>2</sup> )	Max. (cm <sup>2</sup> )	Średnia arytmetyczna (cm <sup>2</sup> )	SD
Grupa I	99	69,0	174,0	129,8	20,4
Grupa II	51	85,0	173,0	115,1	16,0
Grupa III	60	73,0	161,0	117,4	15,9



Rycina 26. Porównanie średnich arytmetycznych obszarów obciążanych stóp w badaniu pedobarograficznym statycznym i dynamicznym.

W grupie I stwierdzono statystycznie większą powierzchnię obciążaną zarówno w badaniu statycznym ( $\chi^2(2)=138,46$ ;  $p<0,001$ ), jak i dynamicznym ( $\chi^2(2)=27,78$ ;  $p<0,001$ ). Niższe wyniki nacisków w większości regionów stopy w tej grupie są spowodowane tym, że siły przenoszone są przez większą powierzchnię.

Nie stwierdzono zależności między obszarem obciążanym a parametrami klinicznym w badaniu statycznym ani dynamicznym w grupie I i II. Nie stwierdzono również zależności z pomiarami kąta koślowości palucha (HVA) lub kąta między I i II kością śródstopia (FIA) na RTG pooperacyjnym w grupie I.

Stwierdzono silną dodatnią korelację między powierzchnią obciążaną a BMI w grupach kontrolnych, natomiast nie w grupie I (tabela 28). Oznacza to, że w po operacji Kellera powierzchnia stopy nie zmienia się wraz ze wzrostem masy ciała i związaną z tym potrzebą przeniesienia większych sił.

Tabela 28. Korelacja powierzchni obciążanej i BMI dla grup I, II i III.

Grupa	Badanie statyczne	Badanie dynamiczne
Grupa I	R=0,017, p=0,896	R=0,224, p=0,091
Grupa II	R=0,646, p<0,001	R=0,634, p<0,001
Grupa III	R=0,518, p<0,001	R=0,468, p<0,001

Nie stwierdzono korelacji między powierzchnią obciążaną i wiekiem w żadnej z grup.

Zbadano zależności między powierzchnią obciążaną a naciskiem na podłoże w grupie I.

W badaniu statycznym stwierdzono:

- Dodatnią korelację z naciskiem maksymalnym w regionie 5 (R=0,347, p<0,001). Im większy był nacisk maksymalny w regionie śródstopia, tym większa była powierzchnia obciążana.
- Ujemną korelację z naciskiem maksymalnym dla piąty (R= -0,525; p<0,001) i kości śródstopia II/III (R= -0,247, p=0,006). Zwiększanie się powierzchni obciążanej stopy powodowało spadek nacisków w tych regionach.

W badaniu dynamicznym dla powierzchni obciążanej w grupie I stwierdzono:

- ujemną korelację z naciskiem maksymalnym po głowę I-KŚ ( $R=-0,338$ ;  $p<0,001$ ) i średnim w tym regionie ( $R=-0,314$ ;  $p=0,002$ ),
- ujemną korelację z naciskiem maksymalnym po głowę II i III KŚ ( $R=-0,463$ ;  $p<0,001$ ) i średnim w tym regionie ( $R=-0,480$ ;  $p<0,001$ ),
- ujemną korelację z naciskiem maksymalnym po głowę IV i V KŚ ( $R=-0,374$ ;  $p<0,001$ ) i średnim w tym regionie ( $R=-0,319$ ;  $p=0,001$ ).

Oznacza to, że podczas chodu wyzwolenie sił w regionie przodostopia w fazie odbicia u pacjentów po operacji Kellera powoduje wyłącznie zwiększenie nacisków w tym regionie, bez mobilizacji powierzchni. Nie stwierdzono takich zależności w grupie II i III.

### **5.3.6 Analiza korelacji między bólem a naciskiem dynamicznym**

W celu sprawdzenia, czy parametry uzyskane z pomiarów nacisku dynamicznego mają związek z nasileniem dolegliwości bólowych, dokonano korelacji nacisków maksymalnych, średnich i czasu nacisku w regionach stopy 0 do 4 (przodostopie) ze składową ból w skali AOFAS w grupach I i II. Analizy dokonano testem Spearmana.

Analizy korelacji wykazały dodatni, istotny statystycznie związek w grupie I pomiędzy wynikiem klinicznym bólu a czasem nacisku dynamicznego w regionie palucha ( $R=0,23$   $p=0,004$ ). Oznacza to, że w grupie tej im był dłuższy czas nacisku dynamicznego na paluch, tym był wyższy wynik składowej ból w skali AOFAS, a więc mniejsze dolegliwości bólowe.

### **5.3.7 Wpływ lokalizacji bólu przed operacją w grupie po operacji Kellera na pomiary nacisku statycznego i dynamicznego**

Sprawdzono zależności w grupie I między podawaną przed operacją lokalizacją bólu a zmianami w pedobarografii. W tym celu przeprowadzono analizy testem Kruskala-Wallisa.

Wyniki były istotne statystycznie dla następujących korelacji:

- Czas nacisku na paluch:  $\chi^2(2)=9,121$ ;  $p=0,01$
- Nacisk statyczny średni na głowę I-KŚ:  $\chi^2(2) = 7,23$ ;  $p = 0,027$
- Nacisk statyczny średni na głowy kości śródstopia II/V:  $\chi^2(2)=6,239$ ;  $p=0,044$

Porównania wielokrotne wykazały, że:

Stopy z bólem zlokalizowanym przed operacją głównie w regionie palucha wykazywały w badaniu kontrolnym największy nacisk średni na głowę I kości śródstopia, a czas kontaktu palucha był w tym przypadku wyższy niż u osób z bólem w regionie głów kości śródstopia II i III oraz bólem rozlanym (paluch + metatarsalgia).

W stopach z metatarsalgią przedoperacyjną średni nacisk w regionie kości śródstopia IV/V był wyższy niż w przypadku, gdy ból występował dodatkowo w regionie palucha lub tylko w tej lokalizacji.

### **5.3.8 Analiza korelacji między operacjami wykonanymi na małych palcach i poziomem nacisku dynamicznego w tym regionie**

W celu sprawdzenia, czy fakt wykonania dodatkowych operacji na mniejszych palcach (2-5) wpłynął na parametry pedobarografii dynamicznej w regionie 0 (małych palców) wykonano analizę zależności testem rho-Spearmana.

Nie wykazano statystycznie istotnych związków dla żadnego z parametrów pedobarografii dynamicznej w regionie 0 ( $p>0,05$ ).

### **5.3.9 Zależności między wynikami w skali AOFAS i parametrem TPmax% w grupach I i II**

Sprawdzono czy wyniki parametru TPmax% mają związek z wynikami klinicznymi w skali AOFAS w grupach I i II. W tym celu posłużono się testem korelacji Spearmana. Wystąpił istotny statystycznie związek pomiędzy wynikiem klinicznym „ustawienie” a TPmax% w grupie I (0,358;  $p<0,001$ ). Oznacza to, że im jest wyższy wynik w składowej ustawienie skali AOFAS (lepsze ustawienie palucha), tym wyższy poziom parametru TPmax% - maksimum nacisku pojawia się później w cyklu obciążania stopy. Wykazano dodatni wpływ stabilności



stawu MTP-I (element składowy oceny „funkcji”) na wynik pomiaru TPmax% zarówno w grupie I ( $R=0,321$ ;  $p<0,001$ ) jak i w grupie II ( $R=0,5$ ,  $p=0,005$ ). Oznacza to, że u osób z większą stabilnością stawu MTP-I maksimum nacisku pojawia się później w cyklu obciążania stopy,

Nie wykazano natomiast zależności między wynikiem pomiaru TPmax% a całkowitym wynikiem klinicznym w skali AOFAS w żadnej z grup.

### 5.3.10 Analiza zależności między parametrami pedobarograficznymi i wynikami pomiarów na RTG kontrolnym w grupie I

Przeprowadzono analizę Spearmana, aby zbadać korelacje między parametrami mierzonymi na RTG kontrolnym a wynikami pedobarografii. Analizy wykazały istotną statystycznie, ujemną korelację pomiędzy pomiarem kąta szpotawości przodostopia względem stępu (MPV) a maksymalnym i średnim naciskiem statycznym dla regionu małych palców. Oznacza to, że im większy był kąt MPV, tym były niższe wyniki maksymalnego i średniego nacisku statycznego w rejonie małych palców. Wyniki testów statystycznych przedstawione są w tabeli 29 i 30.

Tabela 29. Istotne statystycznie korelacje parametrów mierzonych na RTG kontrolnym z badaniem pedobarograficznym **statycznym** dla grupy I.

Nacisk Statyczny [region]	Parametr RTG	Współczynnik korelacji R	Współczynnik istotności
Pmax [0]	MPV	-0,24	p=0,019
Pśr [0]	MPV	-0,29	p=0,004

Tabela 30. Istotne statystycznie korelacje parametrów mierzonych na RTG kontrolnym z badaniem pedobarograficznym **dynamicznym** dla grupy I.

Parametr pedobarograficzny dynamiczny [region]	Parametr RTG	Współczynnik korelacji R	Współczynnik istotności
Pmax [0]	HIA	-0,22	p=0,019
Pśr [0]	HIA	-0,20	p=0,004
Czas nacisku [2]	RLFM	0,25	p<0,05
Pmax [5]	HVA; MPV	0,26; 0,22	p=0,01; p=0,03
Pśr [5]	HVA, MPV	0,21; 0,20	p=0,033; p=0,044
Czas nacisku [5]	MPV	0,20	P=0,047

Badanie korelacji wykazało istotne statystycznie związki pomiędzy niektórymi parametrami radiologicznymi i pedobarograficznymi. Szczegółowe dane na temat korelacji znajdują się w tabelach 30 i 31. Ze względu na bardzo niskie współczynniki korelacji istnieje duże prawdopodobieństwo, że zaobserwowane związki między parametrami są przypadkowe.

## 6. Omówienie

Choroba zwyrodnieniowa stawu śródstopno-paliczkowego pierwszego stopy stanowi ważny problem społeczny. Jest przyczyną bólu i upośledzenia funkcji stopy. Jej rezultatem jest ograniczenie ruchowe pacjentów i pogorszenie jakości życia. Często występuje samodzielnie pod postacią palucha sztywnego, jak i współistnienie z deformacją koślawą palucha. Opisano wiele metod leczenia zachowawczego i operacyjnego tego schorzenia. Metoda częściowej resekcji chorego stawu zaproponowana przez Davies-Colley w 1887r została następnie ponownie opisana i spopularyzowana przez Kellera w 1904r. W latach 50, 60, 70 dwudziestego wieku metoda była używana preferencyjnie do leczenia operacyjnego zmian zwyrodnieniowych stawu MTP-I, a także - nawet w latach 90 ubiegłego wieku - palucha koślawego, w wielu ośrodkach na świecie (132). Wraz z napływem doniesień w czasopiśmie medycznych zapął do stosowania tej metody stopniowo ustępował rozczarowaniu. Doniesiono o

dużej częstości występowania powikłań takich jak: metatarsalgia (101,121,121), destabilizacja palucha („floating hallux”) (101,119,120,133), artrofibroza i podwichnięcie grzbietowe palucha („cock-up deformity”) (134), znaczne skrócenie palucha w porównaniu z innymi palcami, bolesna pseudoartroza stawu, jałowa martwica głowy pierwszej kości śródstopia (121). Część z nich można uznać za skutek niedostatecznie precyzyjnej techniki operacyjnej, jednak wiele, jak metatarsalgia i utrata funkcji palucha, jest zgłaszana przez większość autorów. Opracowano kilka modyfikacji samej techniki operacyjnej głównie w celu zmniejszenia ilości powikłań. Niektóre jak „circlage fibreux” zostały powszechnie przyjęte jako użyteczne (117,135), inne jak interpozycja torebki między paliczek bliższy a pierwszą kość śródstopia nie spełniły oczekiwań autorów (123). Istnieje jednak wiele doniesień mówiących o zadowoleniu pacjentów, głównie dzięki zniesieniu lub znacznemu zmniejszeniu dolegliwości bólowych (117,118,119). Jest to dla wielu pacjentów najważniejszy powód zgłoszenia się do szpitala i główny wykładnik powodzenia operacji.

W grupie I – pacjentów operowanych z powodu zmian zwyrodnieniowych stawu MTP-I uzyskano wynik kliniczny dobry lub bardzo dobry u 40,4% pacjentów. Wyniki kliniczne pacjentów operowanych były istotnie lepsze, niż pacjentów z grupy porównawczej II, nie dotyczy to jednak składowej funkcja skali AOFAS, gdzie wyniki pacjentów po operacji były podobne do wyników pacjentów z grupy oczekujących na operację. Shneider i wsp. porównali wyniki kliniczne w skali AOFAS pacjentów z paluchem koślawym leczonych metodą Kellera i metodą Chevron (117). Średni wynik kliniczny wyniósł 85,4 u pacjentów operowanych metodą Kellera i 83 u operowanych metodą Chevron. Zembsch i wsp. uzyskał średni wynik kliniczny 80 punktów dla operacji palucha koślawego wg Kellera i dla osteotomii korekcyjnej podstawy I-KŚ (132). Autorzy stosowali podczas operacji technikę uwolnienia bocznego „circlage fibreux”. Bardzo dobry wynik kliniczny jest tutaj prawdopodobnie związany z innym wskazaniem do operacji – paluch koślawy, a nie zmiany zwyrodnieniowe MTP-I. Wieske Beertema i wsp. podali, że średni wynik kliniczny pacjentów z paluchem sztywnym operowanym metodą Kellera był tym niższy im większe było zaawansowanie zmian zwyrodnieniowych przed operacją i wyniósł 73 w III stopniu wg Regnaud. Teza ta nie znalazła potwierdzenia w badaniach Kranzl’a

i wsp. (136) Zbadali oni 30 pacjentów operowanych metoda Kellera z powodu palucha sztywnego z czasem obserwacji średnio 22 lata. Uzyskany całkowity wynik kliniczny w skali AOFAS wyniósł średnio 82,5 pkt. W niniejszej pracy nie wykazano zależności całkowitego wyniku klinicznego od nasilenia zmian zwyrodnieniowych operowanego stawu, jednak punktacja za ból była istotnie niższa u pacjentów z większymi zmianami zwyrodnieniowymi stawu MTP-I przed operacją. U wielu pacjentów badanych celem operacji była również korekcja plucha koślawego. Korekcję HVA można uzyskać innymi metodami operacyjnymi, które jednak nie są wskazane przy zmianach zwyrodnieniowych. Paczesny i wsp. badając pacjentów poddanych operacji z powodu palucha koślawego bez towarzyszących zmian zwyrodnieniowych podali średni wynik AOFAS po korekcji metodą Scarf 79,1 a po korekcji metodą osteotomii klinowej podstawy I-KŚ 72,7 pkt. (137). Zdecydowanie lepsze wyniki kliniczne operując tą metodą z tych samych wskazań uzyskali Perugia i wsp. – 89,8 pkt. (138), oraz Rippstein i Zünd – 93 pkt. (139). W moim badaniu pacjenci po operacji wg Kellera uzyskali wyraźnie lepszy wynik kliniczny pod względem dolegliwości bólowych w porównaniu z grupą II. 81,8% pacjentów w grupie I nie zgłaszało wcale bólu bądź odczuwało go bardzo rzadko. W literaturze podaje się że od 70 do 88,1 procent pacjentów jest całkowicie wolnych od dolegliwości bólowych w badanym okresie obserwacji (132,140,141,142,143,144).

Nie stwierdziłem istotnej zależności nasilenia bólu od czasu obserwacji. Nie potwierdziłem również zależności parametrów klinicznych w skali AOFAS od wielkości resekcji paliczka bliższego palucha ani od faktu zastosowania śródoperacyjnej stabilizacji stawu MTP-I drutem Kirschnera. Vallier i wsp. używali drutu K w celu dystrykcji a nie stabilizacji stawu śródstopno-paliczkowego w okresie pooperacyjnym w celu zmniejszenia ilości powikłań pod postacią metatarsalgii (145). Obserwacje te nie znalazły potwierdzenia w prospektywnych badaniach McLaughlin i Fish (146). Sherman i wsp. dodatkowo zaobserwowali zwiększoną częstość występowania zmian zwyrodnieniowych stawu międzypaliczkowego oraz zmniejszoną funkcję palucha po użyciu drutu Kirschnera (147).

Wyniki kliniczne w odniesieniu do bólu różniły się istotnie w grupie osób badanych zależnie od ich lokalizacji przed operacją. Pacjenci, którzy przed

operacją mieli dolegliwości głównie w rejonie palucha uzyskali bardzo dobry wynik i tylko 8,5% z nich odczuwała bóle codziennie. Pacjenci z bólami o charakterze metatarsalgii przed operacją, w momencie kontroli podawali występowanie bólu codzienne w 20% przypadków. U tych u których ból przed operacją występował w obu tych lokalizacjach stałe lub codzienne silne bóle występowały w 40% przypadków. Henry i Waugh potwierdzili remisję w 80% przypadków bólu w rzucie stawu MTP-I i tylko 50% w przypadku metatarsalgii po operacji wg Kellera (101). Stwierdzili również pojawienie się bólu, głównie pod głową II kości śródstopia u 10% osób pierwotnie bez bólu w tamtym regionie. Wyniki kliniczne w grupie I nie były zależne od czasu obserwacji. Wielu autorów podaje dobre wyniki kliniczne po operacjach metodą Kellera w długim okresie obserwacji (117,136,144).

Porównując wyniki kliniczne innych metod leczenia zaawansowanych zmian zwyrodnieniowych stawu MTP-I powinniśmy wziąć pod uwagę publikacje uwzględniające artrodezę i endoprotezoplastykę – alternatywne metody leczenia nie zachowujące stawu. Olms i Dietze zbadali 21 pacjentów 2 lata po operacji endoprotezoplastyki stawu MTP-I protezą niezwiązaną (148). Uzyskali znaczną poprawę funkcji, jednak 20% pacjentów odczuwało ciągły ból stawu a kolejne 20% w czasie noszenia butów. Kim, Hatch i wsp. w wielośrodkowym badaniu retrospektywnym 158 pacjentów leczonych z powodu palucha sztywnego jedną z trzech metod: artrodeza, artroplastyka wg Kellera i endoprotezoplastyka stawu MTP-I stwierdzili podobne wyniki kliniczne niezależnie od metody leczenia (149). Najczęściej stwierdzanymi przez nich powikłaniami była metatarsalgia w grupie pacjentów po artrodezie (9,8%), wrastanie kości do stawu po endoprotezoplastyce (28,3%), oraz niestabilność i utrata funkcji palucha (30,9%). Coughlin i Shurnas w 6,7 letniej obserwacji 34 pacjentów po artrodezie stawu MTP-I z powodu palucha sztywnego z zaawansowaniem zmian zwyrodnieniowych w stopniu 3 i 4 wg własnej skali kliniczno- radiologicznej, podali średni wynik kliniczny wynoszący 89 punktów (150). Głównym powikłaniem był brak zrostu w przypadku 2 stóp. Wyniki te autorzy porównali z zabiegiem cheilektomii któremu poddali 80 pacjentów (93 stopy) ze stopniem zaawansowania 1, 2 i w wybranych przypadkach 3. Średni wynik tej grupy w skali AOFAS wyniósł 90 punktów. Etl i wsp. zbadali grupę 34

pacjentów (38 stóp) poddanych artrodezii stawu MTP-I z 3 stopniem zaawansowania zmian zwyrodnieniowych (151). Średni wynik kliniczny po 54 miesiącach obserwacji wyniósł tylko 53 punkty. Autorzy nie mieli problemów ze wzrostem artrodezy, zaobserwowali jedynie 6 przypadków powierzchniowych infekcji. Gibson i Thomson porównali wyniki pacjentów po artrodezii i po endoprotezo plastyce stawu MTP-I (111). Wskazaniem do zabiegu był 4 stopień zaawansowania zmian zwyrodnieniowych operowanego stawu. Stwierdzili nieznaczną przewagę artrodezy pod względem bólu odczuwanego przez pacjentów. Endoprotezoplastyka generowała 2 razy większe koszty operacyjne, a 15% założonych implantów zostało usuniętych w ciągu 2 lat od operacji z powodu bólu spowodowanego obłuzowaniem komponentu paliczkowego endoprotezy.

Oprócz oceny klinicznej pacjenta szczegółowo weryfikujemy informacje dostarczane nam przez badanie rentgenowskie. W grupie I u 48 pacjentów (84 stopy) oprócz zmian zwyrodnieniowych występowała również koślawość palucha. Dzięki operacji Kellera można również skorygować nieprawidłowe ustawienie w stawie śródstopno-palczkowym pierwszym. U pacjentów z grupy I uzyskano średnią poprawę kąta koślawości palucha średnio z 29,9 do 14,7°. Kąt między I a II kością śródstopia również poprawił się średnio z 11,9 do 10,3°. Turnbull i Grange porównali operację metodą Kellera do dystalnej osteotomii pierwszej kości śródstopia metodą Tomsena (140). Stwierdzili poprawę kąta koślawości palucha (HVA) po 3 latach po operacji Kellera średnio o 41,6%. Zaobserwowali też że poprawa kąta między I i II kością śródstopia (FIA) do wartości prawidłowych wystąpiła tylko w grupie osteotomii kości śródstopia. Zmian kąta FIA nie stwierdzili również Zembsch i wsp. w trzynastoletniej obserwacji pacjentów po operacji Kellera (132). W moim badaniu stwierdzono istotną poprawę FIA średnio o 1,6 stopnia zbliżając go znacząco do wartości prawidłowej. Fellmann i wsp w długoterminowej obserwacji (średnio 17 lat) pacjentów operowanych wg Kellera z powodu palucha koślawego podali poprawę HVA z średnio 31,6 do 10,8° oraz FIA o ok. 2,8°. Jest to w artociekles korespondująca z wynikiem w grupie badanej niniejszej pracy. W literaturze znajdujemy możliwości korekcji koślawości palucha metodą Kellera określane na od 32% do 68% (120,136,143,144,145,146,147,152,153). Należy podkreślić,

że badanie statystyczne wykazało w grupie badanych przede wszystkim pacjentów zależność korekcji od kąta koślawości palucha który stwierdzono przed operacją. Im bardziej była nasiloną wada przed operacją, tym gorsze były wyniki jej korekcji. Wynik ten zgadza się z badaniami Deenik i wsp. (154). Poddali oni ocenie 136 stóp po operacji wg Silvera i stwierdzili że głównym czynnikiem predysponującym sukces korekcji było nasilenie koślawości palucha przed operacją.

Porównując wyniki radiologiczne innych technik operacyjnych znajdujemy podobne możliwości korekcji HVA, jak w metodzie Kellera. Grill i wsp. badając grupę 31 nastolatków operowanych metodą Chevron (osteotomia Austin) z powodu palucha koślawego i dolegliwości bólowych podali korekcję FIA z średnio  $14,8^{\circ}$  do  $7,6^{\circ}$  oraz korekcję HVA z średnio  $33,5^{\circ}$  do  $13^{\circ}$  w czasie 12 miesięcznej obserwacji (155). Trnka i wsp. badali grupę 53 osób w wieku 17-82 lat leczonych również tą metodą z powodu palucha koślawego. Nie podano ewentualnego zaawansowania zmian zwyrodnieniowych u tych pacjentów. Uzyskano poprawę kąta koślawości palucha średnio z  $30$  do  $17,8^{\circ}$ ; kąta między I i II kością śródstopia z  $13,7$  do  $8,1^{\circ}$ , oraz ustawienia trzeszczek z  $1,8$  do  $0,8$ . Autorzy podali 8% powikłań obejmujących AVN głowy I-KŚ, zaburzenia czucia palucha, paluch szpotawy. W grupie I stwierdzili pogorszenie ustawienia trzeszczek średnio z  $2$  do  $2,4$  w skali SRS. Rokkanen i wsp. z powodu palucha koślawego wykonali osteotomię klinową podstawy I-KŚ ze stabilizacją płytką AO w grupie młodych osób z paluchem koślawym (156). Uzyskali poprawę HVA z  $33,2^{\circ}$  do  $17,7^{\circ}$  i poprawę FIA z  $14,8^{\circ}$  do  $9,3^{\circ}$ . Zetl i wsp. na podobnej grupie pacjentów operowanych tą samą metodą podają poprawę HVA średnio z  $41,1$  do  $14,6^{\circ}$ , poprawę FIA z  $17,8$  do  $7,8^{\circ}$ , poprawę ustawienia trzeszczek z  $2,8$  do  $1,5$ . Obserwowane przez nich powikłania to głównie paluch szpotawy (9%) i uszkodzenie zespolenia – pęknięcie śrub u 6% pacjentów. Poprzez korekcję metodą Scarf Fuhrmann i wsp. uzyskali średnią korekcją HVA z  $39$  do  $12,5^{\circ}$ , oraz FIA z  $13,8$  do  $8,8^{\circ}$  po 3 miesiącach od operacji, jednak obserwowano pogorszenie się tych wartości do HVA średnio  $24,8^{\circ}$  i FIA  $10,7^{\circ}$  (157). Paczesny i wsp. uzyskali metodą Scarf poprawę HVA średnio z  $35,4$  do  $26,3^{\circ}$ , FIA z  $11,5$  do  $7,5^{\circ}$  i SRS z  $2,4$  do  $1,6$  (137). Deszczyński i wsp. opublikowali wczesne wyniki korekcji metodą Kramera uzyskując średnio  $16,3^{\circ}$  korekcji HVA i  $6,3^{\circ}$  FIA

(158). Brak możliwości znacznej korekcji kąta między I a II kością śródstopia i poprzez to korekcji ustawienia trzeszczek a więc pełniejszego odtworzenia anatomii pierwszego promienia stopy sprawia, że operacja wg Kellera nie wydaje się metodą z wyboru u pacjentów z paluchem koślawym u których nie występują zmiany zwyrodnieniowe stawu MTP-I. Nie stwierdziłem ujemnej korelacji wartości korekcji kąta HVA i czasu obserwacji w grupie I. Na tej podstawie uważam, że po operacji wg Kellera utrata korekcji deformacji w czasie nie jest duża. W literaturze znajdujemy prace zarówno potwierdzające ten fakt (117,146) jak i stojące wobec niego w opozycji (119,152,153,159).

Czasami pomimo uzyskania zadowalającej korekcji deformacji i zmniejszenia lub zniesienia dolegliwości bólowych pacjent nie jest do końca zadowolony z operacji. Dodatkową metodą umożliwiającą ocenę stopy, rzadko jednak używaną w codziennej praktyce klinicznej, jest pedobarografia komputerowa. Z założenia metoda ta jest rozwinięciem podografii i podoskopii i oferuje dokładną ocenę nacisków i/lub sił działających na podszwawą powierzchnię stopy. Podjęto szereg prób opisu charakterystyki nacisków w stopie prawidłowej jak i w schorzeniach. Hennig i Rosenbaum badali pedobarograficznie zdrowe stopy i podali, że największe naciski występują w regionie palucha, oraz pod drugą i trzecią kością śródstopia (160), podobne dane podała Koblík i wsp. badając osoby zdrowe jako grupę porównawczą dla osób z cukrzycą (161). Hughes podkreślił że największy nacisk występuje pod drugą kością śródstopia (162). Wraz z postępowaniem metod badania nacisków określono, że w zdrowej stopie największe obciążenia przenosi przodostopie w rejonie przyśrodkowym oraz pięta, zwłaszcza w jej części bocznej (163), natomiast w czasie samego odbicia większość sił przenosi głowa II lub III a zaraz po nich IV kości śródstopia (160,164). Luger i wsp. w swoich badaniach również zauważyli tę prawidłowość. Wyszuli tezę że łuk poprzeczny stopy ulega odwróceniu (nie istnieje w swojej formie anatomicznej) podczas fazy odbicia. Jest to efekt mechanizmu znanego jako „windlass effect”. Opisał go po raz pierwszy Hicks w swojej serii artykułów na temat anatomii stopy w 1953 i 1954r. (165,166). Potwierdzony następnie w badaniach klinicznych przez wielu autorów, między innymi przez Mann i Hagy w 1979 r. (14) Mechanizm jest zależny od działania zginaczy krótkich palców i palucha i działa w końcowej



części fazy odbicia. Dochodzi wtedy do dużego zgięcia grzbietowego palców i ścięgnię te razem z rozciągnięciem podszewnym na zasadzie dźwigni zwiększają odbicie poprzez dodatkowe „dopchnięcie” głów kości śródstopia w kierunku podłoża (167).

Nacisk stopy na podłoże zależy od szeregu dodatkowych zmiennych, tak że przeprowadzenie porównań jest niezwykle trudne. Hills i wsp. badali różnice w naciskach u ludzi otyłych i nieotyłych. Stwierdzili znacząco wyższy nacisk zarówno statyczny, jak i dynamiczny we wszystkich regionach stopy u ludzi otyłych, zarówno podczas stania jak i w badaniu dynamicznym. Największe różnice zaobserwowali dla regionu śródstopia i pięty (164). Niektórzy autorzy donoszą również o różnicach między mężczyznami i kobietami. W zależności od badania stwierdzono u kobiet większy nacisk na paluch (168,169), oraz w regionie śródstopia (170). Putti i wsp. nie potwierdzili różnic w poziomie nacisku w zależności od płci. Stwierdzili jednak większą powierzchnię obciążaną u mężczyzn (168).

Wraz ze wzrostem prędkości chodu zmienia się rozkład nacisków na stopę. Wzrasta nacisk na piętę i środkową część przedostopia, a spada na śródstopie i boczną część stopy (171,172). Korekcja nacisków z uwzględnieniem pomiaru prędkości chodu jest niemożliwa ze względu na nieliniowy charakter zmian. Próby sterowania prędkością przejścia mogą również zawieść. Prędkość odpowiednia dla jednej osoby, może być zbyt duża dla innej i generować związane z tym artefakty. W przeprowadzonym przeze mnie badaniu pedobarograficznym stosowałem „swobodną prędkość przejścia”, pod kontrolą generowanej krzywej obciążenia zgodnie z zaleceniami metodycznymi Rosenbaum i wsp. (173) Morag i Cavanagh podjęli próbę pełniejszego opisu zależności jakim podlegają naciski na podszewę zdrowej stopy badając wiele czynników strukturalnych i funkcjonalnych stopy oraz konstytutywnych przynależnych osobie (174). Stwierdzili że wzrost prędkości chodu powoduje głównie wzrost nacisków na paluch i piętę a wzrost masy ciała zwiększa głównie obciążenie śródstopia. Nie potwierdzili oni zależności nacisku na paluch od jego zakresu ruchu, czy nacisku głowę I-KŚ od kąta jej inklinacji i jej długości, prawdopodobnie dlatego, że badano tylko zdrowe osoby.

Zammit i wsp. badali czy zaawansowanie choroby zwyrodnieniowej stawu MTP-I wpływa na wyniki pedobarografii (2). Stwierdzili zwiększenie nacisków pod paluchem i spadek w regionie małych palców podczas badania dynamicznego, oraz gdy zmiany zwyrodnieniowe były większe. Nie stwierdzili ich wpływu na nacisk w pozostałych regionach stopy.

Badacze są zgodni co do tego, że przeniesienie sił w fazie odbicia przez paluch jest ważnym jej elementem. W literaturze jednak odnajdujemy bardzo różne dane na temat nacisków przenoszonych tą drogą. Bryant i wsp. podali, że nacisk na paluch w normalnej stopie jest największy i porównywalny tylko z naciskiem pod głową II KŚ (175). Podobnie podaje Hills, określając poziom nacisku na paluch u osób zdrowych w badaniu dynamicznym na ok. 361-410 kPa (II KŚ 562kPa, III KŚ 462kPa, pięta 335kPa) (164). Zammit i wsp. dla odmiany stwierdzili że nacisk na paluch jest bardzo mały, większy tylko od nacisku na małe palce i śródstopie i wynosi ok. 0,7 kg/cm<sup>2</sup> (2). Badania Puttiego i wsp. przyjmując wzorowe pod względem metodologicznym założenia określają że nacisk na paluch u osób zdrowych ustępuje tylko ciśnieniu pod głowami II i III kości śródstopia oraz pod piętą i jest porównywalny z naciskiem na głowę IV kości śródstopia (176).

Biorąc pod uwagę jakim zmianom podlega obciążenie stopy pod wpływem takich parametrów jak masa ciała, prędkość chodu, czy płeć, można oczekiwać dużych zmian po resekcji stawu MTP-I. Henry i Waugh badając 85 pacjentów po operacji Kellera określili w badaniu odcisków stóp zwiększony nacisk na głowy II i III kości śródstopia u 77% operowanych i metatarsalgii u 33% z nich (101). Powiązali ten fakt z brakiem obciążania palucha potwierdzony podograficznie u 60% operowanych. Analizując grupę badaną pod względem średnich nacisków w badaniu dynamicznym wykazałem, że nacisk na paluch jest najniższy w grupie osób po operacji Kellera. Nacisk średni lepiej odzwierciedla zmienność w przypadku dużych różnic w wielkości obciążanej powierzchni z jakim mamy do czynienia w niniejszym badaniu. Wynik ten wskazuje na utratę funkcji palucha po operacji. Potwierdza to najkrótszy średni czas obciążenia palucha w badaniu dynamicznym. Również proporcje czasu obciążania w regionie palucha do czasu obciążania całej stopy były w grupie I istotnie niższe niż w grupach II i III. Dodatkowo wykazano

powiązanie między czasem obciążania palucha, który jest jednym z wykładników jego funkcji a składową ból w skali AOFAS. Im dłuższe było obciążenie palucha a więc lepsza jego funkcja, tym pacjenci zgłaszali mniejsze dolegliwości bólowe. Kranzl i wsp. badając nacisk na podeszwę stóp 22 lata po operacji Kellera z powodu palucha sztywnego zauważyli zmniejszony nacisk na paluch, jednak podkreślili że wynosił on wciąż ok. 70% nacisku, który prezentowały zbadane kontrolnie zdrowe osoby. Zauważyli również wzrost powierzchni obciążanej w regionie głów IV i V kości śródstopia. Ze względu na zbyt małą rozdzielczość platformy WinPod i związany z tym możliwy błąd w wyznaczaniu dokładnych powierzchni odpowiadających głowom poszczególnych kości śródstopia, nie prowadziłem takich obserwacji w moim badaniu. Stwierdziłem, podobnie jak u Kranzla, spadek nacisku maksymalnego na paluch, lecz nacisk ten wynosił tylko 48% normy stwierdzanej w grupie osób zdrowych.

Hughes i wsp. zbadali, że u osób oczekujących na operację z powodu palucha koślawego dochodzi do spadku nacisku i czasu obciążania palucha. Dysproporcje te wg autorów zwiększają się jeszcze po operacji metodą Kellera. Henry i Waugh sugerowali wpływ wielkości resekcji paliczka bliższego w czasie operacji na utratę funkcji palucha i podobnie jak Wrightson wiąźali to wprost ze zwiększoną częstością występowania metatarsalgii (116,177). W niniejszym badaniu nie potwierdzono takich zależności ani dla badania statycznego ani dynamicznego. Autorzy wymienionych publikacji posługiwali się jednak jedynie subiektywną techniką porównania odcisków stóp na papierze i trudno je porównać wprost do obiektywnych pomiarów elektronicznych.

Badanie grupy I potwierdziło pozytywny wpływ skrócenia paliczka bliższego na uzyskaną korekcję kąta HVA. Związek ten był liniowy. Należy jednak pamiętać, że zwiększanie resekcji może prowadzić również do większej ilości powikłań a w szczególności destabilizacji i zwiększonej utraty propulsji palucha (119,177).

W grupie po operacji Kellera nacisk na głowy kości śródstopia II i III jest w badaniu dynamicznym najniższy (znacząco niższy niż w grupach kontrolnych). Może to świadczyć o niewydolności mechanizmu wind-lass, stoi

jednak w sprzeczności z teorią przedstawianą w wielu publikacjach jakoby na skutek utraty funkcji palucha dochodziło do zwiększenia nacisku w regionie głów kości śródstopia II do V. Autorzy często wiążą problem metatarsalgii z tak zwanym bocznym przesunięciem obciążania na skutek utraty funkcji palucha. Mechanizm ten został potwierdzony dla pacjentów przez wielu autorów (177,178,179,180,181) ale tylko dla deformacji koślawej palucha. Koślawienie palucha i pogłębienie się szpotawego ustawienia pierwszego promienia stopy ma odpowiadać za zwiększenie obciążeń pozostałych kości śródstopia (83,182). Waldecker również zaobserwował zjawisko transferu bocznego u osób z paluchem koślawym, ale zauważył że występowało ono także w grupie pacjentów bez dolegliwości bólowych (183). Zaprzecza to tezie o przyczynowo - skutkowym związku między przesunięciem obciążeń do boku i metatarsalgią. Analizując dane uzyskane dla grupy po operacji Kellera można powiedzieć że brak jest dowodów pedobarograficznych utraty sklepienia poprzecznego podczas stania, oraz że nie dochodzi wtedy do zwiększenia nacisków na głowy kości śródstopia II do V. Zauważyłem również w grupie badanej (grupa I) znacząco niższe wartości nacisku na głowy kości śródstopia I – V w badaniu dynamicznym co może świadczyć o utracie dodatkowego mechanizmu propulsji jakim jest windlass-effect. Jest to usprawiedliwione dla pierwszego promienia stopy jednak geneza jego zmniejszenia się w przypadku pozostałych kości śródstopia nie jest jasna. W połączeniu ze stwierdzonym przeze mnie w badaniu pedobarograficznym dynamicznym zmniejszeniem, lub zniesieniem łuku podłużnego stopy, powoduje to przesunięcie maksimum obciążania stopy z przodostopia w kierunku śródstopia. Istnieje duże prawdopodobieństwo że te 2 czynniki są głównymi przyczynami stwierdzanego przez wielu autorów zwiększonego występowania bólów stopy o charakterze metatarsalgii u osób po operacji Kellera. Lüninghake i wsp. badając pedobarograficznie pacjentów po operacjach zmian zwyrodnieniowych stawu MTP-I metodą Kellera i artrodezą również nie stwierdzili przeciążenia głów kości śródstopia ani zjawiska transferu bocznego w obu tych grupach w porównaniu z grupą kontrolną (184). Zaobserwowali jednak u tych pacjentów zjawisko wcześniejszego osiągnięcia maksimum nacisku (spadek TPMax%) i powiązali to z faktem braku dodatkowego odbicia przodostopia (utratą mechanizmu windlass).

W niniejszym badaniu stwierdzono znacząco niższy nacisk maksymalny i średni całej stopy w grupie I niż w grupach porównawczych II i III w badaniu statycznym i dynamicznym. Nie dotyczyło to regionu śródstopia w badaniu dynamicznym oraz śródstopia i małych palców w badaniu statycznym – w tych regionach nacisk był istotnie wyższy w grupie badanej niż w grupie II i III. W grupie I powierzchnia obciążana stopy jest w znacząco większa niż w grupach porównawczych. Zwiększona powierzchnia redukuje nacisk (ciśnienie), będący ilorzem siły działającej na jednostkę powierzchni. Duża powierzchnia obciążana, oraz przeciążenie śródstopia w badaniu statycznym świadczą o słabym podparciu łuku podłużnego stopy podczas stania w tej grupie. Dodatkowo o tym fakcie może świadczyć istotna korelacja dodatnia w badaniu statycznym między powierzchnią obciążaną całej stopy i naciskiem maksymalnym w rejonie śródstopia. Zwiększone siły przenoszone podczas stania na region śródstopia na skutek braku anatomicznego podparcia podłużnego przewyższają odciążającą rolę zwiększonej powierzchni i dlatego występuje zwiększenie nacisku w regionie śródstopia.

W niniejszym badaniu w grupie I stwierdziłem również, że maksimum nacisku pojawia się znacznie wcześniej w cyklu obciążania stopy niż w grupach porównawczych. Wykazano że parametr ten istotnie koreluje ze stabilnością stawu MTP-I w badaniu klinicznym. Stabilność stawu MTP-I była istotnie lepsza w grupie II niż I. Parametr TPMax% koreluje również dodatnio z ustawieniem palucha. Lepsze ustawienie palucha (mniejsza koślawość) powoduje, że maksimum nacisku pojawia się później w cyklu obciążania stopy. Brak stabilności stawu MTP-I i skrócenie dźwigni zginacza palucha powoduje utratę opisanego wcześniej mechanizmu „windlass”. Jest to, wraz z utratą sklepienia podłużnego, prawdopodobnie główna przyczyna wcześniejszego osiągnięcia maksimum nacisku w fazie odbicia zgodnie z badaniami Lüninhake i wsp.

W regionie małych palców w grupie I nacisk podczas stania jest największy i wiąże się to prawdopodobnie wprost z utratą funkcji podpórczej palucha. Nie zaobserwowano podobnych zależności podczas chodu. W badaniu dynamicznym zarówno nacisk średni, jak i procentowy wskaźnik czasu nacisku były porównywalne do tych w grupie II i III, a nacisk maksymalny w tym regionie i średni czas nacisku były najniższe. Jednak jeśli porównamy

parametry dynamiczne w 2 regionach – małych palców i palucha występuje drastyczna różnica pomiędzy grupami. Tutaj zdecydowanie na niekorzyść wypada grupa osób operowanych metodą Kellera z powodu skrócenia czasu obciążania oraz nacisku na paluch. W grupie I średni nacisk na paluch był porównywalny z naciskiem na małe palce. W grupie II nacisk na paluch był o 21% większy, a w grupie III o 42% większy. Jest to zgodne z badaniami Hutton i wsp. (82) Określili oni, że nacisk na paluch w grupie osób zdrowych jest 2 razy wyższy niż na wszystkie pozostałe palce. Podobnie jest z czasem obciążania. Czas obciążania palucha był o około 30% krótszy w regionie palucha niż w regionie małych palców w grupie I. W grupach porównawczych czas ten był porównywalny. Pomimo, że bezwzględne wartości nacisków i czasów obciążenia w badaniu dynamicznym nie wskazują na przeciążenie małych palców po operacji Kellera, to na skutek zaburzenia funkcji palucha dochodzi do relatywnych zaburzeń proporcji między nim a pozostałymi palcami co może przyczynić się do występowania dolegliwości palców 2 - 5.

Nacisk w regionie małych palców nie różnił się w grupie I między osobami, które miały operacje korekcyjne małych palców a tymi którzy ich nie mieli. Świadczy to o tym, że operacje te mają głównie wpływ na wygląd kosmetyczny palców i ewentualnie ich konflikt z obuwem. Obciążenie małych palców zależało również od parametrów radiologicznych. Wykazano, że zwiększenie kąta szpotawości przodostopia (MPV) jak i kąta międzypaliczkowego palucha (HIA) zmniejsza nacisk w tym regionie.

Analizując grupę pacjentów oczekujących na operację (grupa II) stwierdzono w badaniu dynamicznym istotnie wyższy nacisk maksymalny na głowy kości śródstopia I oraz II/III. W badaniu statycznym nacisk na w regionie głów kości śródstopia II i III był również w tych stopach znacząco wyższy. W grupie tej większość pacjentów oprócz zmian zwyrodnieniowych stawu MTP-I miała również deformację koślawą palucha (45 stóp na 51 badanych). Podobne spostrzeżenia odnośnie rozkładu sił pod stopą podczas stania u grupy osób z paluchem koślawym opublikowali E. Szczygieł i wsp. (185). Stwierdzone przeze mnie zależności w badaniu dynamicznym potwierdzają teorię tzw. transferu bocznego nacisków w deformacji koślawej palucha z powodu pronacji stopy (175). Nie stwierdzono w grupie II utraty funkcji podpórczej palucha (podobne

wyniki nacisku w grupie II i III). Świadczy to o tym, że przyczyną bocznego transferu nacisków jest raczej narastanie szpotawego ustawienia pierwszego promienia stopy a nie sam postęp deformacji koślawej palucha. Tezę tą potwierdza najkrótszy względny czas nacisku na IKŚ w grupie II – 73% vs 78,2% w grupie I vs. 78,1% w grupie III. Podobne wnioski wysnuł Sanders i wsp. badając ruchy pierwszej kości śródstopia i siłę zginaczy palucha w jego deformacji koślawej (186). Zauważyli oni, że w grupie osób z objawowym paluchem koślawym pierwsza kość śródstopia ustawia się szpotawo w fazie odbicia w odróżnieniu od grupy osób zdrowych u których ustawiała się w większej lateralizacji. Szpotawemu ustawieniu I-KŚ towarzyszyło znaczące zmniejszenie siły zginaczy palucha. Dodatkowo zwiększanie się kąta między pierwszą a drugą kością śródstopia powoduje narastanie pronacji pierwszego promienia (187). Jest to kolejny czynnik zmniejszający zdolność pierwszej kości śródstopia do prawidłowego przenoszenia obciążeń. W wielu pracach postawiono tezę że niewłaściwe ustawienie I-KŚ jest skutkiem hypermobilności stawu śródstopno–klinowatego, a następstwem tego jest powstanie deformacji pierwszego promienia w postaci palucha koślawego (69,72,188,189,190). Autorzy niektórych nowszych doniesień wskazują, że zwiększenie mobilności pierwszego promienia jest raczej jednym ze skutków a nie przyczyną deformacji i wynika z zaburzeń stosunków anatomicznych i funkcjonalnych rozciągna podeszwowego i mięśni wewnętrznych stopy (191).

Zbadane powiązania między parametrami RTG w grupie I a wynikami pedobarografii wskazały na negatywną zależność kąta szpotawości przodostopia (MPV) i nacisku statycznego maksymalnego w regionie śródstopia. Wskazuje to, że w stopach ze szpotawym ustawieniem przodostopia nacisk na śródstopie zwiększa się. Zależność tą potwierdzono również w badaniu dynamicznym, także w odniesieniu do czasu nacisku. Podczas chodzenia duży kąt koślawości palucha również może zwiększać obciążenie śródstopia. Wyniki tych zależności, pomimo ich istotności statystycznej były mają jednak niską wartość prognostyczną ze względu na niskie współczynniki korelacji i mogą być przypadkowe.

Pomimo licznych kontrowersji nie milkną doniesienia na temat operacji wg Kellera. Ukazujące się dorocznie publikacje wskazują na nie słabnące

zainteresowanie tą metoda operacyjną. Wielu autorów uważa ją za cenną alternatywę dla innych operacji nie zachowujących stawu śródstopno-paliczkowego pierwszego, a zwłaszcza endoprotezoplastyki, która wciąż generuje więcej powikłań i kosztów niż artroplastyka resekcyjna. Operacja wg Kellera jest obecnie odradzana u młodych pacjentów z paluchem koślawym, jednak wciąż pozostaje ważną metodą leczenia palucha koślawego z towarzyszącymi zmianami zwyrodnieniowymi, palucha sztywnego, oraz jako operacja ratunkowa po nieudanych zabiegach oszczędzających staw (60,116,120,140,192).

## **7. Wnioski**

1. Metoda Kellera w leczeniu operacyjnym stóp ze zmianami zwyrodnieniowymi stawu śródstopno-paliczkowego pierwszego z towarzyszącą koślawością, jak i bez koślawości palucha, cechuje się zadowalającą skutecznością pozwalając uzyskać w 40% wyniki kliniczne dobre i bardzo dobre. Umożliwia ona zniesienie lub znaczne zmniejszenie dolegliwości bólowych tego stawu u ponad 80% osób operowanych.
2. Jedynym parametrem oceny klinicznej, który nie ulega poprawie jest funkcja palucha związana, między innymi z koniecznością stosowania wygodnego obuwia, mniejszą aktywnością ruchową pacjentów i ograniczoną ruchomością stawu śródstopno-paliczkowego pierwszego.
3. Jeśli przed zabiegiem dominują objawy metatarsalgii wyniki kliniczne są gorsze zwłaszcza pod względem nasilenia dolegliwości bólowych.
4. Ustawienie w stawie śródstopno-paliczkowym pierwszym po operacji Kellera u pacjentów z koślawością towarzyszącą zmianom zwyrodnieniowym poprawia się znacząco w ocenie klinicznej, a w obrazie radiologicznym uzyskuje się korekcję kąta koślawości o 50%. Kąt koślawości palucha nie pogarsza się wraz z upływem czasu.
5. Większa resekcja paliczka podstawnego wiąże się z większą korekcją koślawości palucha.



6. Nie ma różnic klinicznych, radiologicznych, ani pedobarograficznych w zależności od stosowania stabilizacji śródoperacyjnej stawu śródstopno-paliczkowego pierwszego.

7. Operacje korekcyjne palców 2 – 5 z powodu ich deformacji nie mają wpływu na wyniki kliniczne i nie zmieniają schematu obciążania stopy u pacjentów po operacji Kellera

8. Po operacji Kellera zwiększa się koślawość w stawie międzypaliczkowym palucha.

9. Ocena pedobarograficzna stopy po operacji metodą Kellera wykazuje zmniejszenie nacisku palucha oraz całego przodostopia. Następuje przesunięcie obciążania w kierunku śródstopia, a także zwiększa się powierzchnia obciążana stopy. Natomiast średni nacisk na głowę pierwszej kości śródstopia, zarówno w pozycji stojącej jak i podczas chodu, jest u pacjentów zoperowanych podobny jak u osób zdrowych.

## 8. Piśmiennictwo

1. Woolf AD, Akesson K. Understanding the burden of musculoskeletal conditions. The burden is huge and not reflected in national health priorities. *BMJ* 2001 May;322(7294):1079-1080.
2. Zammit GV, Menz HB, Munteanu SE, Landorf KB. Plantar pressure distribution in older people with osteoarthritis of the first metatarsophalangeal joint (hallux limitus/rigidus). *J Orthop Res* 2008 Dec;26(12):1665-1669.
3. Anthony D.Woolf, Bruce Pfleger. Burden of major musculoskeletal conditions. *Bulletin of the World Health Organization*; 2003.
4. Hootman J Bolen J HCLG. Prevalence of doctor-diagnosed arthritis and arthritis-attributable activity limitation--United States, 2003-2005. *Morb Mortal Wkly Rep* 2006 Oct;55(40):1089-1092.
5. Reginster JY. The prevalence and burden of arthritis. *Rheumatology (Oxford)* 2002 Apr;41 Supp 1:3-6.
6. van Saase JL, van Romunde LK, Cats A, Vandenbroucke JP, Valkenburg HA. Epidemiology of osteoarthritis: Zoetermeer survey. Comparison of radiological osteoarthritis in a Dutch population with that in 10 other populations. *Ann Rheum Dis* 1989 Apr;48(4):271-280.
7. Riyazi N, Rosendaal FR, Slagboom E, Kroon HM, Breedveld FC, Kloppenburg M. Risk factors in familial osteoarthritis: the GARP sibling study. *Osteoarthritis Cartilage* 2008 Jun;16(6):654-659.
8. Valdes AM, Spector TD. The contribution of genes to osteoarthritis. *Med Clin North Am* 2009 Jan;93(1):45-66.
9. Hunter DJ, Sharma L, Skaife T. Alignment and osteoarthritis of the knee. *J Bone Joint Surg Am* 2009 Feb;91 Suppl 1:85-89.
10. Lowery NJ, Wukich DK. Adolescent Hallux Valgus: Evaluation and Treatment. *Operative Techniques in Orthopaedics* 2009 Jan;19(1):52-57.
11. Thomas S, Barrington R. Hallux valgus. *Current Orthopaedics* 2003 Aug;17(4):299-307.

12. Gauthier G. Trouble biomecanique de pied plat. *Revue de Chir Orthop* 1977;8:736-739.
13. Roukis TS, Jacobs PM, Dawson DM, Erdmann BB, Ringstrom JB. A prospective comparison of clinical, radiographic, and intraoperative features of hallux rigidus. *The Journal of Foot and Ankle Surgery* 2003 Mar;41(2):76-95.
14. Mann RA, Hagy JL. The function of the toes in walking, jogging and running. *Clin Orthop Relat Res* 1979 Jul;(142):24-29.
15. Nicoladoni C. Über Zehenkontrakturen. *Wiener Klin Wochenschrift* 1881;51:1418-1419.
16. Davies- Colley N. Contraction of the metatarso - phalangeal joint of the great toe. *British Medicine Jurnal* 1887.
17. Cotterill JM. Condition of the great toe in adolescents. *Edinburg Medicine Journal* 1888;(33):459-462.
18. Hamilton WG, O'Malley MJ, Thompson FM, Kovatis PE. Roger Mann Award 1995. Capsular interposition arthroplasty for severe hallux rigidus. *Foot Ankle Int* 1997 Feb;18(2):68-70.
19. Cohn I, Kanat IO. Functional limitation of motion of the first metatarsophalangeal joint. *J Foot Surg* 1984 Nov;23(6):477-484.
20. Beeson P, Phillips C, Corr S, Ribbans WJ. Hallux rigidus: a cross-sectional study to evaluate clinical parameters. *Foot (Edinb)* 2009 Jun;19(2):80-92.
21. Kurtz DH, Harrill JC, Kaczander BI, Solomon MG. The Valenti procedure for hallux limitus: a long-term follow-up and analysis. *J Foot Ankle Surg* 1999 Mar;38(2):123-130.
22. Shereff MJ, Baumhauer JF. Current Concepts Review - Hallux Rigidus and Osteoarthritis of the First Metatarsophalangeal Joint. *J Bone Joint Surg Am* 1998 Jun;80(6):898-908.
23. Gould N. Hallux rigidus: cheilotomy or implant? *Foot Ankle* 1981 May;1(6):315-320.

24. Hattrup SJ, Johnson KA. Subjective results of hallux rigidus following treatment with cheilectomy. *Clin Orthop Relat Res* 1988 Jan;(226):182-191.
25. McMaster MJ. The pathogenesis of hallux rigidus. *J Bone Joint Surg Br* 1978 Feb;60-B(1):82-87.
26. Nilsson H. Hallux Rigidus and Its Treatment. *Acta Orthopaedica* 1930 Jan;1(1-4):295-303.
27. Feltham GT, Hanks SE, Marcus RE. Age-based outcomes of cheilectomy for the treatment of hallux rigidus. *Foot Ankle Int* 2001 Mar;22(3):192-197.
28. Thomas PJ, Smith RW. Proximal phalanx osteotomy for the surgical treatment of hallux rigidus. *Foot Ankle Int* 1999 Jan;20(1):3-12.
29. Coughlin MJ, Shurnas PS. Hallux rigidus: demographics, etiology, and radiographic assessment. *Foot Ankle Int* 2003 Oct;24(10):731-743.
30. Bonney G, Macnab I. Hallux valgus and hallux rigidus: A Critical Survey of Operative Results. *J Bone Joint Surg Br* 1952 Aug;34-B(3):366-385.
31. Bryant A, Tinley P, Singer K. A comparison of radiographic measurements in normal, hallux valgus, and hallux limitus feet. *The Journal of Foot and Ankle Surgery* 2001 Jan;39(1):39-43.
32. Mann RA, Coughlin MJ, DuVries HL. Hallux rigidus: A review of the literature and a method of treatment. *Clin Orthop Relat Res* 1979 Jul;(142):57-63.
33. Yee G, Lau J. Current concepts review: hallux rigidus. *Foot Ankle Int* 2008 Jun;29(6):637-646.
34. John V, V, Jeffrey CC, Steven RK, John MS, James LT, Lowell SW, et al. Diagnosis and treatment of First Metatarsophalangeal Joint Disorders. Section 2: Hallux rigidus. *J Foot Ankle Surg* 2003 May;42(3):124-136.
35. Beeson P. The surgical treatment of hallux limitus/rigidus: a critical review of the literature. *The Foot* 2004 Mar;14(1):6-22.

36. Giannestras N. Hallux Rigidus. Foot disorders: medical and surgical management 1973;400-402.
37. Hanft JR, Mason ET, Landsman AS, Kashuk KB. A new radiographic classification for hallux limitus. J Foot Ankle Surg 1993 Jul;32(4):397-404.
38. Regnauld B. Disorders of the great toe. New York: Springer-Verlag; 1986.
39. Rzonca E, Levitz S, Lue B. Hallux equinus. The stages of hallux limitus and hallux rigidus. J Am Podiatry Assoc 1984 Aug;74(8):390-393.
40. Karasick D, Wapner KL. Hallux rigidus deformity: radiologic assessment. AJR Am J Roentgenol 1991 Nov;157(5):1029-1033.
41. Barca F. Tendon arthroplasty of the first metatarsophalangeal joint in hallux rigidus: preliminary communication. Foot Ankle Int 1997 Apr;18(4):222-228.
42. Drago JJ, Oloff L, Jacobs AM. A comprehensive review of hallux limitus. J Foot Surg 1984 May;23(3):213-20.
43. Giannini S, Ceccarelli F, Faldini C, Bevoni R, Grandi G, Vannini F. What's new in surgical options for hallux rigidus? J Bone Joint Surg Am 2004;86-A Suppl 2:72-83.
44. Charles ML, Alison DS, Fiona GC, Lester ND, Adam JK. First metatarsophalangeal arthrodesis for treatment of hallux rigidus: A retrospective study. J Foot Ankle Surg 2001 May;40(3):137-143.
45. John VV, Jeffrey CC, Steven RK, John MS, James LT, Lowell SW, et al. Diagnosis and treatment of First Metatarsophalangeal Joint Disorders. Section 1: Hallux valgus. J Foot Ankle Surg 2003 May;42(3):112-123.
46. Shine IB. Incidence of hallux valgus in a partially shoe-wearing community. Br Med J 1965 Jun;1(5451):1648-1650.
47. Coughlin MJ, Jones CP. Hallux valgus: demographics, etiology, and radiographic assessment. Foot Ankle Int 2007 Jul;28(7):759-777.

48. Gould N, Schneider W, Ashikaga T. Epidemiological survey of foot problems in the continental United States: 1978-1979. *Foot Ankle* 1980 Jul;1(1):8-10.
49. Eustace S, O'Byrne J, Stack J, Stephens MM. Radiographic features that enable assessment of first metatarsal rotation: the role of pronation in hallux valgus. *Skeletal Radiology* 1993 Apr;22(3):153-156.
50. Myerson M. Hallux Valgus. *Foot and ankle disorders*. WB Saunders; 2000. p. 213-289.
51. Monteleone, Monteleone G, Vigilante, Vigilante M, Mazzotta, Mazzotta C, et al. The Viladot-Regnauld operation for hallux valgus. *International Orthopaedics* 2003 Feb;27(1):36-39.
52. Goldberg I, Bahar A, Yosipovitch Z. Late results after correction of hallux valgus deformity by basilar phalangeal osteotomy. *J Bone Joint Surg Am* 1987 Jan;69(1):64-67.
53. Cleveland math, winant em. An end-result study of the keller operation. *J Bone Joint Surg Am* 1950 Jan;32(1):163-175.
54. Mauldin DM, Sanders M, Whitmer WW. Correction of hallux valgus with metatarsocuneiform stabilization. *Foot Ankle* 1990 Oct;11(2):59-66.
55. Schemitsch E, Horne G. Wilson's Osteotomy for the Treatment of Hallux Valgus. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 1989;240.
56. Coughlin MJ, Mann RA. Adult hallux valgus. *Surgery of the foot and ankle*. 7 ed. Mosby; 1999;297-346.
57. Coughlin MJ. Hallux valgus in men: effect of the distal metatarsal articular angle on hallux valgus correction. *Foot Ankle Int* 1997 Aug;18(8):463-470.
58. Coughlin MJ. Roger A. Mann Award. Juvenile hallux valgus: etiology and treatment. *Foot Ankle Int* 1995 Nov;16(11):682-697.
59. Hardy RH, Clapham JC. Observations on hallux valgus; based on a controlled series. *J Bone Joint Surg Br* 1951 Aug;33-B(3):376-391.

60. Piggott H. The natural history of hallux valgus in adolescence and early adult life. *J Bone Joint Surg Br* 1960 Nov;42-B(4):749-760.
61. Pouliart N, Haentjens P, Opdecam P. Clinical and radiographic evaluation of Wilson osteotomy for hallux valgus. *Foot Ankle Int* 1996 Jul;17(7):388-394.
62. Napiontek M. Paluch koślawy - od etiologii do leczenia, uwagi praktyczne. *Ortopedia i Traumatologia* 2006;3(3):15-24.
63. Prusinowska A, Maciejewski W, Turski P, Cichocki T, Małydk P. Paluch koślawy w stopie reumatycznej - leczenie operacyjne i rehabilitacja. *Reumatologia* 2011 May;49(2):90-95.
64. Coughlin MJ. Instructional Course Lectures, The American Academy of Orthopaedic Surgeons - Hallux Valgus. *J Bone Joint Surg Am* 1996 Jun;78(6):932-966.
65. Giannestras N. The Giannestras modification of the Lapidus management. *Foot disorders: medical and surgical management*. Lea&Febiger; 1973.
66. Durman DC. Metatarsus primus varus and hallux valgus. *AMA Arch Surg* 1957 Jan;74(1):128-135.
67. Harris RI, Beath T. Hypermobility flat-foot with short tendo achillis. *J Bone Joint Surg Am* 1948 Jan;30(1):116-150.
68. Coughlin MJ, Shurnas PS. Hallux valgus in men. Part II: First ray mobility after bunionectomy and factors associated with hallux valgus deformity. *Foot Ankle Int* 2003 Jan;24(1):73-78.
69. Hansen ST, Jr. Hallux valgus surgery. Morton and Lapidus were right! *Clin Podiatr Med Surg* 1996 Jul;13(3):347-354.
70. Veri JP, Pirani SP, Claridge R. Crescentic proximal metatarsal osteotomy for moderate to severe hallux valgus: a mean 12.2 year follow-up study. *Foot Ankle Int* 2001 Oct;22(10):817-822.
71. Inman VT. Hallux valgus: a review of etiologic factors. *Orthop Clin North Am* 1974 Jan;5(1):59-66.

72. Ito H, Shimizu A, Miyamoto T, Katsura Y, Tanaka K. Clinical significance of increased mobility in the sagittal plane in patients with hallux valgus. *Foot Ankle Int* 1999 Jan;20(1):29-32.
73. Mann RA, Coughlin MJ. Hallux valgus--etiology, anatomy, treatment and surgical considerations. *Clin Orthop Relat Res* 1981 Jun;(157):31-41.
74. Hardy RH, Clapham JC. Hallux valgus; predisposing anatomical causes. *Lancet* 1952 Jun;1(6720):1180-1183.
75. Schweitzer ME, Maheshwari S, Shabshin N. Hallux valgus and hallux rigidus: MRI findings. *Clin Imaging* 1999 Nov;23(6):397-402.
76. Sammarco GJ, Russo-Alesi FG. Bunion correction using proximal chevron osteotomy: a single-incision technique. *Foot Ankle Int* 1998 Jul;19(7):430-437.
77. Chi TD, Davitt J, Younger A, Holt S, Sangeorzan BJ. Intra- and inter-observer reliability of the distal metatarsal articular angle in adult hallux valgus. *Foot Ankle Int* 2002 Aug;23(8):722-726.
78. Coughlin MJ. Juvenile hallux valgus. *Surgery of the foot and ankle*. 7 ed. Mosby; 1999.
79. Vittetoe DA, Saltzman CL, Krieg JC, Brown TD. Validity and reliability of the first distal metatarsal articular angle. *Foot Ankle Int* 1994 Oct;15(10):541-547.
80. Dhukaram V, Hullin MG, Senthil Kumar C. The Mitchell and Scarf Osteotomies for Hallux Valgus Correction: A Retrospective, Comparative Analysis Using Plantar Pressures. *The Journal of Foot and Ankle Surgery* 2011 Nov;45(6):400-409.
81. Blomgren M, Turan I, Agadir M. Gait analysis in hallux valgus. *J Foot Surg* 1991 Jan;30(1):70-71.
82. Hutton WC, Dhanendran M. The mechanics of normal and hallux valgus feet--a quantitative study. *Clin Orthop Relat Res* 1981 Jun;(157):7-13.
83. Wanivenhaus A, Pretterklieber M. First tarsometatarsal joint: anatomical biomechanical study. *Foot Ankle* 1989 Feb;9(4):153-157.



84. Menz HB, Munteanu SE. Radiographic validation of the Manchester scale for the classification of hallux valgus deformity. *Rheumatology* 2005 Aug;44(8):1061-1066.
85. Garrow AP, Papageorgiou A, Silman AJ, Thomas E, Jayson MIV, Macfarlane GJ. The Grading of Hallux Valgus: The Manchester Scale. *J Am Podiatr Med Assoc* 2001 Feb;91(2):74-78.
86. Roddy E, Zhang W, Doherty M. Validation of a self-report instrument for assessment of hallux valgus. *Osteoarthritis Cartilage* 2007 Sep;15(9):1008-1012.
87. Coughlin MJ, Saltzman CL, Nunley JA. Angular measurements in the evaluation of hallux valgus deformities: a report of the ad hoc committee of the American Orthopaedic Foot & Ankle Society on angular measurements. *Foot Ankle Int* 2002 Jan;23(1):68-74.
88. Smith RW, Reynolds JC, Stewart MJ. Hallux valgus assessment: report of research committee of American Orthopaedic Foot and Ankle Society. *Foot Ankle* 1984 Sep;5(2):92-103.
89. Bałakiriew P. Zur Frage über Bestimmungsmethode der statischen Deformationen der Fusse nach deren Abdrucken. *Ztschr für Ortop Chirur* 1929;(51):243.
90. Wejsflog G. Plantokonturografia. *Pol Tyg Lek* 1955;52:1670-1677.
91. Rabischong P, Avril J. L'electro podographie: une methode nouvelle de mesure des forces de pression plantaire. *Rev Pedicurie* 1967;44:9-24.
92. Nagraba Ł, Stolarczyk A, Nogal M, Mitek T, Deszczyński J. Paluch sztywniejący - etiologia, obraz kliniczny i sposoby leczenia - przegląd literatury. *Artroskopia i Chirurgia Stawów* 2008 Jun;4(2):17-30.
93. Solan MC, Calder JDF, Bendall SP. Manipulation and injection for hallux rigidus: Is it worthwhile? *J Bone Joint Surg Br* 2001 Jul;83-B(5):706-708.
94. Smith RW, Katchis SD, Ayson LC. Outcomes in hallux rigidus patients treated nonoperatively: a long-term follow-up study. *Foot Ankle Int* 2000 Nov;21(11):906-913.
95. DuVries HL. *Surgery of the foot*. Mosby Year book; 1959.

96. Easley ME, Davis WH, Anderson RB. Intermediate to long-term follow-up of medial-approach dorsal cheilectomy for hallux rigidus. *Foot Ankle Int* 1999 Mar;20(3):147-152.
97. Keogh P, Nagaria J, Stephens M. Cheilectomy for hallux rigidus. *Irish Journal of Medical Science* 1992 Dec;161(12):681-683.
98. Waizy H, Czardybon MA, Stukenborg-Colsman C, Wingenfeld C, Wellmann M, Windhagen H, et al. Mid- and long-term results of the joint preserving therapy of hallux rigidus. *Arch Orthop Trauma Surg* 2010 Feb;130(2):165-170.
99. Clutton H. The treatment of hallux valgus. *St Thomas Rep* 1894;(22):1-12.
100. Beauchamp CG, Kirby T, Rudge SR, Worthington BS, Nelson J. Fusion of the First Metatarsophalangeal Joint in Forefoot Arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 1984;190:502-508.
101. Henry AP, Waugh W, Wood H. The use of footprints in assessing the results of operations for hallux valgus. A comparison of Keller's operation and arthrodesis. *J Bone Joint Surg Br* 1975 Nov;57(4):478-481.
102. Fitzgerald JA. A review of long-term results of arthrodesis of the first metatarso-phalangeal joint. *J Bone Joint Surg Br* 1969 Aug;51(3):488-493.
103. Swanson AB, Lumsden RM, Swanson GD. Silicone implant arthroplasty of the great toe. A review of single stem and flexible hinge implants. *Clin Orthop Relat Res* 1979 Jul;(142):30-43.
104. Malster AO, Lunde OD, Rait M. Hallux Rigidus Treated with the Swanson Silastic Hemi-Joint Prosthesis. *Acta Orthopaedica Scandinavica* 1980;51(1):853-856.
105. Townley CO, Taranow WS. A metallic hemiarthroplasty resurfacing prosthesis for the hallux metatarsophalangeal joint. *Foot Ankle Int* 1994 Nov;15(11):575-580.
106. Raikin SM, Ahmad J. Comparison of Arthrodesis and Metallic Hemiarthroplasty of the Hallux Metatarsophalangeal Joint. *Surgical Technique. J Bone Joint Surg Am* 2008 Oct;90(Supplement\_2\_Part\_2):171-180.

107. Cracchiolo A, Weltmer JB, Lian G, Dalseth T, Dorey F. Arthroplasty of the first metatarsophalangeal joint with a double-stem silicone implant. Results in patients who have degenerative joint disease failure of previous operations, or rheumatoid arthritis. *J Bone Joint Surg Am* 1992 Apr;74(4):552-563.
108. Sebold EJ, Cracchiolo A, III. Use of titanium grommets in silicone implant arthroplasty of the hallux metatarsophalangeal joint. *Foot Ankle Int* 1996 Mar;17(3):145-151.
109. Granberry WM, Noble PC, Bishop JO, Tullos HS. Use of a hinged silicone prosthesis for replacement arthroplasty of the first metatarsophalangeal joint. *J Bone Joint Surg Am* 1991 Dec;73(10):1453-1459.
110. Freed JB. The increasing recognition of medullary lysis, cortical osteophytic proliferation, and fragmentation of implanted silicone polymer implants. *J Foot Ankle Surg* 1993 Mar;32(2):171-179.
111. Gibson JN, Thomson CE. Arthrodesis or total replacement arthroplasty for hallux rigidus: a randomized controlled trial. *Foot Ankle Int* 2005 Sep;26(9):680-690.
112. Fuhrmann RA, Wagner A, Anders JO. First metatarsophalangeal joint replacement: the method of choice for end-stage hallux rigidus? *Foot Ankle Clin* 2003 Dec;8(4):711-721.
113. Brandes M. Zur operativen Therapie des Hallux valgus. *Zbl Chir* 1929;56:2434-2440.
114. Axt M, Wildner M, Reichelt A. Late results of the Keller-Brandes operation for hallux valgus. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery* 1993 Nov;112(6):266-269.
115. Vallier GT, Petersen SA, LaGrone MO. The Keller resection arthroplasty: a 13-year experience. *Foot Ankle* 1991 Feb;11(4):187-194.
116. Wrightson JD. A ten-year review of Keller's operation. Review of Keller's operation at the Princess Elizabeth Orthopaedic Hospital, Exeter. *Clin Orthop Relat Res* 1972;89:207-214.

117. Schneider W, Knahr K. Keller procedure and chevron osteotomy in hallux valgus: five-year results of different surgical philosophies in comparable collectives. *Foot Ankle Int* 2002 Apr;23(4):321-329.
118. O'Doherty DP, Lowrie IG, Magnussen PA, Gregg PJ. The management of the painful first metatarsophalangeal joint in the older patient. Arthrodesis or Keller's arthroplasty? *J Bone Joint Surg Br* 1990 Sep;72-B(5):839-842.
119. Love TR, Whynot AS, Farine I, Lavoie M, Hunt L, Gross A. Keller arthroplasty: a prospective review. *Foot Ankle* 1987 Aug;8(1):46-54.
120. Broughton N, Winson I. Keller's and 1st metatarsal osteotomy for hallux valgus in middle aged females: a comparison of long-term results. *J Bone Joint Surg Br* 1987;69:493.
121. Shankar NS. Clinical results of Keller's arthroplasty. *Foot* 1998;8(4):223-225.
122. Kennedy JG, Chow FY, Dines J, Gardner M, Bohne WH. Outcomes after Interposition Arthroplasty for Treatment of Hallux Rigidus. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 2006;445.
123. Schenk S, Meizer R, Kramer R, Aigner N, Landsiedl F, Steinboeck G. Resection arthroplasty with and without capsular interposition for treatment of severe hallux rigidus. *Int Orthop* 2009 Feb;33(1):145-150.
124. Lau JT, Daniels TR. Outcomes following cheilectomy and interpositional arthroplasty in hallux rigidus. *Foot Ankle Int* 2001 Jun;22(6):462-470.
125. Saxena A. The valenti procedure for hallux limitus/rigidus. *The Journal of Foot and Ankle Surgery* 2009 Sep;34(5):485-488.
126. SooHoo NF, Vyas R, Samimi D. Responsiveness of the foot function index, AOFAS clinical rating systems, and SF-36 after foot and ankle surgery. *Foot Ankle Int* 2006 Nov;27(11):930-934.
127. Baumhauer JF, Nawoczenski DA, DiGiovanni BF, Wilding GE. Reliability and validity of the American Orthopaedic Foot and Ankle Society Clinical Rating Scale: a pilot study for the hallux and lesser toes. *Foot Ankle Int* 2006 Dec;27(12):1014-1019.

128. Ibrahim T, Beiri A, Azzabi M, Best AJ, Taylor GJ, Menon DK. Reliability and validity of the subjective component of the American Orthopaedic Foot and Ankle Society clinical rating scales. *J Foot Ankle Surg* 2007 Mar;46(2):65-74.
129. Saro C, Jensen I, Lindgren U, Fell+Ånder-Tsai L. Quality-of-life outcome after hallux valgus surgery. *Quality of Life Research* 2007 Jun;16(5):731-738.
130. Deschamps K, Birch I, Mc IJ, Desloovere K, Matricali GA. Inter- and intra-observer reliability of masking in plantar pressure measurement analysis. *Gait Posture* 2009 Oct;30(3):379-382.
131. Greiner B, Dohle J, Schulze W, Ostermann T, Hamel J. The visual assignment of pedographic examination results to anatomical reference areas of the forefoot: a pedographic-radiological study of healthy and abnormal morphology of the forefoot. *Foot and Ankle Surgery* 1999;5(4):219-226.
132. Zembsch A, Trnka HJ, Ritschl P. Correction of Hallux Valgus: Metatarsal Osteotomy Versus Excision Arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 2000;376.
133. Dhanendran M, Pollard JP, Hutton WC. Mechanics of the hallux valgus foot and the effect of Keller's operation. *Acta Orthop Scand* 1980 Dec;51(6):1007-1012.
134. Richardson EG. Keller resection arthroplasty. *Orthopedics* 1990 Sep;13(9):1049-53.
135. LeLievre J. Technique chirurgicale de l'avant pied. *Arthroplasie - Cerclage Fibreux. Pathologie du Pied* 1967;809-812.
136. Kranzl A, Kadnar G, Knahr K, Schneider W. Long-term results of the Keller–Brandes procedure: Is the term "functional amputation" justified? *Clinical Biomechanics* 2008;23(5):713-714.
137. Paczesny Ł, Kruczyński J, Adamski R. Scarf versus proximal closing wedge osteotomy in hallux valgus treatment. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery* 2009 Oct 1;129(10):1347-52.
138. Perugia D, Basile A, Gensini A, Stopponi M, Simeonibus AU. The scarf osteotomy for severe hallux valgus. *Int Orthop* 2003;27(2):103-106.

139. Rippstein P, Zund T. The "Scarf" Osteotomy for the correction of Hallux Valgus. *Orthopedics and Traumatology* 20010 Aug;9:101-112.
140. Turnbull T, Grange W. A comparison of Keller's arthroplasty and distal metatarsal osteotomy in the treatment of adult hallux valgus. *J Bone Joint Surg Br* 1986 Jan;68-B(1):132-137.
141. Reize P, Schanbacher J, Walker N. K-wire transfixation or distraction following the Keller-Brandes arthroplasty in Hallux rigidus and Hallux valgus? *International Orthopaedics* 2007 Jun;31(3):325-331.
142. Donley BG, Vaughn RA, Stephenson KA, Richardson EG. Keller resection arthroplasty for treatment of hallux valgus deformity: increased correction with fibular sesamoidectomy. *Foot Ankle Int* 2002 Aug;23(8):699-703.
143. Leonhardt K. Results of Keller/Brandes method of hallux valgus surgery. *Beitr Orthop Traumatol* 1990 Sep;37(9):510-517.
144. Zembsch A, Trnka HJ, Menschik G, Ritschl P. Keller-Brandes operation: long-term outcome in young patients with hallux valgus. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 1999 Mar;137(2):181-188.
145. Vallier G, Peterson S, LaGrone M. Keller resection arthroplasty: a 13 year experience. *Foot Ankle Int* 1991;11:187-194.
146. Mclaughlin E, Fish C. Keller arthroplasty: is distraction a useful technique? A prospective study. *Foot Ankle Int* 1990;29:223-225.
147. Sherman K, Douglas D, D'A Benson M. Keller's arthroplasty: is distraction useful? A prospective trial. *J Bone Joint Surg Am* 1984;66B:765-769.
148. Olms K, Dietze A. Replacement arthroplasty for hallux rigidus. 21 patients with a 2-year follow-up. *Int Orthop* 1999;23(4):240-243.
149. Kim PJ, Hatch D, Didomenico LA, Lee MS, Kaczander B, Count G, et al. A Multicenter Retrospective Review of Outcomes for Arthrodesis, Hemi-Metallic Joint Implant, and Resectional Arthroplasty in the Surgical Treatment of End-Stage Hallux Rigidus. *J Foot Ankle Surg* 2012 Jan;51(1):50-56.

150. Coughlin MJ, Shurnas PS. Hallux Rigidus. Grading and Long-Term Results of Operative Treatment. *J Bone Joint Surg Am* 2003 Nov;85(11):2072-2088.
151. Ettl V, Radke S, Gaertner M, Walther M. Arthrodesis in the treatment of hallux rigidus. *Int Orthop* 2003;27(6):382-385.
152. Kilmartin T. Metatarsal osteotomy for hallux rigidus. An outcome study of three different osteotomy techniques compared with keller's excisional arthroplasty. *Br J Podiatr* 2000;3(4):95-101.
153. McGarvey SR, Johnson KA. Keller arthroplasty in combination with resection arthroplasty of the lesser metatarsophalangeal joints in rheumatoid arthritis. *J Foot Ankle Surg* 1988;9:75-80.
154. Deenik A, de Visser E, Louwerens JW, de Waal Malefijt M, Draijer F, de Bie R. Hallux valgus angle as main predictor for correction of hallux valgus. *BMC Musculoskeletal Disorders* 2008 Dec;9(1):1-6.
155. Grill F, Hetherington V, Steinbock G, Altenhuber J. Experiences with the chevron (V-)osteotomy on adolescent hallux valgus. *Arch Orthop Trauma Surg* 1986;106(1):47-51.
156. Rokkanen P, Isolauri J, Avikainen V, Tervo T, Vaherto H. Basal osteotomy of the first metatarsal bone in hallux valgus: experiences with the use of AO plate. *Arch Orthop Trauma Surg* 1978 Oct;92(4):233-235.
157. Fuhrmann RA, Zollinger-Kies H, Kundert HP. Mid-term results of Scarf osteotomy in hallux valgus. *International Orthopaedics* 2010 Oct;34(7):981-989.
158. Deszczyński J, Nagraba Ł, Stolarczyk A, Gadomski Ł, Mitek T. Ocena wczesnych wyników leczenia palucha koślawego za pomocą osteotomii podgłowej pierwszej kości śródstopia metodą Kramera. *Artroskopia i Chirurgia Stawów* 2008 Jun;4(2):31-40.
159. Conlan D, Gregg P. Treatment of hallux valgus with overriding second toe. *J Bone Joint Surg Br.* 1991 May;73(3):519-520.
160. Hennig EM, Rosenbaum D. Pressure distribution patterns under the feet of children in comparison with adults. *Foot Ankle* 1991 Apr;11(5):306-311.

161. Koblík T, Sieradzki J, Mirkiewicz-Sieradzka B, Gryz E, Rajchel-Chyla B, Gajewski R, et al. Rozkład nacisków na podszwawą powierzchnię stopy u osób zdrowych oraz u chorych na cukrzyce typu 1 i 2. *Diabetologia Praktyczna* 2010 Jan;2(1):71-78.
162. Hughes J, Kriss S, Klenerman L. A clinician's view of foot pressure: a comparison of three different methods of measurement. *Foot Ankle* 1987 Apr;7(5):277-284.
163. Gurney JK, Kersting UG, Rosenbaum D. Between-day reliability of repeated plantar pressure distribution measurements in a normal population. *Gait Posture* 2008 May;27(4):706-709.
164. Hills AP, Hennig EM, McDonald M, Bar-Or O. Plantar pressure differences between obese and non-obese adults: a biomechanical analysis. *Int J Obes Relat Metab Disord* 2001 Nov;25(11):1674-1679.
165. Hicks JH. The mechanics of the foot I. The joints. *Jurnal of Anatomy* 1953 Oct;87:345-357.
166. Hicks JH. The mechanics of the foot II. The plantar aponeurosis and the arch. *Jurnal of Anatomy* 1954 Jan;88:25-30.
167. Tillmann K, Russlies M. Biomechanical changes following surgical treatment of MTP-I-Osteoarthritis. *Foot* 2002;12(3):171-81.
168. Putti AB, Arnold GP, Abboud RJ. Foot pressure differences in men and women. *Foot and Ankle Surgery* 2010 Mar;16(1):21-24.
69. Ferrari J, Watkinson D. Foot pressure measurement differences between boys and girls with reference to hallux valgus deformity and hypermobility. *Foot Ankle Int* 2005 Sep;26(9):739-747.
170. Hennig EM, Milani TL. The tripod support of the foot. An analysis of pressure distribution under static and dynamic loading. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 1993 May;131(3):279-284.
171. Rosenbaum D, Hautmann S, Gold M, Claes L. Effects of walking speed on plantar pressure patterns and hindfoot angular motion. *Gait & Posture* 1994 Sep;2(3):191-197.



172. Segal A, Rohr E, Orendurff M, Shofer J, O'Brien M, Sangeorzan B. The effect of walking speed on peak plantar pressure. *Foot Ankle Int* 2004 Dec;25(12):926-933.
173. Rosenbaum D, Becker HP. Plantar pressure distribution measurements. Technical background and clinical applications. *Foot and Ankle Surgery* 1997;3(1):1-14.
174. Morag E, Cavanagh PR. Structural and functional predictors of regional peak pressures under the foot during walking. *Journal of Biomechanics* 1999 Apr;32(4):359-370.
175. Bryant A, Tinley P, Singer K. Plantar pressure distribution in normal, hallux valgus and hallux limitus feet. *Foot* 1999;9(3):115-119.
176. Putti AB, Arnold GP, Cochrane LA, Abboud RJ. Normal pressure values and repeatability of the Emed« ST4 system. *Gait & Posture* 2008 Apr;27(3):501-505.
177. Henry AP, Waugh W, Wood H. The use of footprints in assessing the results of operations for hallux valgus. A comparison of Keller's operation and arthrodesis. *J Bone Joint Surg Br* 1975 Nov;57(4):478-481.
178. Grace D, Hughes J, Klenerman L. A comparison of Wilson and Hohmann osteotomies in the treatment of hallux valgus. *J Bone Joint Surg Br* 1988;70(2):236-41.
179. Stokes I, Hutton W, Stott J, Lowe L. Forces under the hallux valgus foot before and after surgery. *Clinical Orthopaedics* 1979;142:64-72.
180. Yamamoto H, Muneta T, Asahina S, Furuya K. Forefoot pressures during walking in feet affected with hallux valgus. *Clinical Orthopaedics* 1996;323:247-253.
181. Hughes J, Clark P, Klenerman L. The importance of the toes in walking. *J Bone Joint Surg Br* 1990 Mar;72(2):245-251.
182. Wanivenhaus A, Brettschneider W. Influence of metatarsal head displacement on metatarsal pressure distribution after hallux valgus surgery. *Foot Ankle* 1993;14:85-89.

183. Waldecker U. Metatarsalgia in hallux valgus deformity: A pedographic analysis. *The Journal of Foot and Ankle Surgery* 2009 Sep;41(5):300-308.
184. Luninghake F, FTillmann K, Russlies M. Biomechanical changes following surgical treatment of MTP-I-Osteoarthritis. *Foot* 2002;12(3):171-181.
185. Szczygieł E, Gajda K, Golec J, Bac A. Paluch koslawy stóp w ocenie pedobarograficznej. *The Journal of Orthopaedics Trauma Surgery and Related Research* 2011 Apr;22(2):39-49.
186. Sanders AP, Snijders CJ, Linge BV. Potential for recurrence of hallux valgus after a modified Hohmann osteotomy: a biomechanical analysis. *Foot Ankle Int* 1995 Jun;16(6):351-356.
187. Eustace S, Byrne JO, Beausang O, Codd M, Stack J, Stephens MM. Hallux valgus, first metatarsal pronation and collapse of the medial longitudinal arch a radiological correlation. *Skeletal Radiology* 1994 Apr;23(3):191-194.
188. Klaue K, Hansen ST, Masquelet AC. Clinical, quantitative assessment of first tarsometatarsal mobility in the sagittal plane and its relation to hallux valgus deformity. *Foot Ankle Int* 1994 Jan;15(1):9-13.
189. Clark HR, Veith RG, Hansen ST, Jr. Adolescent bunions treated by the modified Lapidus procedure. *Bull Hosp Jt Dis Orthop Inst* 1987;47(2):109-122.
190. Lee KT, Young K. Measurement of first-ray mobility in normal vs. hallux valgus patients. *Foot Ankle Int* 2001 Dec;22(12):960-964.
191. Coughlin MJ, Jones CP. Hallux Valgus and First Ray Mobility. A Prospective Study. *J Bone Joint Surg Am* 2007 Sep 1;89(9):1887-1898.
192. Coughlin MJ, Mann RA. Arthrodesis of the first metatarsophalangeal joint as salvage for the failed Keller procedure. *J Bone Joint Surg Am* 1987 Jan;69(1):68-75.

## 9. Streszczenie

Zmiany zwyrodnieniowe stawu śródstopno-paliczkowego pierwszego stopy są ważną przyczyną bólu i niepełnosprawności. Operacja Kellera jest często stosowaną procedurą, mającą na celu zniesienie dolegliwości bólowych, a w przypadku koślawości w stawie MTP-I również korekcję deformacji.

Badaniem objęto 99 stóp u 58 pacjentów operowanych metodą Kellera z powodu zmian zwyrodnieniowych stawu śródstopno-paliczkowego pierwszego. W przypadku 84 stóp dodatkowo istniała deformacja kośława palucha. Wykonano u nich badanie kliniczne według protokołu AOFAS, badanie RTG stóp AP na stojąco, badanie pedobarograficzne statyczne i dynamiczne. Dodatkowo w celach porównawczych zbadano klinicznie i pedobarograficznie 51 stóp u 30 osób z deformacją koślawą palucha oczekujących na operację korekcyjną, oraz wykonano pedobarografię u 30 pacjentów (60 stóp) u których wykluczono schorzenia stóp i innych stawów kończyn dolnych.

Stwierdzono znacząco mniejsze dolegliwości bólowe i lepsze ustawienie palucha w badaniu klinicznym osób po operacji Kellera, niż u osób przed operacją, jednak funkcja stóp była w obu tych grupach podobna. W badaniu RTG osób operowanych stwierdzono korekcję koślawości palucha o ok. 50%, zależną od początkowej koślawości, oraz od resekcji paliczka podstawnego w czasie zabiegu operacyjnego. Zwiększyła się także u tych osób koślawość w stawie międzypaliczkowym palucha i zwiększyło się podwichnięcie boczne trzyczek. Parametry FIA i MPV zmieniły się nieznacznie w kierunku wartości prawidłowych. W badaniu pedobarograficznym w grupie po operacji Kellera stwierdzono znaczną utratę nacisku palucha, zmniejszenie obciążenia przodostopia i przesunięcie nacisków w stronę śródstopia w porównaniu z pomiarami u osób zdrowych, a także zwiększenie powierzchni obciążanej stopy i wczesne osiągnięcie maksimum nacisku. Stwierdzono istotne, ale „słabe” korelacje nacisków na stopy z parametrami klinicznymi i radiologicznymi.

Uzyskane wyniki świadczą o tym, że operacja wg Kellera spełnia dobrze swoją funkcję pod kątem zniesienia bólu i korekcji ustawienia koślawego w stawie MTP-I. W jej wyniku dochodzi natomiast do znacznego zmniejszenia nacisku, a więc i funkcji palucha, oraz do znacznych zmian nacisków na

pozostałe regiony stopy z przesunięciem maksymalnych obciążeń w kierunku śródstopia.

## **ABSTRACT**

Degenerative changes of the first metatarsophalangeal joint are important cause of pain and disability. Keller's surgery of this joint is often used for purpose of pain release and correction of valgus deformity if necessary.

99 feet (58 patients) after Keller's procedure for MTP-I arthrosis were included into this study. In case of 84 of them, there was additional indication for hallux valgus deformity. Evaluation protocol contained: clinical assessment according to AOFAS protocol, standing AP x-ray of the feet, plantar pressure distribution during standing and bare foot walking. 2 comparative series were also included. For 30 patients (51 feet) with hallux valgus before the surgery clinical and pedographic examination was taken. Another comparative group of 30 people (60 feet) without foot disease and disorders of other leg joints were evaluated with pedographic platform only.

Patients after Keller's surgery presented clinically significantly lower pain and better hallux setup than patients before the surgery, however there was no difference in terms of foot function between them. X-ray examination of Keller's group showed 50% improvement of HVA angle. Correction was time-proven and depended mainly of preoperative HVA angle and amount of resection of the base phalanx during the surgery. Increase of hallux interphalangeus angle was also observed, and further dislocation of sesamoids to the lateral side progressed. FIA and MPV angles improved slightly. Evaluation of plantar pressure distribution in patients after Keller's procedure in comparison to healthy feet showed major decrease of pressure under hallux and entire forefoot and displacement of pressures towards midfoot. They also showed increased plantar area and early maximum loading (in midfoot area) during support phase of walking. Significant, but inconsiderable correlations were found between pedographic and radiographic / clinical findings.

Results showed good improvement in the field of pain and arrangement of hallux after Keller's surgery. Function however is not addressed during this

procedure. Moreover, further deterioration of toe function and displacement of pressures towards midfoot with overloading of this area is to be expected.

## **10. Spis tabel**

**Tabela 1.** Klasyfikacja zmian zwyrodnieniowych stawu MTP-I wg Kellgrena i Lawrence'a.

**Tabela 2.** Klasyfikacja palucha sztywnego wg Regnaud.

**Tabela 3.** Klasyfikacja palucha sztywnego wg Coughlin i Shurnas.

**Tabela 4.** Zaawansowanie koślawości palucha w skali Manchester.

**Tabela 5.** Przemieszczenie trzeszczki przyśrodkowej wg Smith, Reynolds i Stewart (SRS).

**Tabela 6.** Stopień zaawansowania choroby w zależności od autorów.

**Tabela 7.** Charakterystyka grupy badanej pod względem dodatkowych operacji na mniejszych palcach

**Tabela 8.** Zestawienie grupy po operacji Kellera i porównawczych pod względem wieku, masy ciała, BMI.

**Tabela 9.** Grupa I - średni wynik w skali AOFAS

**Tabela 10.** Grupa II – średni wynik w skali AOFAS

**Tabela 11.** Zestawienie wyników klinicznych w grupie I i II z podziałem na przedziały opisowe.

**Tabela 12.** Statystyki opisowe dla poszczególnych składowych skali AOFAS w podziale na różne wartości Kellgren w grupie I (grupa badana).

**Tabela 13.** Porównanie parametrów RTG: HVA (kąt koślawości palucha), FIA (kąt między I i II kością śródstopia, MPV (kąt szpotowości przodostopia względem stępu), HIA (kąt koślawości w stawie międzypaliczkowym palucha),

SRS (przemieszczenie trzeszczek) przed i po operacji w grupie I (grupa badana).

**Tabela 14.** Różnice pomiarów RTG przed i po operacji w grupie I.

**Tabela 15.** Charakterystyka grupy I pod względem stabilizacji drutem K.

**Tabela 16.** Wyniki pomiarów przedoperacyjnych i kontrolnych kąta koślawości palucha (HVA).

**Tabela 17.** Wyniki pomiarów przedoperacyjnych i kontrolnych kąta między I a II kością śródstopia (FIA).

**Tabela 18.** Wyniki pomiarów przedoperacyjnych i kontrolnych kąta koślawości między paliczkiem bliższym i dalszym palucha (HIA).

**Tabela 19.** Wyniki pomiarów przedoperacyjnych i kontrolnych kąta szpotawości pierwszego promienia (MPV).

**Tabela 20.** Wyniki pomiarów przedoperacyjnych i kontrolnych przemieszczenia trzeszczek w skali SRS.

**Tabela 21.** Wyniki pomiarów DMAA (kąta ustawienia dystalnej powierzchni stawowej pierwszej kości śródstopia) na RTG przedoperacyjnym.

**Tabela 22.** Uśrednione wyniki pomiarów nacisku statycznego w grupach I, II i III.

**Tabela 23.** Uśrednione wyniki pomiarów dynamicznych nacisku średniego i maksymalnego dla całych stóp i poszczególnych ich regionów w grupach I, II i III.

**Tabela 24.** Porównanie czasów nacisku w poszczególnych regionach stopy w czasie badanie pedobarograficznego dynamicznego w grupach I, II i III.

**Tabela 25.** Statystyki opisowe parametru TPmax% z podziałem na grupy.

**Tabela 26.** Statystyki opisowe dla powierzchni obciążanej stóp w grupach I, II i III w badaniu statycznym.

**Tabela 27.** Statystyki opisowe dla powierzchni obciążanej stóp w grupach I, II i III w badaniu dynamicznym.

**Tabela 28.** Korelacja powierzchni obciążanej i BMI dla grup I, II i III.

**Tabela 29.** Istotne statystycznie korelacje parametrów mierzonych na RTG kontrolnym z badaniem pedobarograficznym statycznym dla grupy I.

**Tabela 30.** Istotne statystycznie korelacje parametrów mierzonych na RTG kontrolnym z badaniem pedobarograficznym dynamicznym dla grupy I.

## **11. Spis rycin**

**Rycina 1.** Skala Manchester.

**Rycina 2.** Formularz oceny w skali AOFAS forefoot score.

**Rycina 3.** Graficzne przedstawienie mierzonych kątów na RTG stopy AP.

**Rycina 4.** Sposób pomiaru relatywnej długości pierwszej kości śródstopia (RLFM) – na tym RTG pierwsza kość śródstopia krótsza.

**Rycina 5.** Podział obszarów stopy na regiony.

**Rycina 6.** Porównanie wartości średnich składowych skali AOFAS w grupach I i II.

**Rycina 7.** Porównanie wyników klinicznych w grupie I i II – przedziały opisowe.

**Rycina 8.** Porównanie grupy I i II pod względem nasilenia dolegliwości bólowych.

**Rycina 9.** Zależność parametru ból w skali AOFAS od czasu obserwacji w grupie I.

**Rycina 10.** Wyniki składowej ból skali AOFAS w trakcie badania kontrolnego u pacjentów z grupy I odczuwających ból przed operacją w regionie palucha .

**Rycina 11.** Wyniki składowej ból skali AOFAS w trakcie badania kontrolnego u pacjentów z grupy I odczuwających przed operacją ból o charakterze metatarsalgii.

**Rycina 12.** Wyniki składowej ból skali AOFAS w trakcie badania kontrolnego u pacjentów grupy I odczuwających przed operacją bóle w regionie palucha oraz o charakterze metatarsalgii.

**Rycina 13.** Podział grupy I ze względu na zaawansowanie zmian zwyrodnieniowych przed operacją wg Kellgrena.

**Rycina 14.** Porównanie parametrów RTG: HVA, FIA, MPV, SRS przed i po operacji w grupie I (grupa badana).

**Rycina 15.** Zależność parametrów radiologicznych HVA przed i HVA po operacji.

**Rycina 16.** Zależność parametrów radiologicznych FIA przed i HVA po operacji.

**Rycina 17.** Zależność resekcji procentowej paliczka podstawnego palucha i korekcji kąta koślawości palucha.

**Rycina 18.** Zestawienie uśrednionych wyników nacisków statycznych średnich w poszczególnych regionach stóp w grupie I, II i III.

**Rycina 19.** Zestawienie uśrednionych wyników nacisków statycznych maksymalnych w poszczególnych regionach stóp w grupie I, II i III.

**Rycina 20.** Porównanie uśrednionych wyników nacisków statycznych średnich i maksymalnych dla całych stóp w grupach I, II i III.

**Rycina 21.** Zestawienie uśrednionych wyników nacisków dynamicznych średnich w poszczególnych regionach stóp w grupie I, II i III.

**Rycina 22.** Zestawienie uśrednionych wyników nacisków dynamicznych maksymalnych w poszczególnych regionach stóp w grupie I, II i III.

**Rycina 23.** Porównanie uśrednionych wyników nacisków dynamicznych średnich i maksymalnych dla całych stóp w grupach I, II i III.



**Rycina 24.** Graficzne porównanie średnich czasów nacisku w poszczególnych regionach stopy w grupach I, II i III w badaniu pedobarograficznym dynamicznym.

**Rycina 25.** Graficzne przedstawienie procentowej proporcji czasu nacisku do całkowitego czasu obciążania w poszczególnych regionach stopy w grupach I, II i III w badaniu pedobarograficznym dynamicznym.

**Rycina 26.** Porównanie średnich obszarów obciążanych stóp w badaniu pedobarograficznym statycznym i dynamicznym.