

**ANNALES
ACADEMIAE MEDICAE
GEDANENSIS
TOM XLI
2011
SUPPLEMENT 10**

GDAŃSKI UNIWERSYTET MEDYCZNY

Tomasz Mazurek

**BADANIA KLINICZNE I DOŚWIADCZALNE NAD
REKONSTRUKCJĄ
ŚCIEGIEN ZGINACZY PALCÓW RĘKI
W „STREFIE ZIEMI NICZYJEJ”**

*SECONDARY REPAIR OF FLEXOR TENDON INJURIES
IN THE "NO MAN'S LAND" – A CLINICAL AND
EXPERIMENTAL STUDY*

Rozprawa habilitacyjna

Katedra i Klinika Ortopedii i Traumatologii Narządu Ruchu
p.o. kierownika: dr med. Krzysztof Kolarz

GDAŃSK 2011

Wydano za zgodą
Senackiej Komisji Wydawnictw Gdańskiego Uniwersytetu Medycznego

REDAKTOR NACZELNY
EDITOR-IN-CHIEF
Marek Grzybiak

HONOROWY REDAKTOR NACZELNY
HONORARY EDITOR-IN-CHIEF
Stefan Raszeja

KOMITET REDAKCYJNY
EDITORIAL BOARD
z-ca redaktora naczelnego – Adam Szarszewski
sekretarz redakcji – Włodzimierz Kuta
redaktor techniczny – Tadeusz Skowrya
Tomasz Bączek, Zdzisław Bereznowski, Anna Grygorowicz, Andrzej Hellmann,
Jerzy Kuczkowski, Krzysztof Narkiewicz, Michał Obuchowski,
Zbigniew Kmieć, Julian Świerczyński, Aleksandra Żurowska

ADRES REDAKCJI
ADDRESS OF EDITORIAL OFFICE
Annales Academiae Medicae Gedanensis
Zakład Anatomii Klinicznej
Gdańskiego Uniwersytetu Medycznego
ul. Dębinki 1, 80-211 Gdańsk, Poland
e-mail: annales@gumed.edu.pl

Artykuły opublikowane w Annales Academiae Medicae Gedanensis
są zamieszczane w bazie EMBASE
Articles published in Annales Academiae Medicae Gedanensis are covered
by the Excerpta Medica database (EMBASE)

PL ISSN 0303–4135

Gdański Uniwersytet Medyczny

Szczególne podziękowania składam Mojej Rodzinie: żonie Marii, dzieciom - Mariannie, Ani, Tomkowi i Michałowi oraz moim Rodzicom - Klarze i Eugeniuszowi

Dziękuję moim nauczycielom:

Profesorowi Antoniemu Hlavatemu
śp. Profesorowi Józefowi Szczekotowi
śp. Doktorowi Alfredowi Oźdze
Profesorowi Stanisławowi Mazurkiewiczowi
Profesorowi Andrzejowi Smoczyńskiemu
Profesorowi Bogusławowi Baczkowskiemu
Doktorowi Markowi Krzemińskiemu

Za inspirację, pomoc dziękuję Panu dr. Marcinowi Ceynowie,
za rysunki dziękuję Pani Annie Ceynowie

SPIS TREŚCI

WYKAZ STOSOWANYCH SKRÓTÓW.....	9
1. WSTĘP.....	11
1.1. Historia chirurgii ścięgien zginaczy palców ręki.....	11
1.1.1. Historia chirurgii ścięgien zginaczy w Polsce.....	15
1.2. Anatomia, ukrwienie i biomechanika ścięgien zginaczy palców ręki.....	16
1.2.1. Ukrwienie ścięgien zginaczy.....	17
1.2.2. Biomechanika ścięgien zginaczy.....	19
1.3. Gojenie ścięgien zginaczy palców ręki, tworzenie zrostów, podziały na strefy uszkodzeń.....	19
1.3.1. Podział na strefy i skala rozległości uszkodzeń ścięgien zginaczy.....	20
1.4. Naprawa pierwotna ścięgien zginaczy palców ręki.....	23
1.4.1. Technika szwu.....	24
1.5. Naprawa wtórna ścięgien zginaczy palców ręki w NML.....	25
1.5.1. Jedno i dwuetapowa rekonstrukcja ścięgien zginaczy.....	25
1.5.2. Idea Paneva-Cholevitch w rekonstrukcji ścięgien zginaczy.....	26
1.5.3. Zastosowanie protezy ścięgna własnego pomysłu.....	27
1.5.4. Przeszczep ścięgna i jego losy.....	29
1.5.5. Zakotwiczenie przeszczepu ścięgna w odcinku bliższym.....	31
1.5.6. Zakotwiczenie przeszczepu ścięgna w odcinku dalszym.....	33
1.5.7. Usprawnianie po naprawie ścięgien zginaczy.....	37
2. ZAŁOŻENIA I CEL PRACY.....	40
3. MATERIAŁ I METODY.....	41
3.1. Część doświadczalna.....	41
3.1.1. Badanie wytrzymałości zakotwiczenia przeszczepu ścięgna w paliczku dalszym na modelu dla dorosłych.....	41
3.1.2. Badanie wytrzymałości zakotwiczenia przeszczepu ścięgna w paliczku dalszym na modelu dla dzieci.....	44
3.1.3. Test biomechaniczny – model dla dorosłych i dzieci.....	45
3.2. Część kliniczna.....	45
3.2.1. Wywiad.....	46
3.2.2. Badanie funkcji ręki.....	46
3.2.3. Badanie subiektywne.....	53
3.2.4. Technika leczenia operacyjnego.....	57
4. WYNIKI.....	61
4.1. Część doświadczalna.....	61
4.1.1. Badanie wytrzymałości zakotwiczenia przeszczepu ścięgna w paliczku dalszym na modelu dla dorosłych.....	61
4.1.2. Badanie wytrzymałości zakotwiczenia przeszczepu ścięgna w paliczku dalszym na modelu dla dzieci.....	62
4.2. Część kliniczna.....	63
4.2.1. Dane z wywiadu.....	63
4.2.2. Ocena zakresu ruchu.....	63
4.2.3. Uszkodzenie nerwów.....	64
4.2.4. Badanie siły.....	65
4.2.5. Badanie nietolerancji zimna.....	65

4.2.6. Badanie subiektywne – kwestionariusz DASH	65
4.2.7. Analiza statystyczna uzyskanych wyników.....	65
5. DYSKUSJA	71
5.1. Część doświadczalna	71
5.1.1. Badanie wytrzymałości zakotwiczenia przeszczepu ścięgna w palczku dalszym na modelu dla dorosłych	71
5.1.2. Badanie wytrzymałości zakotwiczenia przeszczepu ścięgna w palczku dalszym na modelu dla dzieci	75
5.2. Część kliniczna	76
5.2.1. Ocena danych z wywiadu	78
5.2.2. Ocena zakresu ruchu.....	79
5.2.3. Ocena uszkodzeń nerwów	81
5.2.4. Ocena siły	82
5.2.5. Ocena nietolerancji zimna	83
5.2.6. Ocena badania subiektywnego – kwestionariusz DASH.....	83
6. WNIOSKI.....	85
6.1. Część doświadczalna	85
6.2. Część kliniczna	85
7. PIŚMIENNICTWO	86
8. STRESZCZENIE	104
9. SUMMARY	106

WYKAZ STOSOWANYCH SKRÓTÓW

DASH – *disabilities of arm shoulder and hand*

DIP – *distal interphalangeal joint* / staw międzypaliczkowy dalszy

FDP – *flexor digitorum profundus* / zginacz głęboki palca

FDS – *flexor digitorum superficialis* / zginacz powierzchowny palca

MCP – *metacarpophalangeal joint* / staw śródrečno-paliczkowy

N – *number* / liczba

NML – *no man's land* / „strefa ziemi niczyjej”

p – *significance* / istotność statystyczna

PIP – *proximal interphalangeal joint* / staw międzypaliczkowy bliższy

Pl – *musculus palmaris longus* / mięsień dłoniowy długi

Pl-A-A – model doświadczalny łączący przeszczep ścięgna Pl z kotwicą (A – *anchor*) u dorosłych (A – *adult*)

Pl-B-A – model doświadczalny łączący przeszczep ścięgna Pl z kością paliczka (B – *bone*) u dorosłych (A – *adult*)

Pl-FDP-A – model doświadczalny łączący przeszczep ścięgna Pl z kikutem ścięgna FDP u dorosłych (A – *adult*)

Pl-A-C – model doświadczalny łączący przeszczep ścięgna Pl z kotwicą (A – *anchor*) u dzieci (C – *child*)

Pl-FDP-C – model doświadczalny łączący przeszczep ścięgna Pl z kikutem ścięgna FDP u dzieci (C – *child*)

Pl-N-A – model doświadczalny łączący przeszczep ścięgna Pl z wyprowadzeniem na płytkę paznokcia (N – *nail*) u dorosłych (A – *adult*)

Pt – *musculus plantaris* / mięsień podszwowy

R – *correlation* / korelacja

SD – *standard deviation* / odchylenie standardowe

śr – średnia arytmetyczna

śzpr – ścięgna zginacze palców ręki

TAM – *total active motion* / suma czynnego zakresu ruchu w stawach MCP, PIP i DIP

1. WSTĘP

Uszkodzenia ścięgien zginaczy ręki stwarzały odwiecznie utrapienie w leczeniu. W starożytności i w średniowieczu traktowano ścięgna wspólnie z nerwami i zalecano, aby ich nie operować, obawiając się „konwulsji i bólu”. W erze nowożytnej postępy w chirurgii ścięgien ograniczone były i są tendencją do tworzenia blizn i zrostów, które niweczą efekt leczenia. Zjawisko powstawania zrostów łączących ścięgno i otoczenie jest szczególnie istotne w strefie pochewkowej zwanej „strefą ziemi niczyjej” (NML) [43, 44, 45].

Pomimo stosowania nowoczesnych rozwiązań w postaci atraumatycznej techniki operacyjnej, wprowadzenia prawie doskonałych zespołów ścięgien, zastosowania przeszczepów ścięgien i protez silikonowych, zrosty ścięgna z otoczeniem spowodowane przez migrację fibroblastów ograniczają amplitudę ruchu ścięgna i powodują przykurcze palców ręki [59, 79, 256].

Szczególnie trudnym problemem w chirurgii ścięgien jest ich naprawa wtórna spowodowana brakiem lub złą interwencją operacyjną w naprawie pierwotnej. Oprócz zrostów ścięgna z otoczeniem mamy wówczas do czynienia z obkurczeniem mięśnia i wytworzeniem przerwy w ciągłości ścięgna oraz często z częściowym zniszczeniem pochewki ścięgna. W takiej sytuacji rekonstrukcja w strefie NML stwarza największe problemy z powodu braku dobrych metod leczenia i pomimo naukowych dociekań nadal jest obciążona złymi wynikami [30, 35, 82, 141, 305].

Z tego wynika, że badania naukowe i prace kliniczne nad rekonstrukcją ścięgien zginaczy palców ręki (śzpr) są bardzo potrzebne. Ponieważ naprawa uszkodzeń śzpr napotyka na największe problemy w NML postanowiłem poświęcić tę pracę wyłącznie naprawom wtórnym w tej strefie.

Ze względu na znaczną odmienność anatomiczną wyłączyłem kciuk z badań [49, 187, 291, 294].

1.1. Historia chirurgii ścięgien zginaczy palców ręki

Tradycyjnie czasy starożytne utożsamiane w chirurgii ścięgien z Hipokratesem związane są z przeświadczeniem, że interwencja chirurgiczna powoduje ból, niekontrolowane konwulsje i śmierć [5, 99, 130, 241, 245]. Ma to związek z koncepcją anatomiczną tamtych czasów, kiedy nie rozróżniano ścięgien i nerwów, a białe struktury wychodzące z mięśnia szkieletowego traktowano wspólnie, nazywając neuronem [5, 99, 130, 241, 245]. Błędnie ten pogląd przypisywano Galenowi [5, 130, 241], który w swych obszernych pracach *Ars Magna* i *Ars Medica* dokładnie rozróżniał nerwy, mięśnie, więzadła i ścięgna [245]. Ponieważ sekcjonowanie zwłok w jego czasach nie było praktykowane obserwacje anatomiczne Galena poczynione zostały na podstawie badań zwierząt (badania wykonywał na małpie magot) oraz leczenia ran gladiatorów [245]. Pomimo, że Galen formalnie nie zalecał naprawy ścięgien, to jednak są udokumentowane relacje dotyczące takich operacji: *I found one of the gladiators called horseman with a transverse division of the tendon on the anterior inferior surface of the thigh, the lower part being separated from the upper, and without hesitation I brought them together by sutures. I knew that the fleshy parts of muscles had been sutured before, but had never seen my teachers suture tendons. In fact, in wounds of this kind some*

physicians only stich together the skin edges, others put the sutures only through the anterior part of the muscle and the posterior part fails t unite. When the muscular injury is longitudinal, proper bandaging alone will bring the parts together, but when transverse they must be held by sutures or they will remain permanently separated. When the edges of the ruptured tendon were ragged, I trimmed them. Some unskilled surgeons, imitating my work, tear away the membrane covering the muscle, not knowing that this should be included in the stithes [99, 245].

Jednak doktryna „nie operować ścięgien“ przetrwała aż do XVIII wieku i jest przypisywana Galenowi.

700 lat po Galenie wielki arabski lekarz Ibu Sina zwany w Europie Awicenną podał praktyczne szczegóły dotyczące naprawy ścięgien, jednak jego nauki zostały zapomniane [5, 241].

Poczynając od XIV wieku szereg badaczy próbowało chirurgii ścięgien. Guy de Chauliac, Ambroży Pare sporadycznie dokonywali szwu ścięgien. Felix Wurtz i Andre della Croce opisali szczegółowo technikę szwu ścięgna. Roger z Parmy, Roland Lanfranchi z Mediolanu oraz Wiliam z Sulicet promowali szew ścięgna zgodnie z techniką Awicenny [5].

La Vauguion był pierwszym chirurgiem, który opisał wtórną naprawę ścięgna. W 1698 roku podał szczegóły techniczne dotyczące wycięcia blizny i „odświeżenia” końców ścięgna. Bienaise opisał użycie dodatkowych cięć skóry dla wyeksponowania końców ścięgna [5].

Przełomem były wysiłki Albrechta von Hallera, który w 1752 roku opublikował pracę udawadniającą brak drażliwości ścięgna. Praca została powszechnie przyjęta i zakończyła erę galenowskiej doktryny. Od tego czasu zaczyna się nowożytne spojrzenie na chirurgię ścięgien wraz z rozwojem nowych technik, użyciem przeszczepów, transferów ścięgien i badań naukowych [5].

Pierwszej transplantacji ścięgna dokonał Gluck w 1881 roku przeszczepiając ścięgno Achillesa razem z mięśniem brzuchatym łydki u kurczaka. W 1882 roku niemiecki lekarz Heuck podczas operacji ręki przez pomyłkę wyciął fragment prostownika długiego kciuka. Fragment ten został wszyty jako wolny przeszczep i zdarzenie zakończyło się dobrym wynikiem. Jest to pierwszy opisany przeszczep ścięgna u człowieka [5].

W wieku XIX i na początku XX prowadzono szereg badań dotyczących transferów ścięgien w naprawie funkcji po zapaleniu przednich rogów rdzenia. W Europie prace te prowadzili: Nicoladoni, Malgaigne, Velpeau, Duplay, Tillaux, Franke, Eulenburg i Drobnik, natomiast Miliken, Parrish i Goldthwait w Stanach Zjednoczonych [5].

Codivilla z Bolonii w 1889 roku był pierwszym, który zwrócił uwagę na rolę pozostawienia pochewki ścięgna w zapobieganiu tworzenia zrostów [5].

W 1910 roku Konrad Biesalski z Berlina opublikował pracę, w której przedstawił problem tworzenia się blizn i zrostów w przeniesieniach ścięgien. Biesalski stosował autogenną pochewkę ścięgien porażonych dla uniknięcia zrostów w transferach [32]. Uzupełnieniem tych prac było dzieło Mayera z 1916 roku „Die Physiologische Sehneverpflanzung”, w którym autor omówił anatomię i fizjologię ścięgien, rolę para i mesotenonu oraz pochewki ścięgna. W kontekście transferów zalecał bezpośrednie zespalanie ścięgna do kości lub z innym ścięgnem, zwracał uwagę na użycie odpowiedniego mięśnia jako jednostki motorycznej oraz pozostawienie paratenonu wokół przeniesionego ścięgna, przestrzegał przed przenoszeniem mięśni antagonistycznych [185].

Pierwszą serię wolnych przeszczepów ścięgien na rękę opublikował Erich Lexer z Jeny w 1912 roku. Stosował wolne przeszczepy ścięgna w naprawie zasterzałych uszko-

dzeń, infekcji oraz zespołu ciasnoty powięziowej. Jako przeszczepu używał ścięgno P1 lub prostowników palców stopy. Stosował również transfery sąsiednich ścięgien zginaczy jako rozwiązanie bardziej bezpieczne aniżeli przeszczep. Lexer zwrócił uwagę na ostrożną, delikatną technikę operacyjną i wczesny ruch po operacji już w szóstym dniu dla prewencji zrostów. Lexer zalecał aby szew przeszczepu był oddalony od skóry dla uniknięcia zrostów, używał także miejscowych płatów skórnych dla oddzielenia szwu od skóry, opisał również szczegółowo technikę zakotwiczenia przeszczepu ścięgna w paliczku dalszym z obszyciem okostną. Praca Lexera jest kamieniem milowym i otwiera nowy rozdział w chirurgii ścięgien zginaczy ręki z użyciem przeszczepów [146].

Kolejnym przełomem były publikacje Sterlinga Bunnela, który w latach 1918-1921 opublikował prace wyznaczające filozofię postępowania w chirurgii ścięgien zginaczy na dziesięciolecie [43, 44]. Za kluczowe uważał stosowanie atraumatycznej techniki operacyjnej z użyciem delikatnych i ostrych narzędzi, stosowania perfekcyjnej aseptyki i bezkrwawego pola operacyjnego. Zauważał znaczenie dobrego oświetlenia, uważnej spokojnej asysty, wygodnej pozycji i siedziska dla operatora. W technice operacyjnej zwrócił uwagę na złe wyniki poprzedników w leczeniu uszkodzeń ścięgien w NML. Stąd zasadą w teorii Bunnela był zakaz szwu ścięgna w tej strefie. W sytuacji uszkodzenia obu ścięgien w NML zalecał pierwotnie zaszyć skórę i po trzech tygodniach usunąć oba ścięgna, następnie dokonać przeszczepu ze ścięgna P1, Pt lub prostownika palca stopy na FDP. Zasadą również było oszczędzanie FDS w przypadku izolowanego uszkodzenia FDP. Według Bunnela wówczas rozwiązaniem jest artrodeza lub tenodeza DIP. Wreszcie w sytuacji uszkodzenia ścięgna FDP blisko dalszego przyczepu Bunnel zalecał reinsertację w paliczek dalszy [45].

Bunnel jest autorem pojęcia „strefa ziemi niczyjej” w odniesieniu do strefy pochewkowej szpr. Określenie NML jest zapożyczone z wojskowości i oznacza teren niekontrolowany przez żadną z dwóch lub więcej stron konfliktu. Tego określenia używano również w średniowieczu dla kawałka ziemi na północ od murów Londynu, na którym odbywały się egzekucje [55]. W kontekście szpr oznacza najbardziej fatalne miejsce dla ich chirurgii obarczone największym procentem wyników złych. Ideą Bunnela w naprawie pierwotnej ścięgien było ominięcie NML poprzez zastosowanie przeszczepu ścięgna w tej strefie i dokonanie szwu pozapochewkowo na śródrczu [45].

Powyższe zasady obowiązywały powszechnie aż do lat 70. XX wieku. W tym czasie trwały prace nad poprawieniem wyników leczenia poprzez walkę ze zrostami.

Nad rolą unaczynienia w procesie tworzenia zrostów pracował Lundborg, który uważał przeżycie kawałka ścięgna w stawie kolanowym, uzasadniając tym samym, że ścięgno odżywia się poprzez płyn maziowy [159]. Rolę uszkodzenia pęt i ich znaczenia dla gojenia się podkreślali Amadio i wsp. oraz Pennigton i wsp., obserwując mniejszy przesuw ścięgna w przypadku ich uszkodzenia [8, 207]. Potenza w 1964 roku zauważył większe bliznowacenie wówczas, gdy dochodziło do zmiążdżenia tkanek i urazów powierzchni ścięgna, co odnosi się do zaleceń atraumatycznej techniki operacyjnej [214]. Prace Armenty i wsp., Azara i wsp., Hoopera i wsp., Petersona i wsp., Webera i Zbrodowskiego i wsp. pozwoliły przybliżyć idee unaczynienia ścięgna zginacza w postaci odżywienia poprzez naczynia wnikaające od pęt oraz poprzez płyn maziowy na drodze dyfuzji [17, 20, 112, 209, 302, 312]. Rozległość uszkodzenia pochewki ścięgna i wskazania do jej naprawy były celem badań Gelbermana i wsp., Listera, Petersona i wsp. i Tanga i wsp. [90, 154, 210, 280].

Badano wpływ przeróżnych substancji i leków na powstawanie zrostów. Douglas i wsp. Lindsay i Walker oraz Hlavaty badali wpływ preparatów antyhistaminowych, Ketum, Hlavaty znaczenie sterydów, Kulick i wsp. ibuprofenu, wreszcie Szabo i Younger wpływ indometacyny [68, 152, 108, 125, 137, 274]. Stosowano również osłony z tłuszczu, powięzi, żył, fragmentów metalu i plastiku, jednak żadna z tych metod nie przetrwała do naszych czasów [5, 81, 193].

Pierwszym wyłomem w doktrynie Bunnella były prace Claude'a Verdana z Lozanny w latach 50. [297]. W pewnym sensie były kontynuacją idei Bunnella w postaci atraumatycznej techniki operacyjnej, użycia delikatnych narzędzi, jednak zasadniczo różniły się tym, że autor dokonywał pierwotnych zespolzeń ścięgien w NML uzyskując bardzo dobre wyniki niepotwierdzone przez innych autorów. Verdan przywiązywał ogromną rolę do usprawniania, którą prowadził osobiście. Jego dziełem jest również podział ręki na strefy, których autor wyróżnił siedem i dla każdej z nich stosował inne metody leczenia [297].

Innym pionierem chirurgii ścięgien w Europie był Guy Pulvertaft, autorytet w Anglii, który opisał szew ścięgna z przeszczepem ścięgna nazwany jego imieniem [221]. Kolejną wielką postacią chirurgii ręki był Bruner, autor pracy o dostęпах operacyjnych w obrębie palców i ręki opisanych jego imieniem [40].

W naprawie wtórnej szpr, pomimo wprowadzenia do rekonstrukcji przeszczepów ścięgien, nie uzyskiwano zadowalających wyników. Stąd próby wytworzenia kanału pochwowego, w który wtórnie można by wprowadzić przeszczep ścięgna. W 1939 roku Thatcher stosował pręty ze stali nierdzewnej dla odtworzenia pochewki ścięgna, jednak nie uzyskał dobrych wyników [283].

Przełomem we wtórnej naprawie ścięgien zginaczy było zastosowanie przez Huntera w latach 60. silastikowych protez i stworzenie idei dwuetapowej plastyki ścięgien zginaczy [114].

Usankcjonowanie pierwotnego szwu ścięgna w NML nastąpiło w efekcie prac Kesslera i Kleinerta w latach 60. XX wieku, kiedy wprowadzono nowoczesne metody zespolenia ścięgien spełniające wymóg wytrzymałości mechanicznej oraz nie upośledzające ukrwienia ścięgna [130]. Zasadą stało się stosowanie szwu śródścięgowego z obszyciem zespolenia i z rekonstrukcją pochewki ścięgna.

Stąd w rozwoju chirurgii ścięgien w ostatnich 40 latach dominującym kierunkiem jest doskonalenie zespolenia końców ścięgna w postaci poprawy jego wytrzymałości, oszczędzenia ukrwienia, uniknięcia rozejścia końców, poprawy poślizgu i kształtu zespolenia oraz rozwijanie pooperacyjnych technik usprawniających. Ze względu na to, że biomechaniczna wytrzymałość zespolenia ścięgna czy przeszczepu ścięgna była niewystarczająca dla wczesnego czynnego usprawniania i groziła zerwaniem zespolenia, aż do czasów Bunnella stosowano unieruchomienie operowanej kończyny w zgięciu w stawach MCP, PIP oraz DIP przez trzy tygodnie [45]. Zwrócono jednak uwagę, że tego typu postępowanie prowadzi do rozwoju zrostów i unieruchomienia ścięgna. Prace kliniczne i doświadczalne Aoki i wsp., Gelbermana i wsp., Kubota i wsp. oraz Tanaki i wsp. uzasadniły, że napięcie w linii zespolenia w postaci wczesnego usprawniania powoduje mniej zrostów, poprawia przesuw ścięgna i zwiększa wytrzymałość zespolenia [14, 88, 135, 276]. Prekursorem tych spostrzeżeń był Kleinert. Wprowadził metodę szynowania dynamicznego w prowadzeniu pooperacyjnym, która poprzez połączenie płytki paznokcia z opatrunkiem taśmą gumową pozwalała na czynny wyprost palca z biernym jego zgięciem [130]. Ta rewolucyjna metoda usprawniania została powszechnie zaakceptowana i stosowana na całym świecie, jednak wymagała perfekcyjnej opieki pooperacyjnej

ze strony operatora, jak i fizjoterapeuty. Zaniechanie tej opieki skutkowało rozwojem utrwalonych przykurczów zgięciowych palców. Kontynuacją tych obserwacji było wprowadzenie przez Durana i Housera a następnie przez Stricklanda i Glogovaca metody wczesnego kontrolowanego ruchu biernego [72, 266]. Autorzy uzasadniali przydatność metody poprzez mniejsze ryzyko zerwania zespolenia i mniejszy odsetek przykurczów zgięciowych. Równolegle nie brakowało badaczy takich jak Manske oraz Peck i wsp., którzy byli zwolennikami wczesnego kontrolowanego ruchu czynnego, metody obciążonej ryzykiem zerwania zespolenia, ale i zapewniającej lepsze wyniki [172, 205].

1.1.1. *Historia chirurgii ścięgien zginaczy w Polsce*

Pierwszym polskim autorem, który zajmował się chirurgią ścięgien i którego prace są cytowane do dzisiaj na całym świecie był Tomasz Drobnik [69]. Prace naczelnego chirurga szpitala dziecięcego Św. Józefa w Poznaniu poświęcone były głównie transpozycjom ścięgien, na które było duże zapotrzebowanie z powodu następstw zapalenia przednich rogów rdzenia. Dzieło „O przenoszeniu czynności mięśni przy porażeniach dziecięcych” zostało wygłoszone w listopadzie 1892 roku a opublikowane w Gazecie Lekarskiej w 1893 roku. Autor dokonał przeniesienia długiego prostownika palucha na prostownik długi palców stopy u 7 letniej dziewczynki. W pracach Tomasza Drobnika imponuje przenikliwość i wizja przyszłości: [...] *ścięgna zeszyłem, przykładając jedno na drugie. Zdaje mi się, że zeszyte ścięgna w ten sposób wykonane, jest także silniejszym.* Lub też cytat: *Czy będzie można przenieść czynność mięśni wyprostnych na zginacze z zadowalającym czynnościowym wynikiem, np. przy tak ważnym porażeniu zginaczy palców ręki, to będzie zależało, zdaniem moim, nie tylko od trudności technicznych, lecz przeważnie od możliwości zastosowania się ośrodków mózgowych do zmienionych warunków unerwienia i czynności.* Czy też: *Na końcu jeszcze jeden projekt, dotyczący się techniki operacji przenoszenia czynności mięśni. W przypadkach, w których będziemy w kłopotcie ze względu na niemożliwość poświęcenia całej czynności jakiegokolwiek mięśnia, postanowiłem odciąć część ścięgna mięśnia funkcjonującego, rozszcześcić ścięgno aż do brzośca mięsnego, przeszkodzić zrośnięciu protektorem lub gumowym papierem i przytwierdzić część ścięgna mięśnia funkcjonującego do ścięgna mięśnia porażonego.* [69].

Po II wojnie światowej problemem upowszechnienia wiedzy na temat chirurgii szpr zajmował się między innymi Zygmunt Ambros. W jego pracy dominowały poglądy Bunnella, jednak z krytyczną oceną wyników [10]. W latach 60. pracę habilitacyjną i szereg artykułów w Chirurgii Narządu Ruchu i Ortopedii Polskiej napisał Antoni Hlavaty [108, 109, 110]. Autor zajmował się badaniami doświadczalnymi, w których dociekał wpływu urazu chirurgicznego na procesy regeneracyjne ścięgien oraz na powstawanie zrostów, uzasadniając sens atraumatycznej techniki operacyjnej. Modelem doświadczalnym były ścięgna piętowe królika, które autor ścisnął 15 razy kleszczami Kochera, symulując w ten sposób uraz operacyjny [108]. Tematem badań Antoniego Hlavatego były również badania histologiczne dotyczące zrastania się przeciętego ścięgna w warunkach szwu chirurgicznego w modelu na królikach. Wnioskiem pracy było to, że nici nylonowe powodują znacznie mniejsze uszkodzenie, aniżeli nici z jedwabiu oraz że szew pogrążony ścięgna daje lepsze wyniki, aniżeli szew wyeksponowany na powierzchni ścięgna [108].

Kolejnym tematem badanym przez Antoniego Hlavatego był wpływ hydrokortyzonu i hialuronidazy na gojenie się ścięgien i powstawanie zrostów. Modelem doświadczalnym było znów ścięgnię Achillesa królika po zespoleniu, a hydrokortyzon i hialuronidazę podawano miejscowo do 3 tygodni od operacji. Autor zauważył, że hydrokortyzon znacznie zmniejsza następstwa urazu ścięgien w postaci zmniejszenia proliferacji tkanki łącznej. Niekorzystnym przejawem działania hydrokortyzonu było osłabienie siły zrostu o 25% oraz dwukrotnie częstsze rozejście zespolenia w porównaniu z grupą kontrolną. Jeszcze większy efekt tkankowy powodowała hialuronidaza, która wywoływała wręcz bezodczynowość, osłabiała również siłę zrostu o około 50%. Wnioskiem autora było stosowanie hydrokortyzonu do wszelkich operacji na ścięgniach, natomiast użycie hialuronidazy ograniczył do tenoliz [108].

Roman Okoniewski i wsp. w 1967 roku opublikowali wyniki leczenia uszkodzeń ścięgien zginaczy leczonych pierwotną naprawą, co było złamaniem zasady Bunnella [43, 202]. Autorzy uzyskali zachęcające wyniki leczenia.

Lata 80. zaowocowały w Polsce szeregiem prac klinicznych i badawczych dotyczących ścięgien zginaczy. Andrzej Zbrodowski zajmował się unaczynieniem ścięgien zginaczy w NML, szczegółowo poddał badaniu histologicznemu krezki i pęta, uzasadniając ukrwienie ścięgien zginaczy głównie z tego źródła [312].

Przemysław Minta zajął się oceną przydatności ściany żyłnej w zapobieganiu zrostom po szwie ścięgna na modelu ścięgna piętowego królika [193]. Zaobserwował, że zastosowanie osłonki żyłnej opóźnia proces naprawy i wzrost wytrzymałości mechanicznej, a tym samym wymaga wydłużonego unieruchomienia obejmującego cały obwód ścięgna.

Bolesław Nagay i wsp. na modelu ścięgna smukłego zginacza podeszwowego łapy świnki morskiej przeprowadzili badania doświadczalne nad gojeniem się ścięgien w różnych środowiskach tkankowych i w rozmaitych warunkach dynamicznych w kontekście przydatności metody szynowania dynamicznego w usprawnianiu pooperacyjnym [200]. We wnioskach autorzy podkreślili, że pozostawienie pewnego zakresu ruchomości biernej przy wyłączeniu czynnej nie zapobiega w doświadczeniu rozwojowi silnych zrostów z otoczeniem.

Władysław Manikowski wydał w latach 80. szereg prac, zwieńczonych habilitacją, zajmujących się szeroko problemem chirurgii szpr. Autor wprowadził pojęcie współczynnika kąt-siła, służącego do jednoczesnej oceny wartości siły zgięcia i zakresu ruchu palca po operacjach na szpr [166, 167, 168, 169]. Do dokonań Manikowskiego należy również kliniczne zastosowanie kikuta FDS jako siły motorycznej dla przeszczepu ścięgna [168]. Rozprawa habilitacyjna Władysława Manikowskiego była niezwykle wyczerpującą pozycją w piśmiennictwie dotyczącym szpr i wiele jej aspektów jest aktualnych do dzisiaj [169].

1.2. Anatomia, ukrwienie i biomechanika ścięgien zginaczy palców ręki

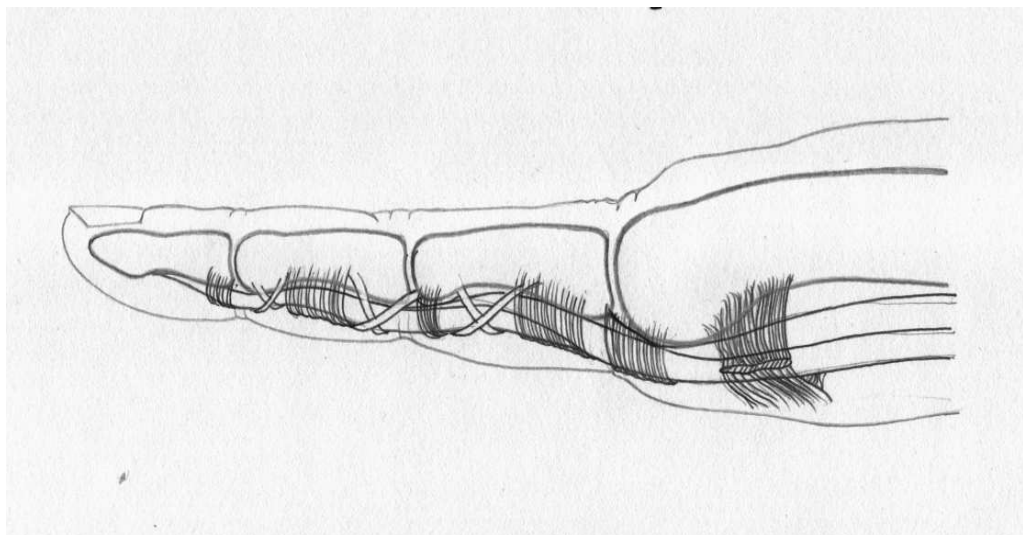
W NML na palcu obecne są ścięgna FDS i FDP. Mięsień FDS przyczepia się dwoma głowami do nadkłykcia przyśrodkowego kości ramiennej i wyrostka dziobiastego kości łokciowej oraz na przedniej powierzchni kości promieniowej. W odcinku dalszym przedramienia mięsień dzieli się na 4 osobne brzośce tworzące 4 ścięgna do palców II-V. Ścięgna wchodzą w kanał nadgarstka, przy czym ścięgna dla palców środkowego i ob-

rażkowego leżą bardziej powierzchownie, aniżeli dla palca małego i wskaziciela. Po wejściu w pochewki na poziomie stawów śródrečno-paliczkowych ścięgna dzielą się na 2 odnogi przyczepiając się do paliczka środkowego palca. Odnogi na poziomie paliczka podstawowego są połączone między sobą tworząc skrzyżowanie włókien. Przez wytworzony w ten sposób otwór przenika ścięgno FDP. Mięsień FDS jest silnym zginaczem stawów MCP i PIP, ze względu na niezależne brzusce mięśniowe umożliwia zgięcie poszczególnych palców niezależnie od innych.

Mięsień FDP rozpoczyna się na przedniej powierzchni kości łokciowej i na błonie międzykostnej, z mięśnia wychodzą 4 ścięgna, które biegną po dnie kanału nadgarstka. Na poziomie paliczka podstawowego przechodzą przez wspomniany otwór między odnogami FDS i biegnąc w pochewce ścięgna przyczepiają się do paliczków dystalnych. Mięsień FDP jest odpowiedzialny za zgięcie w stawie DIP oraz wspólnie z FDS w PIP i MCP. Wspólny brzusiec determinuje ruch zgięcia we wszystkich stawach DIP ręki jednocześnie.

W funkcji zginania palców rolę odgrywają mięśnie glistowate, które przyczepiają się od strony promieniowej ścięgna FDP na śródreczu. Wspomagają i zapoczątkowują one ruch zgięcia w MCP wspólnie z mięśniami międzykostnymi.

W funkcji zgięcia palca na poziomie NML niezwykle ważną rolę odgrywa pochewka włóknista, która z punktu widzenia fizyki jest systemem bloczków dla ścięgien zginaczy. Funkcje bloczków spełniają elementy włókniste zewnętrzne w postaci więzadeł obrączkowych i krzyżowych, natomiast wewnętrzna część pochewki w postaci błony maziowej spełnia rolę śliskiej, elastycznej i giętkiej rury, w której przesuwają się ścięgna (ryc. 1) [224].



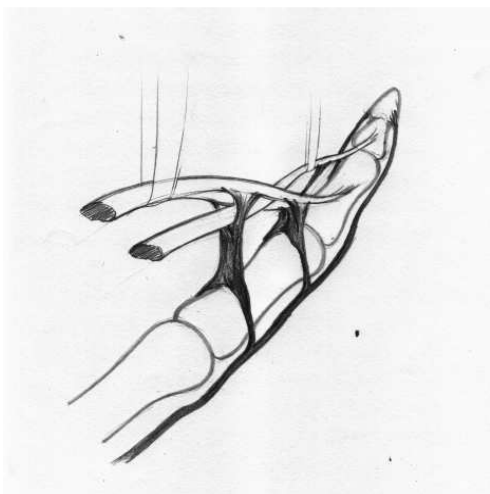
Ryc. 1. Schemat pochewki włóknistej z więzadłami obrączkowymi i krzyżowymi
Fig. 1. The tendon sheath with annular and cruciate ligaments

1.2.1. *Ukrwienie ścięgien zginaczy*

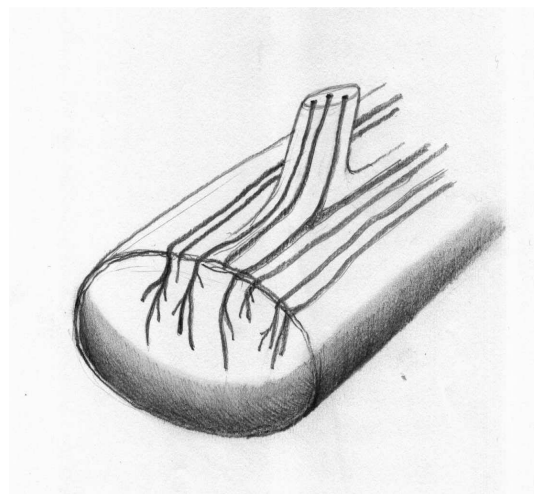
Uważa się, że prawidłowe ukrwienie szpr odgrywa kluczową rolę w gojeniu się ścięgna po urazie.

Od pierwszego udokumentowanego szwu ścięgna dokonanego przez Galena do połowy XX wieku panowało przeświadczenie, że szpr u człowieka są prawie pozbawione ukrwienia [73] z niskim metabolizmem i słabą aktywnością gojenia [73, 204]. Stąd rewaskularyzacja miała wynikać z kontaktu z otoczeniem i wnikania komórek tkanek otaczających ścięgno [215]. Wynikało to z prostej obserwacji braku wypływu krwi z przeciętych ścięgien. Jednak już Mayer w 1916 roku opisał trzy podstawowe źródła ukrwienia ścięgien zginaczy ręki w NML w postaci połączenia mięśniowo-ścięgnistego, połączenia ścięgnisto-kostnego oraz poprzez pęta [185]. Edwards w latach czterdziestych XX wieku opisał naczynia biegnące wzdłuż ścięgna [73]. Peacock w 1959 roku dokumentował, że najistotniejszym dla ukrwienia ścięgien jest system kreków i pęt ścięgien [204]. Doświadczenia lat 70. XX wieku poszerzyły możliwości badawcze poprzez zastosowanie metod perfuzyjnych z użyciem mikroskopu skaningowego wykonywanych na zwierzętach i na zwłokach ludzkich oraz metody immunohistochemiczne wprowadzone w latach 90., które pozwalają na precyzyjne określenie umiejscowienia komórek endothelium naczyń w ścięgniach [119].

Generalnie ukrwienie ścięgien zginaczy ręki w NML opiera się na systemie pęt, gdzie poprzez pęta długie i krótkie naczynia wnikają od strony grzbietowej (ryc. 2).



Ryc. 2. System pęt ścięgien
Fig. 2. The system of flexor tendon pulleys



Ryc. 3. Unaczynienie ścięgna
Fig. 3. The blood supply of the tendon

Drugim istotnym źródłem ukrwienia jest dyfuzja z płynu maziowego, gdzie w sytuacji przesuwania się ścięgna i wzrostu ciśnienia dochodzi do wpompowywania płynu do wnętrza ścięgna. Ta droga odżywienia ścięgna została odkryta przez Lundborga, który udokumentował przeżycie fragmentu ścięgna w płynie maziowym [159]. Dopływ krwi do naczyń biegnących wzdłuż ścięgna dochodzi głównie od systemu pęt, natomiast ukrwienie z końców ścięgna nie odgrywa istotnej roli. Precyzyjne badania immunohistochemiczne pozwoliły stwierdzić, że sieć naczyń od strony dłoniowej jest zdecydowanie mniejsza oraz, że w regionie pomiędzy troczkami A2 i A4, co dotyczy okolicy paliczka bliższego i bliższej części paliczka środkowego, obecne są pola pozbawione naczyń [94, 119] (ryc. 3). Dotyczy to zarówno FDS jak i FDP. W tych strefach ścięgno jest odżywiane tylko z płynu maziowego i najbardziej narażone na martwicę.

1.2.2. *Biomechanika ścięgien zginaczy*

W biomechanice ścięgien zginaczy kluczowe znaczenie ma integracja pomiędzy paliczkami, stawami międzypaliczkowymi i pochewką włóknistą w NML. Ta integracja polega na tym, że pochewki włókniste pełnią rolę bloczków i zapewniają najlepsze wykorzystanie przesuwu (ekskursji) ścięgna dla wykonania skutecznego ruchu. Im większy jest dystans pomiędzy ścięgnem a osią obrotu stawu tym większe jest ramię dźwigni i mniejsza siła kurczącego mięśnia. Z drugiej strony krótsze ramię dźwigni (położenie ścięgna blisko kości) powoduje większą rotację stawu przy tym samym przesuwie ścięgna. Stąd zachowanie prawidłowych optymalnych relacji pomiędzy paliczkami, stawami i pochewką włóknistą powoduje skuteczne wykorzystanie przesuwu ścięgna dla ruchu stawów międzypaliczkowych. Troczki A2 i A4 są najbardziej istotnymi biomechanicznie fragmentami pochewki. Brak tych troczków powoduje zmniejszenie zgięcia w stawach międzypaliczkowych i przykurcze zgięciowe tych stawów [272].

Możliwość przesuwu ścięgna zginacza jest imponująca i sięga 9 cm w sytuacji jednoczesnego zgięcia nadgarstka i palców oraz tylko 2,5 cm przy zgięciu palców z nadgarstkiem ustabilizowanym w pozycji neutralnej [113, 191, 303, 304].

Naturalnym jest to, że znacznie wzrasta ciśnienie i siły tarcia między pochewką a ścięgnem przy forsownym, siłowym zgięciu palców [12, 54, 147, 148, 171, 290]. Opór w tarcu jest jeszcze większy jeśli dotyczy urazu, gdy w pochewce porusza się zeszyte ścięgno lub przeszczep ścięgna [14, 15, 16, 105, 140]. Według badań szeregu autorów w sytuacji biernego ruchu ścięgna w pochewce bez przyłożenia oporu siła oddziaływująca na ścięgno to około 2 - 4 N [37, 78, 102, 242]. Czynne zgięcie z małym oporem powoduje siły powyżej 10 N, ze średnim oporem powyżej 17 N i z dużym obciążeniem powyżej 70 N. Dotyczy to sytuacji zaciśnięcia ręki w pięść, czyli chwytu globalnego. Siłowy chwyt szczytowy pomiędzy kciukiem i wskazicielem generuje siły rzędu 120 N [37, 78, 102, 242]. Wszystkie te informacje są niezwykle przydatne w ocenie wyboru sposobu usprawniania po wykonaniu naprawy ścięgien.

1.3. **Gojenie ścięgien zginaczy palców ręki, tworzenie zrostów, podziały na strefy uszkodzeń**

W ostatnich kilkudziesięciu latach podjęto szereg prac badawczych nad procesem gojenia się ścięgien. Ostatecznie osiągnięcia Beckera i wsp. i innych autorów [29, 89, 96, 159, 172, 173, 174, 175, 181, 184] pozwoliły na złamanie doktryny polegającej na tym, iż ścięgno nie posiada własnych wewnętrznych biologicznych możliwości gojenia się i, że jest to możliwe jedynie poprzez rewaskularyzację z zewnątrz oraz zrost z otoczeniem. Jednym z dowodów był eksperyment Lundborga, który stwierdził zrost częściowo przeciętego ścięgna umieszczonego w płynie maziowym [159, 162, 163]. Obecnie przyjmuje się, że gojenie się ścięgien zginaczy następuje z obu źródeł, a proporcja między sposobami gojenia zależy od rozmiaru i charakteru urazu ścięgna oraz od sposobu jego naprawy [272].

Proces gojenia się ścięgna przebiega typowo w 3 fazach.

- **Faza 1 komórkowa, zapalna trwa od 48 do 72 godzin.** W tej fazie dochodzi do migracji i rozplemu między końcami ścięgna oraz w okolicy uszkodzenia komórek nie zróżnicowanych przekształcających się w fibro-

blasty, a także komórek zapalnych. Wytrzymałość zespolenia opiera się początkowo tylko na szwie. W końcowej fazie tego etapu pojawiają się włókna kolagenowe i istota podstawowa.

- **Faza 2 włóknista, syntezy kolagenu trwa od 5 dnia do 4 tygodni.** Zwiększa się liczba naczyń krwionośnych i włókien kolagenowych, które ulegają uporządkowaniu w postaci tworzenia pęczków. Wzrasta znacznie wytrzymałość zespolenia.
- **Faza 3 modelowania, tworzenia blizny trwa od 5 tygodni do 3-4 miesięcy.** Polega na dojrzewaniu blizny i wzrastaniu jej wytrzymałości.

Tak jak historycznie badano wpływ przeróżnych substancji na gojenie się ścięgna, tak obecnie trwają badania nad wpływem czynników wzrostu, hormonów, czynników chemotaktycznych na odpowiedź komórkową [2, 3, 4, 11, 24, 48, 70, 71, 126, 198]. Również trwają badania nad wpływem czynników fizycznych na proces gojenia ścięgna, takich jak ultrasonografia [86, 227], stały prąd elektryczny [83] lub pole elektromagnetyczne [101]. Do tej pory żadna z tych substancji i procesów fizycznych nie weszła do praktyki klinicznej.

Innym czynnikiem, który niewątpliwie może wpływać na gojenie się ścięgna jest sposób usprawniania. Boyer i wsp. oraz Gelberman i wsp. zaobserwowali na podstawie doświadczeń na psach, że w usprawnianiu po zespoleniu ścięgna wczesny bierny ruch prowadzi do szybszej poprawy przesuwu ścięgna, mniejszych zrostów i lepszego odżywienia miejsca zespolenia w porównaniu z wczesnym czynnym ruchem [34, 88, 91, 92, 93]. Dotyczy to oczywiście napraw pierwotnych w postaci szwu ścięgna w NML. Badacze wnioskowali, że ruch bierny wzmaga gojenie przez stymulowanie dojrzewania blizny równoległe z modelowaniem.

Stoi to w sprzeczności ze zwolennikami czynnego ruchu, którzy przekonują na podstawie swoich badań, że napięcie na przebiegu zeszytego ścięgna zwiększa siłę miejsca naprawy, prowokuje biologiczną przebudowę i ogranicza utratę siły zespolenia w pierwszych 3 tygodniach od operacji [13, 14, 15, 107].

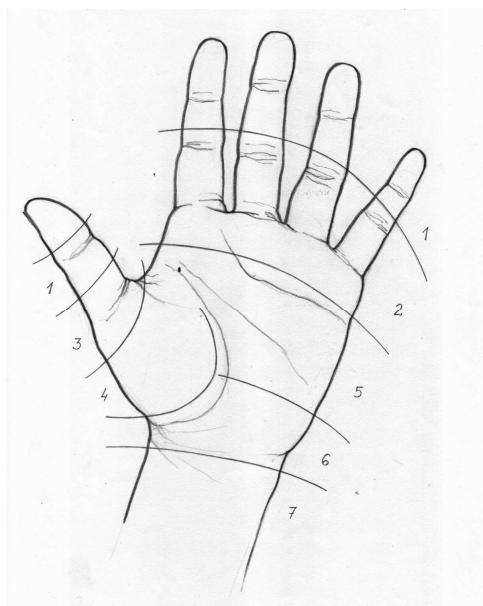
Wymarzoną sytuacją dla leczącego urazy szpr zginaczy byłaby możliwość kontroli nad procesem zrostów ścięgna z otoczeniem. Niewątpliwie najważniejszymi czynnikami mającymi wpływ na tworzenie się zrostów ma rozmiar i charakter urazu ścięgna, pochwki oraz sposób naprawy. To determinuje niedokrwienie, unieruchomienie, jakość zespolenia, stopień zniszczenia pochwki ścięgna i struktur towarzyszących – skóry, naczyń, nerwów i kości. Stąd atraumatyczna technika operacyjna podkreślana przez wielu autorów ma tak ogromne znaczenie [108, 146, 297]. Wpływ rozległości uszkodzenia oraz sposób naprawy pochwki ścięgna na tworzenie zrostów był przedmiotem prac wielu autorów [8, 67, 93, 154, 155, 207, 209, 211, 234, 278, 280, 285]. Z badań tych wynika, że rozległość uszkodzenia pochwki ma niekorzystny wpływ na tworzenie zrostów i prawidłowa naprawa pochwki ogranicza ilość tych zrostów.

1.3.1. Podział na strefy i skala rozległości uszkodzeń ścięgien zginaczy

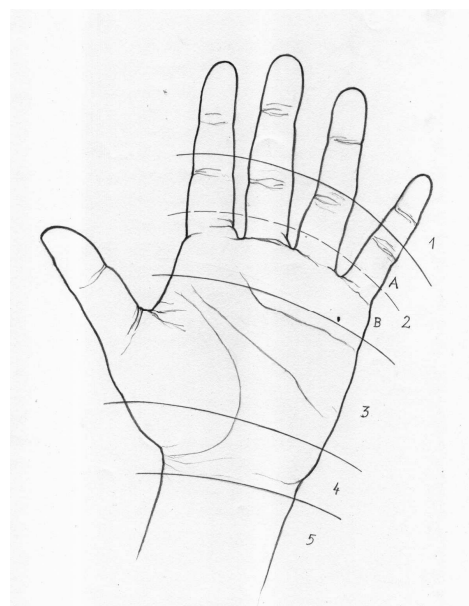
Śzpr mają bardzo długi przebieg, wśród różnych okolic anatomicznych oraz ze zmiennymi warunkami dla naprawy i rekonstrukcji. Stąd podziały na strefy czy też wydzielenie fragmentów ścięgien o szczególnym znaczeniu. Niewątpliwie takie szczególne

znaczenie ma strefa pochewkowa na palcach ręki, gdzie wyniki leczenia są najgorsze, co spostrzegali już Biesalski i Lexer [32, 146]. Zdecydowanie wydzielił tę strefę Bunnel, nazywając ją „strefą ziemi niczyjej” i tworząc całą filozofię leczenia szpr [43]. Zasadą tej filozofii był zakaz naprawy pierwotnej w strefie NML. Bunnel wyszedł z założenia, że skoro wyniki leczenia zespolenia ścięgna poza pochewką ścięgna są lepsze, trzeba zastosować przeszczep w pochewce i dokonać szwu poza nią [43, 44, 45]. Znalazło to odniesienie w naprawie wtórnej szpr, gdzie w przypadku uszkodzenia w NML stosuje się przeszczepy ścięgien i rekonstrukcję pochewki przy zespoleniu na śródreźcu lub przedramieniu. Nie bez znaczenia dla tworzenia podziałów szpr na strefy jest możliwość zastosowania różnych technik operacyjnych dla naprawy. I tak w okolicy bliższej od pochewek na palcach tzn. na śródreźcu, nadgarstku i przedramieniu wzrastają możliwości dla przeniesień ścięgien. Generalnie funkcjonują na świecie dwa podziały na strefy uszkodzeń szpr: Verdana i Kleinerta – Nigsta [130, 297].

Verdan bardzo precyzyjnie podzielił rękę na siedem stref anatomicznych, z zaleceniami dla sposobu naprawy (ryc. 4) [297].



Ryc. 4. Podział Verdana
Fig. 4. Verdano's zones



Ryc. 5. Podział Kleinerta i Nigsta
Fig. 5. Kleinert's and Nigsta's zones

Podział Verdana

1. Strefa pierwsza – obwodowo od pochewek zginaczy
Sposób naprawy – szew bezpośredni lub wszycie ścięgna w kość paliczka
2. Strefa druga – strefa pochewkowa szpr (NML)
Sposób naprawy – szew blokowany ścięgna z użyciem igieł z częściowym wycięciem pochewki ścięgna
3. Strefa trzecia – strefa pochewkowa kciuka
Sposób naprawy – wolny przeszczep lub transpozycja ścięgna
4. Strefa czwarta – strefa pod mięśniami kłębła
Sposób naprawy – wolny przeszczep lub transpozycja ścięgna

5. Strefa piąta – strefa środkowa ręki
Sposób naprawy – szew bezpośredni ścięgna
6. Strefa szósta – strefa kanału nadgarstka
Sposób naprawy – zastosowanie wolnych przeszczepów mostkowych
7. Strefa siódma – strefa powyżej kanału nadgarstka
Sposób naprawy – szew bezpośredni ścięgna

Po wprowadzeniu powszechnie przez Kleinerta szwu bezpośredniego ścięgien zginaczy w NML przyjęła się modyfikacja i uproszczenie podziału Verdana zaproponowana przez Kleinerta i Nigsta (ryc. 5) [130]. Podział ten zakłada możliwość szwu bezpośredniego we wszystkich strefach.

Podział Kleinerta i Nigsta

1. Strefa pierwsza – obwodowo od pochewek szpr
2. Strefa druga – strefa pochewkowa (NML)
 - A. po przejściu zginacza głębokiego przez powierzchowny
 - B. gdzie zginacz głęboki leży pod powierzchownym
3. Strefa trzecia – śródrezcze (strefa mięśni glistowatych)
4. Strefa czwarta – kanał nadgarstka
5. Strefa piąta – powyżej kanału nadgarstka

Podział Kleinerta-Nigsta jest powszechnie przyjęty i jakkolwiek odnosi się bezpośrednio do uszkodzeń ścięgien w trybie pilnym, to można go zastosować i modyfikować do uszkodzeń zastarzałych [130].

Urazom szpr mogą towarzyszyć uszkodzenia innych struktur: skóry, tkanki podskórnej, naczyń, nerwów, złamania kości i zwłknięcia stawów. Niewątpliwie wpływ tych towarzyszących uszkodzeń na sposoby leczenia w chirurgii ścięgien jest oczywisty.

Powszechnie przyjętym podziałem uwzględniającym uszkodzenia towarzyszące jest podział Boyesa, który dzieli te uszkodzenia na 5 stopni [35].

Good

Minimalna blizna w skórze i tkance podskórnej, dobra ruchomość stawów bez uszkodzeń więzadłowych i przykurczów torebkowych, bez uszkodzeń troficznych. Do tej grupy autor zalicza uszkodzenia ścięgien z uszkodzeniami nerwów palcowych, które jednak nie wywołują zmian troficznych.

Cicatrix

Bliznowacenie związane z urazem lub nieprawidłowo poprowadzonym cięciem albo też związane z zapaleniem tkanki podskórnej. Autor zaleca wykonanie plastyki skóry przed rekonstrukcją ścięgna.

Joint Damage

Bierne ograniczenie ruchomości stawów międzypaliczkowych związane z uszkodzeniem stawu. Autor zaleca powolny, stopniowy wyciąg dla poprawienia ruchomości przed wykonaniem rekonstrukcji.

Nerve Damage

Zranienia ścięgien z uszkodzeniem dużych pni nerwowych, które powodują zmiany troficzne i wtórną sztywność stawów.

Muliple Damage

Uszkodzenia ścięgien wielu palców, stan po nieudanym leczeniu rekonstrukcyjnym z bliznami i ograniczeniem ruchomości stawów.

1.4. Naprawa pierwotna ścięgien zginaczy palców ręki

Z reguły uszkodzenie ścięgien zginaczy ręki jest spowodowane urazem bezpośrednim zadany ostrym przedmiotem – szkłem, nożem czy narzędziami elektromechanicznymi. Rzadziej obserwuje się uszkodzenia zamknięte i to najczęściej w okolicy dalszego przyczepu FDP w przypadku zdrowych ścięgien.

Dzięki pracom Kesslera, Kleinerta i Verdana za standard postępowania przyjmuje się pierwotny szew szpr we wszystkich strefach [123, 130, 297]. Są jednak oczywiste powody, które odraczają naprawę. Należy do nich czas, jaki minął od chwili uszkodzenia. Standardem w przypadku „czystych” nie zabrudzonych ran jest wykonanie szwu ścięgna do 8 godzin od zdarzenia [35, 43, 44, 45]. Wydaje się, że w sytuacji zabrudzenia rany, po 8 godzinach od urazu lub w przypadku ograniczeń kompetencyjnych zespołu leczącego lepszym postępowaniem jest zaopatrzenie rany, jej wygojenie i wykonanie szwu w terminie odroczonym tj. między 2 a 3 tygodniem od urazu [91, 286]. Jedynym wskazaniem do pilnej operacji jest uszkodzenie obu pęczków naczyniowych i obu nerwów palcowych na poziomie przecięcia ścięgien [286]. Szereg autorów podkreśla, że wykonanie szwu w terminie odroczonym daje lepsze wyniki [19, 36, 85, 100, 111, 165, 182, 236, 240], co związane jest z bezpieczeństwem septycznym rany i z reguły jest wykonane przez doświadczony zespół zajmujący się chirurgią ręki. Po 6 tygodniach od urazu postępowaniem z wyboru jest wtórna rekonstrukcja z użyciem protezy i przeszczepu ścięgna z powodu obkurczenia mięśnia i uszkodzenia pochewki ścięgna [91, 286].

Standardem w wykonaniu operacji pierwotnej naprawy szpr jest zastosowanie opaski uciskowej i znieczulenia przewodowego. Użycie opaski uciskowej z ciśnieniem większym o 100 mm słupa rtęci od ciśnienia skurczowego pozwala na bezkrwawe pole operacyjne z możliwością precyzyjnego preparowania i rekonstruowania małych struktur anatomicznych jak pochewka ścięgna lub nerwy palcowe. Wskazane jest również używanie lup okularowych dających powiększenia około 4-6 razy. Pierwszym etapem operacji szwu ścięgna jest dokładne oczyszczenie rany i wycięcie tkanek martwiczych. Dla precyzyjnego założenia szwu konieczne jest z reguły wyeksponowanie końców ścięgna, które mogą się znajdować daleko od brzegu rany z powodu skurczu mięśnia oraz z powodu odległości pomiędzy miejscem przecięcia ścięgna i tkanek miękkich, co wynika z napięcia ścięgna w chwili urazu.

Znane są liczne techniki eksponowania końców ścięgna. Podstawowymi warunkami, jakie powinny spełniać jest atraumatyczność i skuteczność postępowania. Kleinert i wsp. [130] proponował wyciskanie, *milking* końca ścięgna poprzez tkanki w kierunku obwodu. Rice i Yanni opisali technikę odwróconej opaski Esmarca [226]. Morris i Martin [196] używali haczyków skórnych wprowadzonych do pochewki ścięgna dla pochwycenia

nia końca ścięgna. Pennigton [206] używał ssaka operacyjnego, a Kilgore i wsp., Sourmeli i McGrouther oraz Titley [128, 191, 284] opisali użycie przeróżnych cewników i silikonowych prętów. Powszechnie do tej techniki używa się rozmaitych narzędzi chirurgicznych, jednak stosowanie tego typu sprzętu powinno być delikatne a ilość prób ograniczona zgodnie z zasadą atraumatyczności postępowania. W przypadku trudności z pochwyceniem ścięgna, które w efekcie przecięcia pod napięciem może się zawinąć, jest przeprowadzenie dodatkowego cięcia w okolicy śródrezcza i przeciągnięcie ścięgna przez kanał pochwycowy, wychodząc z założenia, że ścięgno FDP jest zakotwiczone przyczepem mięśnia glistowatego na śródrezczu.

1.4.1. *Technika szwu*

W technice operacyjnej pierwotnego szwu szpr wysiłki badaczy idą w kierunku poszukiwania doskonałego zespolenia kikutów ścięgna.

Według Stricklanda [272] pierwotny szew ścięgna powinien odpowiadać następującym warunkom:

- łatwa procedura założenia szwu
- pewne, bezpieczne węzły szwu
- gładkie połączenie końców ścięgna
- minimalna przerwa pomiędzy końcami ścięgna
- minimalne ograniczenie ukrwienia ścięgna
- wystarczająca wytrzymałość w czasie gojenia dostateczna do przeprowadzenia wczesnego czynnego usprawniania

Takim nowoczesnym szwem spełniającym powyższe założenia był powszechnie uznany pograżony szew Kesslera z obszyciem cienką nicią, który obowiązuje od lat 60. XX wieku [123]. Jednak dociekania szeregu autorów, takich jak: Urbaniak i wsp., Komanduri i wsp., Savage i Risitano, Silfverskiöld i Andersson, Shaieb i Singer oraz Strickland wykazały, że wytrzymałość zespolenia, jest proporcjonalna do liczby nici przechodzących przez miejsce zespolenia co ma oczywiście swoje granice związane z ukrwieniem ścięgna i jego gojeniem [134, 238, 239, 293 244, 267, 269, 270,271]. Według Tarasa zwiększenie przekroju nici również zwiększa wytrzymałość zespolenia [282]. Stosowano badania nad zespoleniem 2, 4, 6 i 8-nitkowym. Lee, Robertson i Al-Quattan oraz Strickland opisali zespolenie 4 nitkowe jako dwukrotnie mocniejsze aniżeli 2-nitkowe [143, 144, 228, 267, 268, 269, 270, 271]. Podobne obserwacje w postaci zespolenia mocniejszego 3 razy zanotowano w przypadku zespolenia 6 nitkowego [272]. Można wyciągnąć oczywisty wniosek, że im więcej nici w przekroju ścięgna tym zespolenie jest mocniejsze, jednak takie połączenie poza zagrożeniem ukrwienia jest żmudne i trudne technicznie. Uważa się, że nici plecione są lepsze dla szwu ścięgna przede wszystkim dlatego, że dobrze układają się i nie sterczą, trudniej ulegają też rozwiązaniu w porównaniu do nici jednowłóknowych [142]. Również zastosowanie nici niewchłaniających jest standardem, dlatego że odczyn wokół zespolenia w przypadku nici wchłaniających mógłby doprowadzić do destrukcji ścięgna [108]. Według badań Traila i wsp. najlepszym szwem dla zespolenia ścięgien zginaczy jest nić pleciona 3 – 0 lub 4 – 0 z powodu łatwego użycia, odpowiedniej średnicy i odporności na rozciągnięcie w chwili napięcia [287]. Paradoksalnie Aoki i wsp. oraz Pruitt i wsp. wskazywali, że lepszym rozwiązaniem dla gojenia jest ułożenie węzłów poza ścięgnem pomimo zwiększenia siły

tarcia na przebiegu ścięgna [14, 218]. Soejima i wsp. Komanduri i wsp. oraz Aoki i wsp. zaznaczyli biomechaniczne korzyści wynikające z położenia szwów raczej grzbietowo aniżeli dłoniowo [13, 134, 259]. Trail i wsp. podkreślali jak ważne jest równe napięcie na wszystkich niciach przechodzących przez zespolenie [287].

Obserwacje szeregu autorów [74, 137, 147, 150, 217, 219, 243, 246, 248] wskazują, że tworzenie przerwy w zespoleniu ścięgna jest czynnikiem znacznie zwiększającym zrosty z otoczeniem oraz powodującym zmniejszenie przesuwu ścięgna. Potwierdziły to spostrzeżenia Diao i wsp., Sillfverskiold'a i wsp. oraz Wade i wsp., którzy stwierdzili, że szew okrężny ścięgna zwiększa wytrzymałość zespolenia o 10-50% i znacznie zmniejsza ryzyko wystąpienia przerwy [65, 247, 248, 249, 299, 300]. Znalazło to odniesienie w badaniach autorów, którzy stosowali cykliczne obciążenie ścięgien [217, 219, 308]. Opisano różne techniki szwu okrężnego: okrężny blokowany, pętlowy [147], horyzontalny powrotny [179] czy ciągły, horyzontalny lub też skrzyżowany opisany przez Silfverskiold'a i wsp. jako najmocniejszy [249]. Według Stricklanda wystarczającym szwem pozwalającym na czynny ruch palca po zespoleniu ścięgna zginacza jest 4 nitkowy szew pogrążony z obszyciem miejsca zespolenia szwem ciągłym blokowanym lub okrężnym szwem materacowym horyzontalnym [268, 270]. Autor uwzględnił w analizie biomechanicznej tarcie i obrzęk po zespoleniu ścięgna. Znajduje to odniesienie w pracach klinicznych [301].

Rolę naprawy pochewki szpr dla wyniku leczenia ich uszkodzeń dostrzegł już Codivilla z Bolonii w 1889 roku [53]. Jednak Verdan uzyskiwał dobre wyniki stosując jako zasadę w NML częściowe wycięcie pochewki ścięgna i tzw. szew blokowany [297]. Badania ostatnich lat wskazują, że odtworzenie pochewki ma korzystne znaczenie w postaci tworzenia bariery dla formowania się zrostów z otoczenia, powoduje szybszy powrót odżywienia synowialnego ścięgna, tworzy „formę” dla kształtowania i gojenia się ścięgna [67, 154, 155]. Do niekorzyści zalicza się trudność techniczną związaną z rekonstrukcją pochewki oraz ryzyko przewężenia pochewki i ograniczenia poślizgu ścięgna. W rekonstrukcji pochewek szpr używa się sąsiednich struktur takich jak fragmenty ścięgien zginaczy, pochewek czy powięzi [272]. Stosowano również różnorodne syntetyczne materiały dla odtworzenia ciągłości pochewek [273], jednak żadna z tych metod nie znalazła praktycznego zastosowania.

1.5. Naprawa wtórna ścięgien zginaczy palców ręki w NML

1.5.1. Jedno i dwuetapowa rekonstrukcja ścięgien zginaczy

Pomimo powszechnego stosowania pierwotnej naprawy szpr w NML i uzyskiwania coraz lepszych wyników leczenia nie brakuje sytuacji, w której trzeba zastosować wtórną naprawę. Wskazaniem do naprawy wtórnej jest:

- zaniechanie i przeoczenie uszkodzenia
- niepowodzenie naprawy pierwotnej w postaci rozejścia zespolenia lub związania kitów ścięgna blizną z przykurczem zgięciowym palca
- brak w naprawie pierwotnej możliwości dokonania zespolenia ścięgna z powodu rozległych ran ręki z wyrwaniem fragmentów ścięgien lub rozwoju wczesnych powikłań zapalnych w gojeniu rany

- brak możliwości naprawy pierwotnej z powodu uszkodzeń szpr w przebiegu uogólnionych chorób czy urazów.

Po wprowadzeniu przez Huntera protez silikonowych powszechnie w naprawie wtórnej stosuje się leczenie dwuetapowe [114]. W pierwszym etapie dokonuje się rekonstrukcji pochewki ścięgna w postaci rewizji i naprawy troczków i wszczepia się protezę ścięgna zakotwiczoną do paliczka dystalnego palca sięgającą do śródrezcza lub do przedramienia. W tym etapie dokonuje się również innych napraw w postaci rekonstrukcji nerwów palcowych czy plastyki skóry. W drugim etapie po wytworzeniu pochewki wokół protezy podobnej do naturalnej w wytworzony kanał wprowadza się przeszczep ścięgna. Okres potrzebny do wytworzenia tej pseudopochewki to około 10 tygodni. Obecnie w dobie dwuetapowej plastyki szpr wskazania do przeszczepu ścięgna w jednym etapie są ograniczone [22, 309].

Wskazania do jednoetapowej rekonstrukcji szpr

- mały stopień uszkodzenia - do 2 wg Boyesa
- brak czasowych protez silikonowych

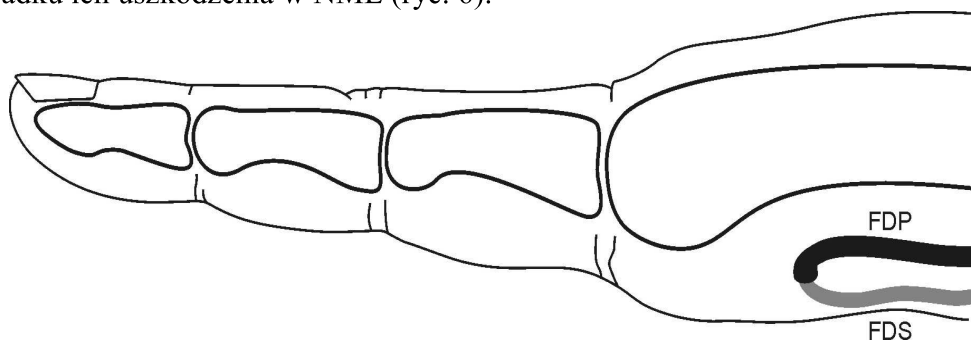
Wskazania do dwuetapowej rekonstrukcji szpr

- bliznowacenie
- uszkodzenie troczków
- ograniczenia ruchomości stawów
- konieczność rekonstrukcji nerwów
- znaczny stopień uszkodzeń towarzyszących - powyżej 2 w skali Boyesa
- upływ czasu od pierwotnego urazu - powyżej 3 miesięcy

Dwuetapowa plastyka ścięgien zginaczy znajduje zastosowanie głównie w NML ze względu na to, że w innych strefach można użyć prostych i często bardziej skutecznych rozwiązań operacyjnych, takich jak przeniesienia ścięgien.

1.5.2. *Idea Paneva-Cholevitch w rekonstrukcji ścięgien zginaczy*

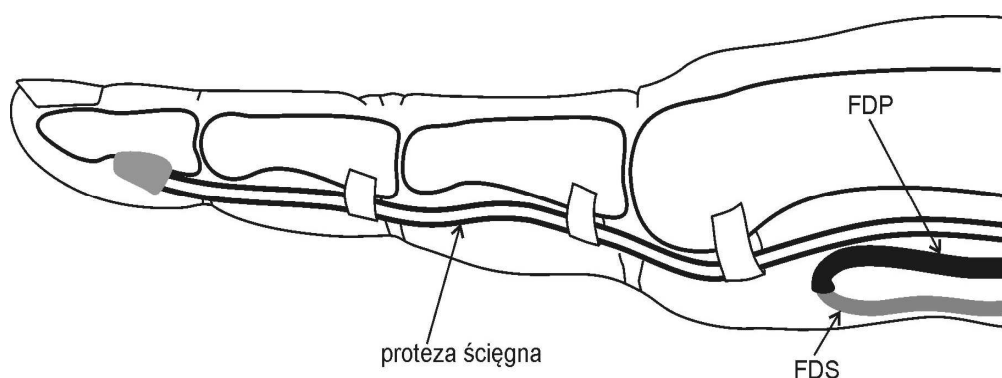
W latach 60. Paneva-Cholevitch wprowadził autorskie rozwiązanie, które pierwotnie miało być alternatywą dla idei Bunnela [43, 203]. Według pomysłu autora na poziomie śródrezcza dokonywano tenotomii obu ścięgien zginaczy oraz szwu kikutów bliższych w przypadku ich uszkodzenia w NML (ryc. 6).



Ryc. 6. Pomysł tenotomii i szwu kikutów FDP i FDS na śródrezczu według Paneva-Cholevitch

Fig. 6. The idea of FDP/FDS tenotomy and loop connection according to Paneva-Cholevitch

Po dwóch tygodniach dokonywano tenotomii FDS na pograniczu ścięgnisto-mięśniowym na przedramieniu i przeciągano FDS na obwód, uzyskując gotowy przeszczep ścięgna połączony z FDP [203]. Z czasem metoda ta była modyfikowana i tak Kessler w 1972 roku zastosował kombinację pomysłu Paneva-Cholevitch oraz metody Huntera w postaci użycia odwrócenia ścięgna FDS i protezy silikonowej wprowadzonej od śródreza do końca palca [124] (ryc. 7).



Ryc. 7. Pomysł tenotomii i szwu kikutów FDP i FDS na śródreza oraz użycia protezy ścięgna według Kesslera

Fig. 7. The idea of FDP/FDS tenotomy and loop suture using Hunter tendon prosthesis according to Kessler

W takiej formie pomysł odwrócenia FDS stał się gotowy do zastosowania we wtórnej dwuetapowej naprawie ścięgien zginaczy. To rozwiązanie ma szereg zalet w postaci użycia ścięgna jako przeszczepu w miejscu operacji bez konieczności pobierania go z odległego miejsca. FDS jest ścięgnem śródsynowialnym, a zatem zastosowanie go powinno być obciążone mniejszym ryzykiem powstania zrostów w pochewce ścięgna [97]. FDS jest również ścięgnem o dużym przekroju z dobrymi właściwościami biomechanicznymi [189]. Również połączenie pomiędzy FDP i FDS stwarza możliwości rewaskularyzacji przeszczepu nie tylko drogą synowialną, ale również poprzez miejsce zespolenia z FDP. Do wad tego rozwiązania należy brak proporcji pomiędzy wytworzonym kanałem pochewkowym determinowanym przez rozmiar protezy ścięgna, a średnicą FDS. W dwóch przypadkach w moim materiale FDS palca małego było zbyt cienkie, nie nadające się do przeszczepu. W jednym przypadku FDS wskaziciela i jednym palca środkowego ścięgno FDS było zbyt grube. Rozwiązaniem tego problemu jest użycie FDS palca sąsiedniego na przykład FDS palca serdecznego w rekonstrukcji ścięgien zginaczy palca małego [30]. Również połączenie pomiędzy FDP i FDS na śródreza bez kontaktu z protezą ścięgna dawało efekt braku napięcia mięśni FDP i FDS. Próba rozwiązania tego zagadnienia jest wprowadzenie protezy ścięgna własnego pomysłu [188].

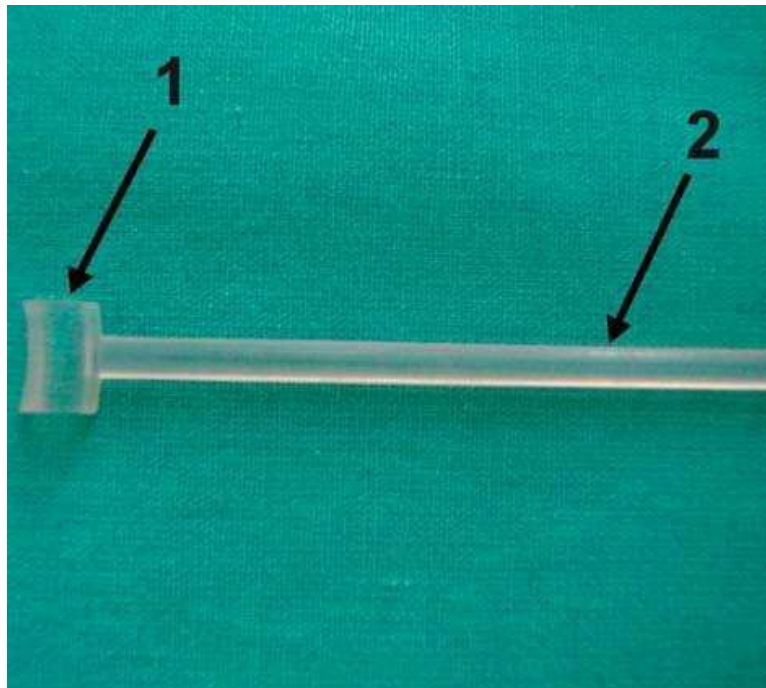
1.5.3. Zastosowanie protezy ścięgna własnego pomysłu

Silikonową protezę śzpr a tym samym dwuetapową rekonstrukcję zastosował Hunter w 1965 roku [114, 115, 116, 117]. Ideą tego leczenia jest wprowadzenie protezy ścięgna w

uszkodzony kanał pochwowy i odtworzenie ścian tego kanału, co następuje do około 6 tygodni [58, 292]. Odtworzeniu ulega nie tylko włóknista część pochewki, ale i błona wyścielająca pochewkę od wewnątrz podobna histologicznie do naturalnej [116, 235, 275]. W kolejnym etapie operacyjnym następuje wymiana protezy na przeszczep ścięgna. Znalazły zastosowanie protezy bierne i czynne ścięgien. Najczęściej stosuje się protezy bierne o owalnym kształcie i szerokości 2,5; 3,5; 4,5 i 6 mm oraz długości 24 cm.

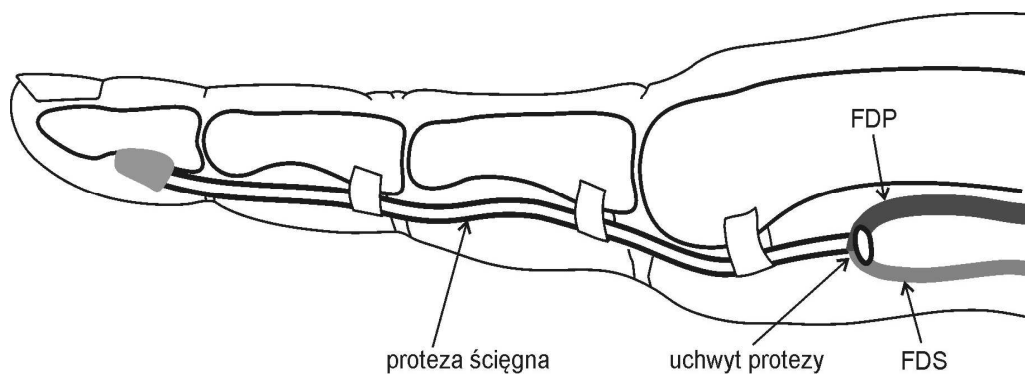
Zastosowanie metody Paneva-Cholevitch w rekonstrukcji ścięgien zginaczy zainspirowało mnie do użycia klinicznego protezy, która byłaby dedykowana temu rozwiązaniu. Użycie protezy zatwierdziła Komisja Bioetyczna przy Gdańskim Uniwersytecie Medycznym (NKEBN/427/2001). Nowa proteza ścięgna została zgłoszona do Zespołu ds. Innowacji i Transferu Wiedzy przy Gdańskim Uniwersytecie Medycznym jako wynalazek. Proteza ta podobnie jak proteza Huntera wytwarza zbliżony do naturalnego kanał poślizgowy w strefie pochewkowej szpr. Nowością jest zastosowanie uchwytu, który jest umieszczony na końcu bliższym protezy, obejmuje połowę obwodu ścięgna i pozwala na wytworzenie pętli pomiędzy FDS i FDP (ryc. 8, 9). Proteza została wyprodukowana w dwóch rozmiarach – dla dzieci 3,5 oraz dla dorosłych 4,5 mm (szerokość protezy i średnica uchwytu protezy). Do zalet nowej protezy należy możliwość biologicznego formowania i modelowania połączenia FDP i FDS przez uchwyt przy zachowanej możliwości rewaskularyzacji (połowa obwodu uchwytu). Połączenie między protezą a pętlą FDP i FDS daje efekt przeniesienia napięć związanych z ruchem biernym palca jak i napięciem mięśni FDP i FDS. W uchwycie protezy jest również możliwe połączenie ścięgna FDP palca dotkniętego urazem ze ścięgnem FDS o pożądanym rozmiarze np. FDP palca małego z FDS palca serdecznego [30]. Proteza ta wykonana jest z silikonu jakości medycznej o nazwie handlowej Silicone Elastomer Medical Grade Nu-Sil Corp. USA. Silikon jest kauczukiem sieciowanym na gorąco nadtlenkiem 2,4-dwuchlorobenzoilu.

Kauczuk ten po usieciowieniu powinien charakteryzować się wysokimi właściwościami. Posiada twardość 53 ± 5 stopni Shore'a, wytrzymałość na rozciąganie nie mniejszą niż 7 MPa/cm^2 oraz wydłużenie przy zerwaniu nie mniejsze aniżeli 360%. Następnym procesem jest wygrzewanie, które ma na celu całkowite usieciowanie polimeru i dokładne usunięcie niskocząsteczkowych, lotnych substancji oraz rozkładu produktu katalizatora. Czas wygrzewania to 4 godziny przy temperaturze 200°C . Protezy wykonane są z kauczuku silikonowego, który jest odporny na wysoką temperaturę jak i na promieniowanie. Tworzywo nie ulega również zmianom w procesie sterylizacji gazowej [251].



Ryc. 8. Proteza ścięgna własnego pomysłu; 1 – uchwyt protezy, 2 – rdzeń protezy

Fig. 8. Authors original tendon prosthesis; 1 – the loop of the prosthesis, 2 – the shaft of prosthesis



Ryc. 9. Pomysł tenotomii i szwu kikutów FDP i FDS na śródreńcu oraz użycia protezy ścięgna własnego pomysłu

Fig. 9. The idea of FDP/FDS tenotomy and loop connection using author's original tendon prosthesis

1.5.4. Przeszczep ścięgna i jego losy

Jako przeszczepu w rekonstrukcji szpr od czasów Lexera używa się ścięgno P1, Pt oraz w przypadku ich nieobecności jednego ze ścięgien mięśni prostowników długich stopy drugiego, trzeciego lub czwartego. Opisane są również techniki pobierania ścięgna prostownika własnego palca małego lub wskaziciela, jednak sporadycznie stosowane

klinicznie [257]. W technice Paneva-Cholevitch jako przeszczepu ścięgna używa się FDS po plastyce w celu przedłużenia FDP [203]. Wybór odpowiedniego ścięgna do przeszczepu zależy od jego obecności oraz od zadania operacyjnego, które zamierzamy zrealizować. Dotyczy to oczekiwanej długości i grubości przeszczepu. Można podzielić ścięgna na śródsynowialne, czyli takie, które przebiegają w pochewkach ścięgien i otoczone są błoną maziową oraz na pozasynowialne, które otoczone są ościęgną (paratenonem) i przebiegają między mięśniami i powięziami. Po pobraniu ścięgna należy je przechowywać w gazikach nasączonych solą fizjologiczną, aby nie wyschło. Przed zastosowaniem w polu operacyjnym należy je oczyścić z ościęgnej - w przypadku ścięgien pozasynowialnych, uważając jednocześnie, aby nie uszkodzić powierzchni ścięgna [97]. Ościęgno, czyli tkanka łączna i tłuszczowa otaczająca ścięgno jest buforem pomiędzy ścięgnem a strukturami otaczającymi takimi, jak mięśnie czy powięzie. Rolę ościęgnej bardzo doceniali historycznie tacy autorzy, jak Biesalski i Bunnell [32, 43], którzy wierzyli, że ta struktura zabezpiecza poślizg ścięgna. Wydaje się, że jest jednak odwrotnie, dlatego że paratenon przeszczepów pozasynowialnych takich jak Pt czy Pl przeniesiony w warunki synowialne jest źródłem zrostów [97]. W pracy Gelbermana i wsp. uzasadniono doświadczalnie, że przeszczepy synowialne mogą się wgajać bez tworzenia zrostów czy też rozwoju jałowej martwicy w przeciwieństwie do przeszczepów pozasynowialnych [97]. Ze względu na powszechne stosowanie przeszczepów ścięgien pozasynowialnych takich jak Pl czy Pt zwróciłem uwagę na użycie przeszczepu synowialnego w postaci odwróconego FDS w technice Paneva-Cholevitch. W piśmiennictwie można spotkać również próby zastosowania przeszczepu ze ścięgna zginacza długiego palca trzeciego stopy, który jest ścięgnem śródsynowialnym [195]. Ścięgno Pl jest powszechnie używane jako przeszczep w rekonstrukcji szpr. Dla jego identyfikacji klinicznej używa się testu polegającego na ustawieniu kciuka w opozycji do palca małego w skrajnym zgięciu nadgarstka. Ścięgno Pl jest widoczne wówczas pośrodku nadgarstka. Według Reimanna i wsp. występuje u 85% populacji, według Webbe u 75% [225, 306]. Pozyskanie ścięgna Pl jest proste technicznie, można tego dokonać z dwóch cięć skóry na przedramieniu i przeciągnąć ścięgno lub też użyć pobieraka. Długość tego ścięgna jest z reguły wystarczająca do rekonstrukcji ścięgien zginaczy w strefie I-III (śródręczekoniec palca). Ścięgno to ma również odpowiednią budowę i przekrój z punktu widzenia wytrzymałości biomechanicznej [189].

Ścięgno Pt jest stosowane wówczas, gdy potrzebujemy długiego przeszczepu dla stref I-V (przedramię-koniec palca) oraz wówczas, gdy rekonstrukcji podlegają ścięgna kilku palców w strefie I-III (wystarcza na dwa lub trzy). Pt jest wykorzystywane również wtedy, gdy konieczne jest użycie przeszczepu o małym przekroju, co dotyczy rekonstrukcji FDP przy zachowanym FDS [91]. Ocena obecności Pt w przeciwieństwie do Pl jest niemożliwa w badaniu klinicznym, ale można posłużyć się badaniem ultrasonograficznym [253]. Ścięgno to jest nieobecne w przypadku 7% populacji według Daselera i Ansona lub też 20% według Wehbe [62, 306]. Pozyskanie Pt polega na zastosowaniu cięcia wzdłuż przyśrodkowego brzegu ścięgna piętowego, bezpośrednio nad przyczepem do kości piętowej, co pozwala na łatwą identyfikację dalszego końca ścięgna. Koniec bliższy znajduje się w okolicy 1/3 bliższej goleni, gdzie można go znaleźć między mięśniami przez użycie pobieraka lub też wypreparowanie.

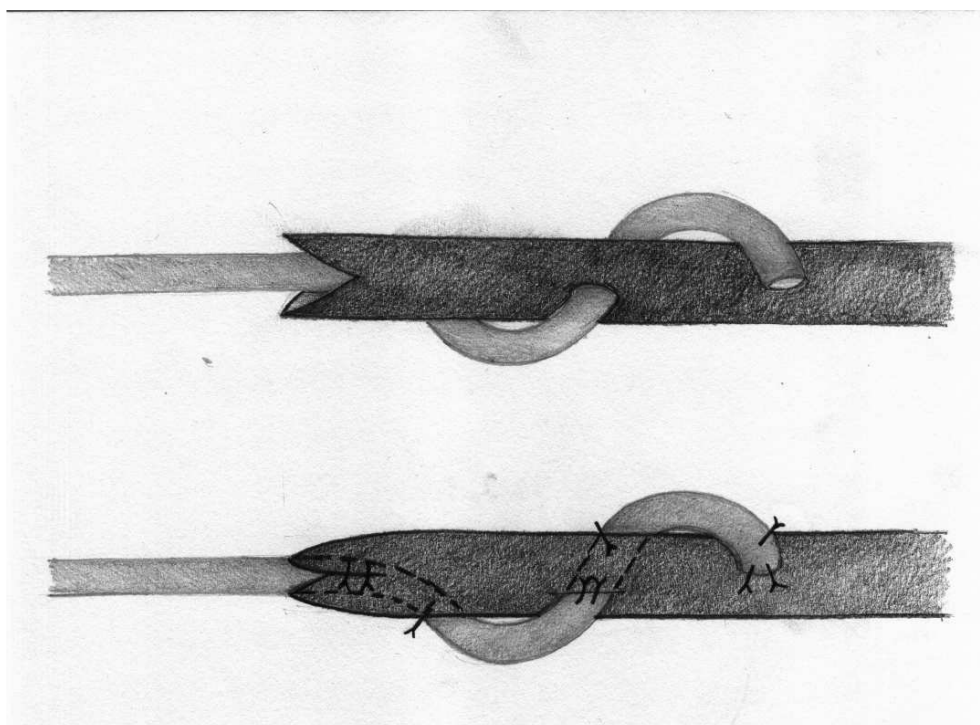
Ścięgno FDS jest używane jako przeszczep w przedłużeniu FDP w technice Paneva-Cholevitch [203]. Jego użycie nie jest powszechne, lecz duży przekrój ścięgna [189], pochodzenie śródsynowialne oraz zastosowanie tego ścięgna do przeszczepu w miejscu

rekonstrukcji bez konieczności pobierania z miejsc odległych spowodowały moje zainteresowanie tą metodą.

Z punktu widzenia właściwości biomechanicznych niezwykle istotne jest to, co się dzieje z przeszczepem ścięgna po operacji. Czy ulega on jałowej martwicy i przebudowie, czy też przebudowa ma charakter strukturalny, pobudzony przez zmianę warunków, ale bez martwicy. Po części, odpowiedzi na te pytania dały już wspomniane prace Gelbermana i wsp. w kontekście przeszczepów śród- i pozasynowialnych [97]. Przeważa pogląd, że przeszczep przeżywa w całości i podlega przebudowie poprzez zwiększenie ilości dojrzałych fibroblastów, rewaskularyzację i stopniową przebudowę kolagenu. Jednak ta przebudowa może spowodować zmniejszenie właściwości biomechanicznych przeszczepu w postaci większej podatności na zerwanie [63, 151].

1.5.5. Zakotwiczenie przeszczepu ścięgna w odcinku bliższym

Ze względu na to, że najlepsze warunki dla gojenia się zespolen ścięgien są w strefie III i V tzn. na śródreżu i powyżej nadgarstka [43, 44, 45], stosuje się połączenie przeszczepu ścięgna z kikutem FDP lub FDS właśnie w tych miejscach. Tradycyjnie, najczęściej jako siłę motoryczną stosowano ścięgno FDP, uważając za Pulvertaftem i Verdanim, że dla odtworzenia funkcji FDP na palcu należy stosować mięsień i ścięgno FDP w odcinku bliższym [222, 297]. Manikowski w swoich pracach uzasadnił, że użycie FDS jest korzystniejsze z powodu niezależności ruchu od innych palców ze względu na własny brzusiec mięśniowy. Ścięgno FDS ma również w sytuacji pourazowych i pooperyacyjnych blizn na śródreżu lepszą funkcję przesuwu z powodu nieobecności zrostów w okolicy przyczepu mięśni glistowatych do FDP [167, 168, 169]. Do połączenia ścięgna z przeszczepem w odcinku bliższym powszechnie używa się szwu Pulvertafta [222] (ryc. 10). Ta technika zespolenia opisana w 1956 roku, zwana w piśmiennictwie anglojęzycznym *weave suture*, polega na przepleceniu wzajemnie końców ścięgna i przeszczepu przez podłużne otwory w ścięgnie, i przeszycie tych połączeń nicią [222]. To zespolenie jest bardzo przydatne głównie ze względu na swoją wytrzymałość, co potwierdziły badania Urbaniaka w 1975 roku [293]. Ponieważ pojawiły się doniesienia kliniczne opisujące zerwania szwu Pulvertafta [35, 115, 305], wznowiono prace nad udoskonaleniem tego zespolenia. Bidic i wsp. wprowadził szew typu Lasso, Kim i wsp. szew pętlowy, a Kulikov i wsp. szew spiralny [31, 129, 138]. Wszystkie te rozwiązania są modyfikacjami zespolenia Pulvertafta polegającymi na jego uproszczeniu bądź wzmocnieniu [222]. Wprowadzono również nowe techniki przeprowadzenia nici poprzez zespolenie typu *weave*, które mogą być mocniejsze aniżeli tradycyjne szwy materacowe. Gabuzda i wsp. stosował szew skrzyżowany, mocniejszy od materacowego [84]. Tanaka i wsp. wprowadził szew narożnikowy równie mocny jak skrzyżowany, ale przy tym bardzo bezpieczny dla unaczynienia ścięgna [277].



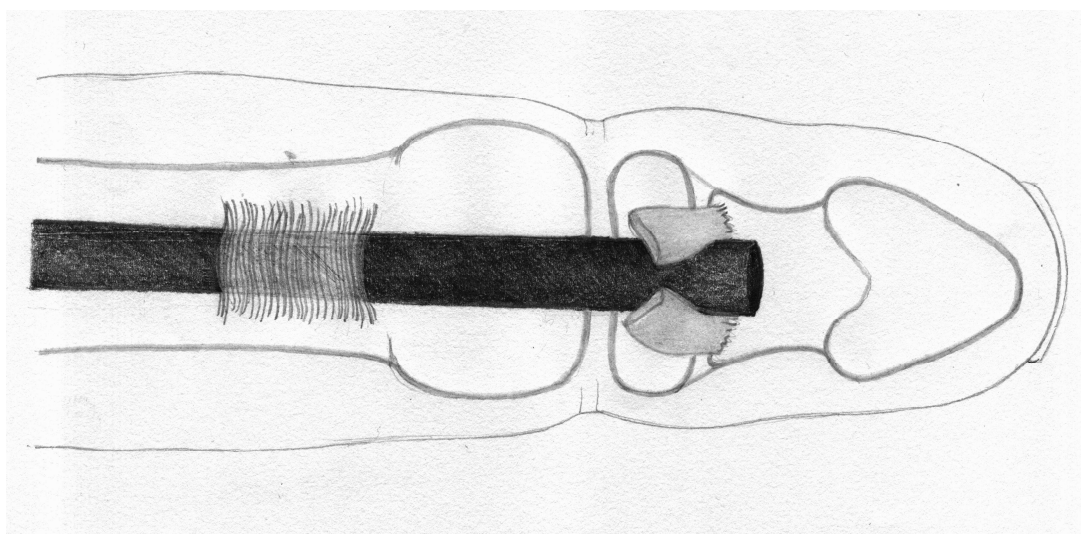
Ryc. 10. Zespolecie ścięgien sposobem Pulvertafta
 Fig. 10. Pulvertaft's tendon connection

Jak już wspomniałem powyżej, najczęściej jako przeszczepu ścięgna używa się ścięgna Pl lub Pt oraz FDS w przypadku metody Paneva-Cholevitch. Ze względu na długość ścięgna dostępną anatomicznie do przeszczepów wykonywanych pomiędzy strefami I-III używa się Pl, natomiast do przeszczepu dla stref I-V Pt. W kontekście przekroju ścięgna, a co za tym idzie własności biomechanicznych najcieńsze jest ścięgno Pt (średnio $1,6 \text{ mm}^2$), dwukrotnie grubsze ścięgno Pl (średnio $3,2 \text{ mm}^2$) i najgrubsze ścięgno FDS (średnio $10,6 \text{ mm}^2$) [47]. To zastosowanie ścięgien jako przeszczepu o różnej grubości zwróciło moją uwagę na problem wytrzymałości na zerwanie zspoleń tych ścięgien z punktu widzenia zastosowania odpowiedniego usprawniania. Posłużyłem się eksperymentem polegającym na porównaniu trzech zspoleń ścięgien stosowanych w chirurgii ręki zginaczy. Użyłem ścięgien pobrane ze świeżych zwłok, na co uzyskałem zgodę Komisji Bioetycznej przy Gdańskim Uniwersytecie Medycznym [NKEBN/282/2007, NKEBN/282-101/2010]. Wytrzymałość zspoleń badana była na maszynie wytrzymałościowej Zwick/Roell Z020. Mierzyłem maksymalną siłę, naprężenie i wydłużenie zspolenia w momencie zerwania. Badania przeprowadziłem na 3 modelach zspoleń używanych w chirurgii ręki. Pierwszy model to zspolenie FDP lub FDS z FDP lub FDS, czyli „gruby-gruby” jako odwzorowanie transpozycji ścięgien, drugi to zspolenie FDP lub FDS z Pl, czyli „gruby-średni” jako odwzorowanie procedury przeszczepu ścięgna w strefach I–III oraz zspolenie FDP lub FDS z Pt, czyli „gruby-cienki” odnoszący się do modelu procedury przeszczepu ścięgna w strefach I-V. Wszystkie zspolenia dokonane były z użyciem szwu Pulvertafta [222]. Ocena wytrzymałości tych zspoleń na zerwanie ma kluczowe znaczenie dla możliwości zastosowania odpowiedniego usprawniania, które mogłoby służyć przenoszeniu obciążeń poprzez

zespoleń i ćwiczeniom czynnym. Trudno ustalić jaka wytrzymałość zespoleń jest wystarczająca dla stosowania ruchu czynnego. Według Urbaniaka i wsp. jest to 19 N, według Schunida i wsp. 45 N [242, 293]. Savage wziął pod uwagę siły uzyskane na drodze badań doświadczalnych oraz opory występujące w warunkach klinicznych w postaci obrzęku oraz tarcia i uzyskał wymiar 75 N jako granicę dla zastosowania czynnego usprawniania w zespoleń ścięgien [238]. W mojej pracy zespoleń „gruby-gruby” uzyskało średnią wytrzymałość 125 N, co zdecydowanie kwalifikuje tego typu połączenie ścięgien do czynnego ruchu. Zespoleń „gruby-średni” uzyskało wytrzymałość 86 N, co również kwalifikuje do wczesnych czynnych ćwiczeń bez ryzyka zerwania. Zespoleń „gruby-cienki” uzyskało wytrzymałość 65 N, co odnosi to połączenie do zastosowań bez użycia czynnego ruchu. Wnioskiem z tego doświadczenia jest fakt, że zastosowanie ścięgna Pt dla rekonstrukcji ścięgien zginaczy jako przeszczepu jest ograniczone, ponieważ pozwala na zastosowanie jedynie biernego usprawniania. Stąd użycie Pt może mieć miejsce w sytuacji szczególnej, gdy potrzebujemy w rozwiązaniu klinicznym bardzo cienkie i długie ścięgno jako przeszczep np. wówczas jeśli przeszczep jest przeciągany przez wąskie przestrzenie (rekonstrukcja FDP przy zachowanym FDS) lub wymagany jest długi przeszczep (konieczność wykonania rekonstrukcji w strefach I-V) [189].

1.5.6. *Zakotwiczenie przeszczepu ścięgna w odcinku dalszym*

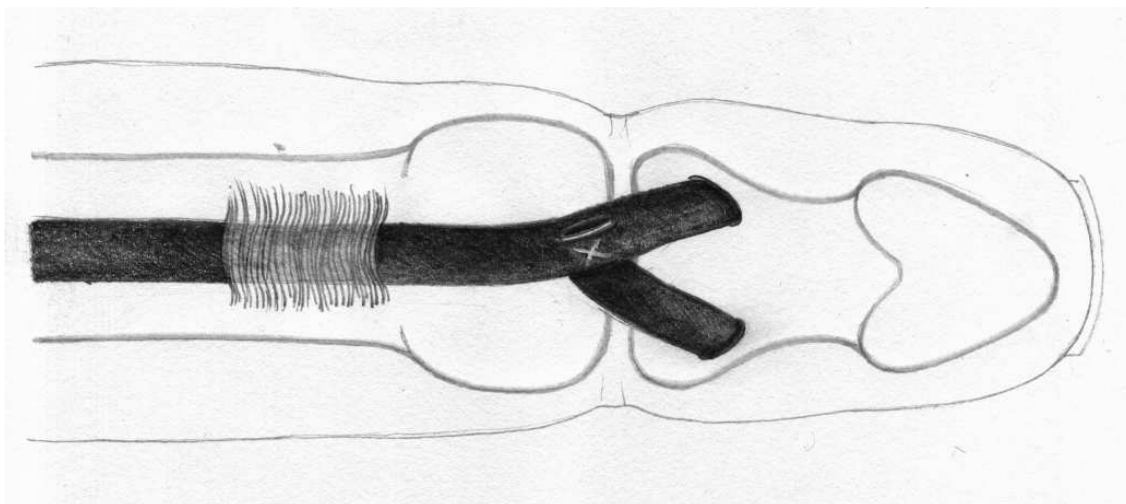
Zamknięte lub otwarte uszkodzenie ścięgna FDP w strefie I lub też zastarzałe uszkodzenie ścięgien zginaczy w strefie NML związane jest z koniecznością połączenia ścięgna FDP albo przeszczepu ścięgna z paliczkiem dalszym. W przypadku uszkodzenia FDP standardem postępowania jest wszycie kikuta ścięgna w paliczek kostny, znajduje zastosowanie również zamocowanie poprzez kotwice kostne [120]. W przypadku uszkodzenia FDP poprzez oderwanie z płytką kostną stosuje się zespoleń płytką i śrubami [120].



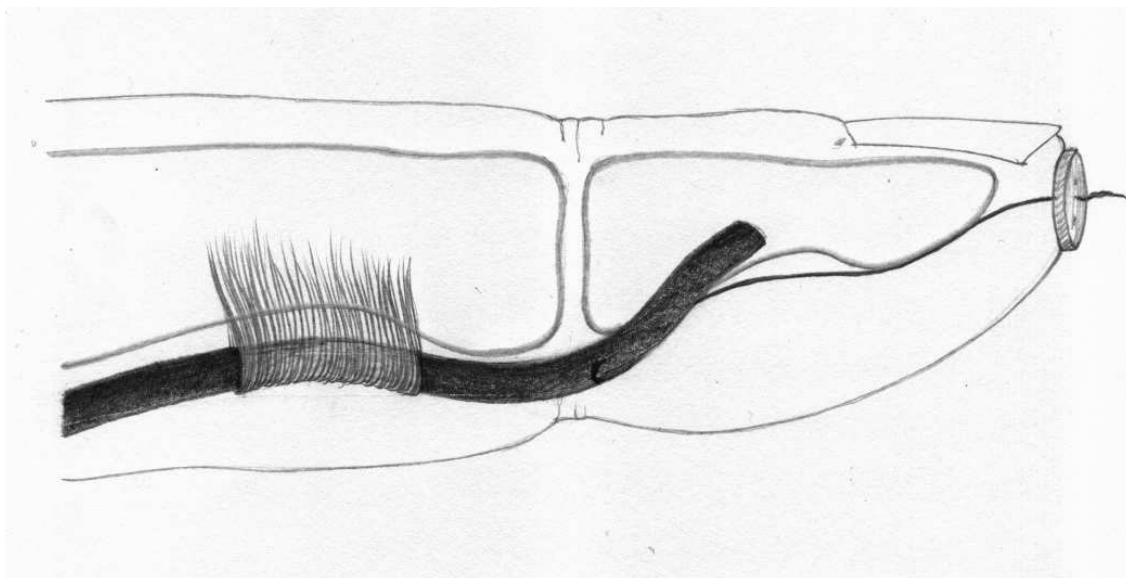
Ryc. 11. Szew przeszczepu ścięgna do kikuta FDP

Fig. 11. The connection of tendon graft to the FDP stump

W zakotwiczeniu przeszczepu ścięgna w paliczku dalszym znajduje zastosowanie szereg metod operacyjnych [309]. Tak jak w zakotwiczeniu przeszczepu w odcinku bliższym metoda Pulvertafta znalazła powszechne uznanie, nadal trwają dociekania na temat pewnego, bezpiecznego, mocnego zakotwiczenia w odcinku dalszym.



Ryc. 12. Przeprowadzenie przeszczepu ścięgna przez kanał poprzeczny w paliczku
Fig. 12. Introducing of tendon graft through a transverse bone canal in distal phalanx



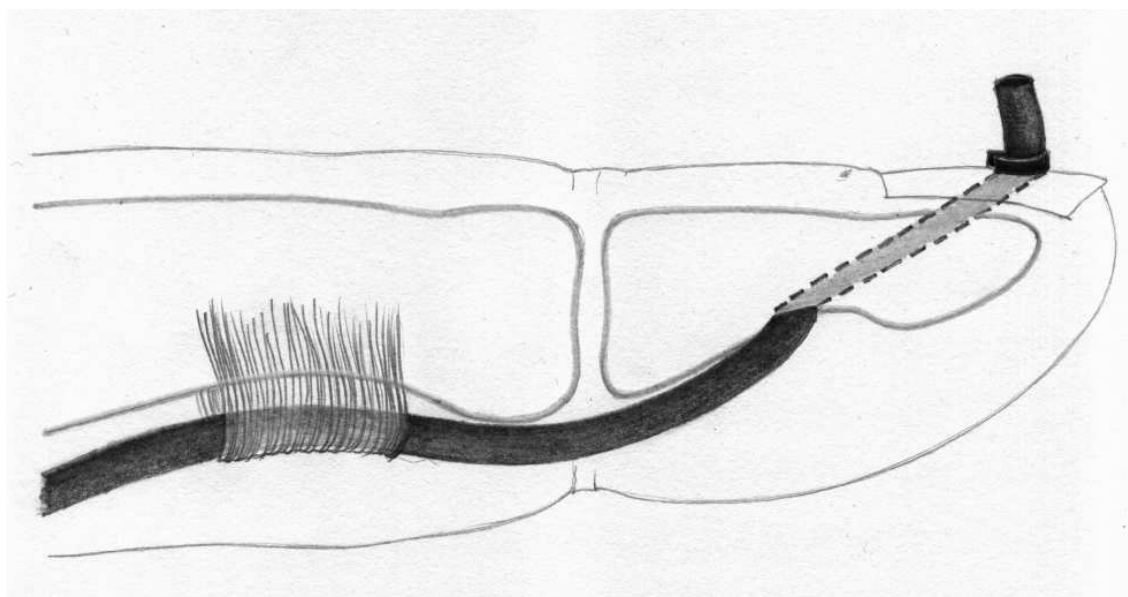
Ryc. 13. Metoda pull-out według Bunnella
Fig. 13. The Bunnell's pull-out technique

Jedną z metod jest proste doszycie 2 szwami materacowymi przeszczepu ścięgna do rozdwojonego kikuta FDP przy paliczku (ryc. 11). Jest to metoda polecana dla dzieci z

tego powodu, że nie niesie ryzyka uszkodzenia chrząstki wzrostowej [309]. Kolejne metody to techniki wszycia przeszczepu w kość paliczka. Koch w 1944 i Pulvertaft w 1965 opisali operację przeprowadzenia przeszczepu przez kanał poprzeczny w paliczku jak lasso (ryc. 12) [132, 221].

Jest to trudny technicznie zabieg, wymagający przeszczepu o małej średnicy oraz przeciwwskazany u dzieci ze względu na ryzyko uszkodzenia chrząstki wzrostowej paliczka.

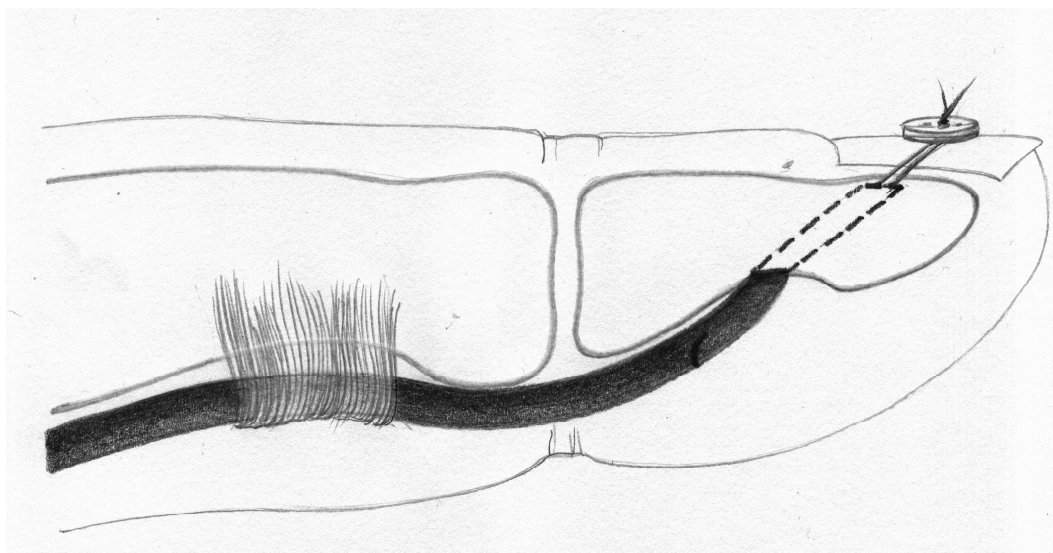
Modyfikacją tej metody jest zakotwiczenie przeszczepu za pomocą nici przewodzonej poprzecznie poprzez paliczek [261]. Bunell wprowadził metodę *pullout*, która polegała na przeprowadzeniu przez połączenie przeszczep ścięgna-kikut FDP usuwalnego szwu metalowego wyprowadzonego na opuszkę (ryc. 13) [43, 44, 45]. Kyle i Eyre-Brook w 1954 roku zaproponowali wyprowadzenie nici przez kość paliczka do podstawy płytki z zabezpieczeniem guzikiem [139]. Oryginalna metoda Bunnela oraz Kyle i Eyre-Brooka niosła za sobą ucisk i martwicę tkanek miękkich w okolicy podstawy płytki i opuszki [309]. Tubiana w 1960 roku przeprowadzał usuwalne nici przez skośny otwór w paliczku z wyprowadzeniem na płytkę paznokcia i zwinięty gazik [289]. Żadna z tych metod nie pozwalała na swobodne regulowanie długości przeszczepu w miejscu zespolenia. Pulvertaft w 1965 roku zastosował wyprowadzenie przeszczepu ścięgna przez opuszkę i regulację jego długości poprzez zaciśnięcie przeszczepu ponad skórą klipsem naczyniowym [221]. Ta metoda również obciążona była uszkodzeniem tkanek miękkich i martwicą na szczycie opuszki. Snow i Littler w 1971 roku zaproponowali przeprowadzenie przeszczepu przez skośny kanał kostny w paliczku z wyprowadzeniem przeszczepu na płytkę i jego stabilizację w pożądanej długości na płycie klipsem naczyniowym (ryc. 14) [257].



Ryc. 14. Metoda Snowa i Littlera z wyprowadzeniem ścięgna na płytkę paznokciową
Fig. 14. The Snow and Littler technique of pulling the tendon graft out above the nail

Metoda ta obdarzona szeregiem zalet takich jak zakotwiczenie przeszczepu ścięgna w kości na długim odcinku czy możliwość regulacji długości przeszczepu posiadała i

wady w postaci konieczności wykonania szerokiego otworu w paliczku z ryzykiem uszkodzenia macierzy paznokcia. Metoda Snowa i Littlera jest niemożliwa również do zastosowania u dzieci [309]. Zakotwiczenie według Snowa i Littlera jest szeroko stosowane również w pracach polskich badaczy jak i autora tej pracy [169, 188]. Biorąc pod uwagę te ograniczenia, Wilson w 1985 roku zmodyfikował tę metodę, ograniczając otwór w kości paliczka tylko do śródkościa [309] (ryc. 15).



Ryc. 15. Metoda Wilsona z wyprowadzeniem przeszczepu ścięgna do śródkostnej części paliczka

Fig. 15. The Wilson technique of pulling the tendon graft into the distal phalanx

Ta modyfikacja pozwoliła na ograniczenie uszkodzenia płytki, natomiast zniósła możliwość regulacji długości przeszczepu. W 1995 roku Silverskiöld i May opisali dwuetapową technikę pozyskiwania przeszczepu z PI [250]. W pierwszym etapie końce przeszczepu z PI były obszyte nicią typu Mersilene, a następnie zaszyte w tkankach. Po 2-3 miesiącach pobierano ten przeszczep z wykorzystaniem obu końców z obszyciem i przerośniętą tkanką łączną pozwalającą na solidne doszycie. Morrison i Schlicht pozyskiwali Pt z fragmentem kości piętowej [197]. Ten fragment kostny pozwalał na stabilne zakotwiczenie przeszczepu ścięgna w kostnej części paliczka.

Badano również wpływ sposobu przeprowadzenia nici przez przeszczep ścięgna na wytrzymałość zespolenia. Silva i wsp. badali wytrzymałość na zerwanie trzech podstawowych sposobów zakotwiczenia nici w FDP, szew Bunnella, Kesslera i Kleinerta. Okazało się, że techniki Bunnella i Kleinerta znacznie przewyższają wytrzymałością zespolenie Kesslera (o około 10 N) [252].

Równoległe z wprowadzeniem kotwic dla stabilizacji tkanek miękkich do kości pojawiły się prace, które porównują wartość biomechaniczną zakotwiczenia ścięgna w kości za pomocą kotwicy w zestawieniu z metodami klasycznymi [41, 142, 190]. Kotwica kostna to plastikowy lub metalowy bolec o różnej średnicy i długości z rozpórkami, które pozwalają na stabilne osadzenie w kości. Poprzez nici, które są w trwały sposób połączone z bolcem, możliwe jest doszycie do kości tkanek miękkich. Ogromną zaletą

użycia kotwic jest prostota postępowania, wadą brak możliwości zakotwiczenia ścięgna w kości, co daje najlepszą i trwałą przebudowę tego połączenia [252]. Dociekania badaczy dotyczące połączenia ścięgna w paliczku dalszym za pomocą kotwicy odnoszą się tylko do uszkodzeń szpr w strefie I i wszycia kikuta FDP w paliczek. Nie znalazłem prac, które badałyby wartość biomechaniczną użycia kotwicy do wszycia przeszczepu ścięgna do kości paliczka w porównaniu z innymi tradycyjnymi metodami. Dotyczy to badań zarówno dorosłych jak i dzieci. Wartość badań biomechanicznych jest szczególnie istotna w kontekście planowania postępowania pooperacyjnego i możliwości zastosowania wczesnego czynnego ruchu.

Wydaje się, że wyznaczenie granicy wytrzymałości zespolenia w przypadku połączenia przeszczep ścięgna-kość paliczka jest oparte na innych założeniach aniżeli wytrzymałość zespolenia ścięgno-przeszczep ścięgna. Podstawowa różnica polega na tym, że to ostatnie zespolenie w trakcie usprawniania narażone jest nie tylko na napięcie w linii zespolenia, ale również na obrzęk i tarcie związane z przesuwaniem się zespolenia w tkankach. Można zatem domniemywać za Schuind'em i wsp., że siła 20 N jest granicą dla zastosowania wczesnego czynnego ruchu dla połączenia przeszczep ścięgna-kość paliczka [242].

1.5.7. *Usprawnianie po naprawie ścięgien zginaczy*

Usprawnianie po naprawie szpr jest kluczowym zagadnieniem mającym wpływ na wynik leczenia. Ze względu na to, że nie było takich metod, które pozwalałyby na nie ograniczony czynny ruch palca po operacji zespolenia ścięgna, historycznie klasycznym postępowaniem było unieruchomienie w zgięciu stawów nadgarstka, MCP, PIP oraz DIP na 3 do 4 tygodni. Takie postępowanie nieuchronnie prowadziło nie tylko do zrostu końców ścięgna, ale również zrostów ścięgna z otoczeniem powodującym w efekcie znaczne ograniczenie ruchomości palca. Z kolei uruchomienie zespolenia ścięgna bezpośrednio po operacji naraża to zespolenie na zerwanie lub też rozejście, co przekreśla dobry wynik leczenia. Stąd dociekania badaczy nad zastosowaniem różnych form ruchu palca po operacji dla poprawienia wyniku leczenia [313]. Wykorzystano wszelkie kombinacje ruchu czynnego i biernego w zastosowaniu do zgięcia i wyprostowania palca. Przydatność ruchu i napięcia na linii zespolenia ścięgna dla poprawienia przesuwu i siły zespolenia oraz zmniejszenia ilości zrostów została potwierdzona w pracach licznych autorów [14, 78, 91, 92, 135, 217, 218, 219, 277]. W planowaniu programów usprawniających istotną informacją jest wiedza o przesuwie ścięgna w trakcie biernego ruchu stawu oraz jego poślizgu w warunkach zespolenia. Dzięki pracom wielu autorów wiemy, że bierny ruch w stawie MCP nie powoduje praktycznie żadnego ruchu ścięgien zginaczy w stosunku do pochewki [38, 91, 102, 104, 113, 191]. Ruch w stawie DIP rzędu 10 stopni powoduje przesuw ścięgna od 1 do 2 mm przy około 1,5 mm na każde 10 stopni w stawie PIP [272]. Jednym z założeń usprawniania po zespoleniu ścięgna jest to, że ruch bierny wywołuje mniejsze napięcie aniżeli ruch czynny palca. Udowodniły to badania Urbaniaka i wsp. dotyczące biomechanicznych właściwości różnych zespolień ścięgien w warunkach ruchu biernego i czynnego [293]. Opierając się na tych założeniach, Kleinert stworzył idee wspomnianego już szynowania dynamicznego w usprawnianiu po zespoleniu ścięgien głównie w NML [130]. Metoda ta polega na stosowaniu biernego wyprostowania i czynnego zgięcia poprzez zastosowanie taśmy gumowej łączącej operowany palec z

opatrunkiem. Szynowanie dynamiczne było stosowane powszechnie w latach 80. i 90. XX wieku, również w Polsce [103]. Wadą tej metody jest ograniczenie ruchomości w stawie DIP przy dużym ruchu w PIP. Ta niewielka ruchomość w stawie DIP z kolei powoduje zrosty pomiędzy ścięgnami FDS i FDP [191, 212]. Stąd niekorzystnym następstwem wynikającym z tej metody jest również tworzenie przykurczów zgięciowych palców, zwłaszcza w przypadku zaniedbań w usprawnianiu. Jednym ze sposobów poprawienia pomysłu Kleinerta jest użycie *palmar bar* – bloczka umieszczonego na śród-ręczu, który powoduje zwiększenie zgięcia w stawach DIP oraz PIP [51, 52]. Kolejną ideą szeroko stosowaną w usprawnianiu jest czynne zgięcie-czynny wyprost. Jest to metoda stosowana z ograniczeniem w postaci szyny uniemożliwiającej wyprost, a co za tym idzie zmniejszająca ryzyko zerwania ścięgna. Szyny stosowane są w dwóch wersjach – w zgięciu nadgarstka i stawu MCP po 30 stopni (metoda Billericay według Elliotta i wsp.) [75, 76, 313] oraz druga w zgięciu nadgarstka 30 – 60 stopni i MCP 90 stopni (metoda Belfast według Smalla i wsp.) [255, 313]. Usprawnianie polega na powtarzalnych, w odpowiednich seriach, ruchach pełnego zgięcia i wyprostowania operowanego palca ograniczonego szyną. Jest to metoda obciążona przez jej przeciwników ryzykiem zerwania ścięgna, co znajduje potwierdzenie w piśmiennictwie, jednak pozwala uzyskiwać najlepsze wyniki [51, 52]. Obawa przed zerwaniem zespolenia spowodowała rozwój technik bierne zgięcie, bierny wyprost. Metoda ta wprowadzona została przez Stricklanda i Glogovaca, a polegała na zastosowaniu szyny ograniczającej wyprost w stawach nadgarstka i MCP po 30 stopni [266]. Stosowano ruchy bierne operowanego palca wykonywane w pełnym zakresie przy ograniczeniu szyną. Ćwiczenia wykonywał rehabilitant do 5 tygodni od operacji i dopiero wówczas zezwalano na ruchomość czynną. Duran i Houser zastosowali podobny model usprawniania, uzyskując lepsze wyniki ale i większą liczbę zerwań [72]. Doświadczalne podstawy dla metody usprawniania bierne zgięcie, bierny wyprost dały prace Boyera i wsp. [34]. Na modelu ścięgien zginaczy głębokich psa, autorzy przeprowadzili badanie właściwości biomechanicznych szwu czteronitkowego w porównaniu z ośmionitkowym, odnosząc te zespolenia do dwu metod usprawniania po operacji. W pierwszej grupie usprawniania stosowano niskie obciążenia (do 5 N), natomiast w drugiej wysokie w postaci 17 N. Autorzy stwierdzili, że sposób usprawniania nie miał wpływu na zespolenie, natomiast rodzaj szwu niewątpliwie tak. W związku z tym Boyer i wsp. zaproponowali zmianę stanowiska jakoby napięcie w linii zespolenia przyspieszało wytrzymałość zespolenia i gojenie ścięgna. Konkludowali, że czynne usprawnianie ma oczywisty, korzystny wpływ na ogólną funkcję ręki, nie ma natomiast wpływu na siłę zespolenia i przebudowę ścięgna [34].

Owocem tych obserwacji było również wprowadzenie metody kombinowanej poprzez zastosowanie szyny i taśmy gumowej jak w metodzie Kleinerta, ale również i bloczka dla zwiększenia ruchomości palca po operacji. Ćwiczenia - czynny wyprost, bierne zgięcie - uzupełniono zestawem ćwiczeń - bierny wyprost, bierne zgięcie. W tej modyfikacji uzyskano najlepsze wyniki leczenia [51, 52]. Wszystkie te obserwacje odnoszą się do naprawy pierwotnej ścięgien zginaczy w NML. W naprawie wtórnej usprawnianie po operacji opiera się na powyższych spostrzeżeniach, ale jest bardzo indywidualne i zależy od zastosowanej metody operacyjnej, sposobów zespolenia i rodzaju przeszczepu ścięgna. W dostępnym piśmiennictwie nie ma opracowanego programu usprawniania dotyczącego naprawy wtórnej szpr.

Biomechaniczna wytrzymałość kompleksu tkankowego po operacji przeszczepu ścięgna zależy od trzech kluczowych składników.

Po pierwsze od zespolenia bliższego, czyli od jakości szwu kikuta ścięgna FDS lub FDP z przeszczepem ścięgna. Jak już wspomniałem jest to zagadnienie dość dobrze poznane dzięki bardzo stabilnemu zespoleniu sposobem Pulvertafta i szeregu badań biomechanicznych, w tym również autora tej pracy, oceniających jakość tego szwu [31, 129, 189, 293]. Ograniczeniem poznawczym dla oceny tego zespolenia jest fakt, że badania dotyczą momentu wyjściowego - operacji. Brakuje dociekań dotyczących biomechanicznych cech tego zespolenia w trakcie jego biologicznej przebudowy. Biorąc pod uwagę jednak fakt, że zespolenie dotyczy żywych końców ścięgna, przebudowa nie powinna w sposób znaczący wpływać na osłabienie tego połączenia. Niewątpliwie jest to temat wymagający poznania. Generalnie, zastosowanie szwu sposobem Pulvertafta we wtórnej naprawie ścięgien zginaczy jest wystarczające do użycia czynnego usprawniania z wyjątkiem zastosowania ścięgna Pt jako przeszczepu [188].

Drugim czynnikiem, od którego zależy wytrzymałość naprawy wtórnej jest przeszczep ścięgna. Biomechaniczne cechy przeszczepu ścięgna zależą od jego cech fizycznych takich jak przekrój, ale również od budowy ścięgna w sensie mechanicznym co jest wyrażane fizycznie poprzez naprężenie. Ten problem został wyjaśniony przeze mnie w badaniach biomechanicznych, gdzie stwierdziłem, że najlepszym przeszczepem spośród FDS, Pl i Pt w sensie właściwości budowy jest ten ostatni ($\bar{\sigma} = 20,78 \text{ N/mm}^2$) w porównaniu do Pl ($\bar{\sigma} = 14,79 \text{ N/mm}^2$) [189]. Jednak mały przekrój, a co za tym idzie wytrzymałość zespolenia na zerwanie ogranicza Pt we wskazaniach do czynnego usprawniania [189]. Te cechy fizyczne przeszczepu ścięgna są zmienne w czasie ze względu na jego przebudowę w trakcie pierwszych kilku tygodni od operacji. Są skąpe dane na temat losów przeszczepu ścięgna po operacji dotyczące jego ukrwienia i wytrzymałości [63]. Stąd zastosowanie czynnego usprawniania we wtórnej naprawie ścięgien zginaczy w sensie wytrzymałości przeszczepu ścięgna opiera się w dużej mierze na doświadczeniu i odwadze autorów [127, 250, 256].

Kolejnym czynnikiem, od którego zależy wytrzymałość naprawy wtórnej jest połączenie przeszczep ścięgna-paliczek. Tu również jest luka badawcza wynikająca z tego, że brakuje badań naukowych dotyczących tego połączenia. Nie brakuje natomiast badań dotyczących połączenia - kikut ścięgna FDP-paliczek, co odnosi się do uszkodzeń i naprawy pierwotnej ścięgna FDP w strefie pierwszej [41, 142, 142, 190, 192, 252].

Reasumując, zastosowanie czynnego usprawniania w naprawie wtórnej szpr wydaje się być metodą z wyboru, biorąc pod uwagę wielopoziomowe przeszkody wynikające z rekonstrukcji. Stąd włączenie ruchu czynnego bezpośrednio po operacji jest warunkiem uzyskania przesuwu ścięgna. Z drugiej strony brakuje danych naukowych dotyczących wyboru rozwiązań operacyjnych, które mogłyby sprostać czynnemu usprawnianiu w naprawie wtórnej.

2. ZAŁOŻENIA I CEL PRACY

Leczenie zastarzałych uszkodzeń ścięgien zginaczy palców ręki (śzpr) w „strefie ziemi niczyjej” (NML) nadal jest obarczone niezadawalającymi wynikami [30, 35, 82, 141, 307].

Założeniem pracy jest poprawienie wyników leczenia zastarzałych uszkodzeń śzpr w NML poprzez doświadczalne i kliniczne dociekania naukowe:

- w części doświadczalnej założeniem jest poprawienie wyników leczenia zastarzałych uszkodzeń śzpr poprzez zastosowanie sprawdzonych biomechanicznie rozwiązań operacyjnych dotyczących połączenia przeszczepu ścięgna z paliczkiem dystalnym palca
- w części klinicznej założeniem jest poprawienie wyników leczenia poprzez użycie protezy ścięgna własnego pomysłu.

Celem pracy jest:

- ocena przydatności poszczególnych metod połączenia przeszczepu ścięgna z paliczkiem dystalnym palca w kontekście biomechanicznym na modelu dla dorosłych i dzieci
- ocena przydatności zastosowania protezy ścięgna własnego pomysłu w dwuetapowej rekonstrukcji śzpr.

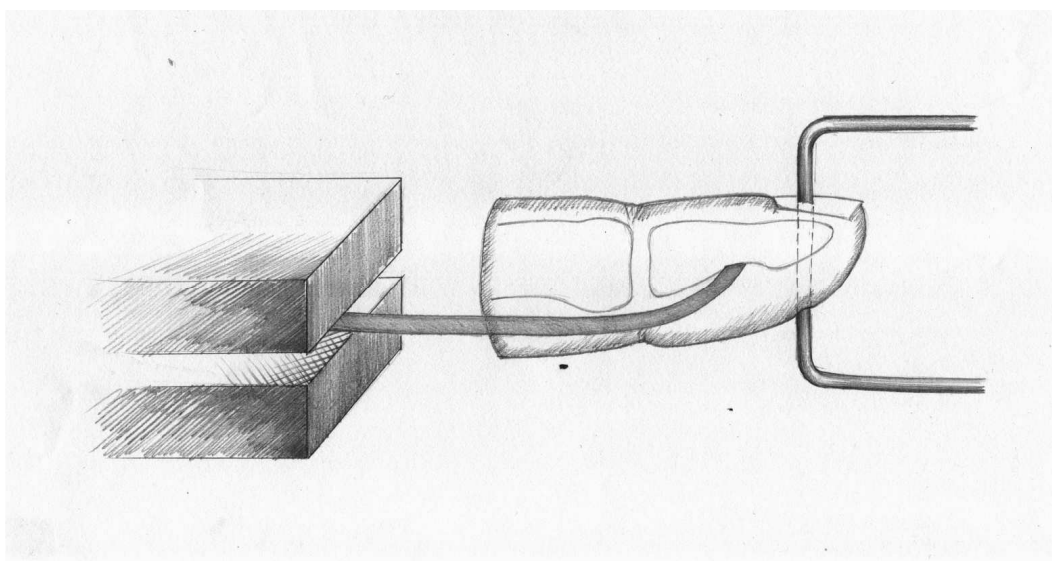
3. MATERIAŁ I METODY

3.1. Część doświadczalna

3.1.1. *Badanie wytrzymałości zakotwiczenia przeszczepu ścięgna w paliczku dalszym na modelu dla dorosłych*

Do doświadczenia użyłem 16 palców rąk osób dorosłych, tylko mężczyzn, pomiędzy 25 a 63 rokiem życia. Do badania pozyskiwałem palce drugi, trzeci i czwarty. Pomiąłem w badaniu kciuk i palec mały, dlatego że stanowią znaczną odmienność anatomiczną dotyczącą szpr w porównaniu z palcami od drugiego do czwartego [23]. Palce pobierałem z kończyn, które uległy amputacjom, a nie kwalifikowały się do replantacji. Na przeprowadzenie tych badań uzyskałem zgodę Niezależnej Komisji Bioetycznej Do Spraw Badań Naukowych przy Gdańskim Uniwersytecie Medycznym (NKEBN/280/2007). Palce pobierałem, oczyszczałem z zabrudzeń, zawijałem w wilgotne gaziki i mroziłem niezwłocznie po zapadnięciu decyzji o braku wskazań do replantacji, z reguły do 4 godzin po zgłoszeniu się chorego do szpitala. Warunkiem zakwalifikowania palca do badania był dobry stan tkanek bez złamań, zranień i stłuczeń oraz chorób od poziomu stawu PIP do obwodu. Dyswalifikowałem również te palce, które pochodziły od osób z poważnymi i przewlekłymi chorobami ogólnymi. Powyższy sposób pozyskiwania tkanek do badania okazał się jedynym możliwym w związku z brakiem możliwości pobierania palców ze zwłok (ekspozycja palców w trakcie uroczystości pogrzebowych). Niezależnie użyłem do doświadczenia 32 ścięgna P1 pobrane ze świeżych zwłok w wieku od 62 do 86 lat. Pozyskiwanie ścięgien przebiegało do 48 godzin od śmierci. Ścięgna pobierałem z dwóch około 2 cm dostępów w okolicy nadgarstka i 1/3 bliższej przedramienia. Ścięgna bezpośrednio po pobraniu były oczyszczone z mięśni i ościęgnej, zawinięte w wilgotne gaziki i zamrożone.

W dniu badania dokonywałem rozmrożenia tkanek poprzez owinięcie świeżymi, wilgotnymi gazikami i pozostawienie w temperaturze pokojowej na 10 godzin. Po rozmrożeniu preparowałem palce poprzez usunięcie skóry i tkanki podskórnej z dłoniowej strony palca z pozostawieniem pochewki ścięgna i ścięgien zginaczy. W dalszej kostnej części paliczka przewiercałem prostopadle do palca otwór o średnicy 2 mm, przez wszystkie struktury, przez który przeprowadzałem drut służący do zamocowania do górnej szczęki maszyny testującej (ryc. 16). W taki sam sposób jak palce, rozmrażałem również ścięgna P1, które przygotowywałem do badania według następującej metody – z całej długości wycinałem odcinek ścięgna o długości 8 cm i koniec bliższy oplatałem nicią plecionką 2 – 0 na długości około 1 cm. Następnie do tego owiniętego końca ścięgna przy pomocy kleju cyjanoakrylanowy mocowałem papier ścierny (na płótnie) o ziarnistości 180 szorstką powierzchnią na zewnątrz. Takie zabezpieczenie służyło dobremu mocowaniu przeszczepu ścięgna w dolnej szczęce maszyny testującej bez możliwości wysunięcia się preparatu ze szczęki.



Ryc. 16. Mechanizm kotwiczenia przeszczepu ścięgna i kości paliczka w maszynie testującej
Fig. 16. Anchoring of the tendon graft and bone of the phalanx in the testing machine

Wyróżniono cztery grupy badane, będące modelami zakotwiczenia przeszczepu ścięgna do kości.

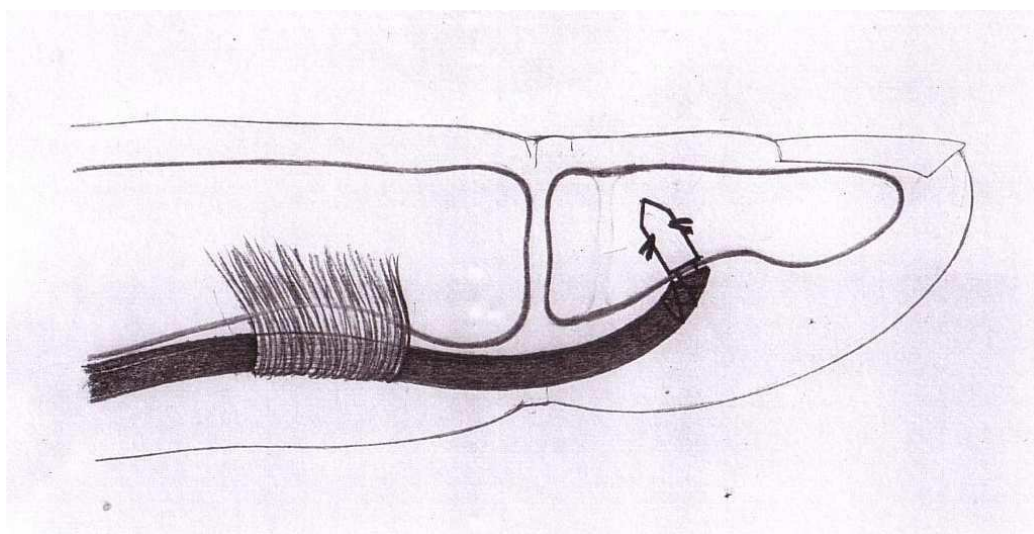
Grupa pierwsza – model wszycia przeszczepu ścięgna w kikut FDP (PI-FDP-A) (ryc. 11).

W przygotowanym preparacie palca, poprzez „okienko” w pochewce ścięgna w okolicy przyczepu ścięgna FDP do paliczka, dokonywałem tenotomii i usunięcia FDP z pozostawieniem około 1 cm kikuta ścięgna przy kości. Następnie w kanał pochewkowy wprowadzałem przeszczep ścięgna PI i mocowałem kikut dalszy przeszczepu do rozdwojonego kikuta FDP dwoma szwami materacowymi, nicią 4 – 0 niewchłaniającą jednowłóknową. Tak przygotowany preparat mocowałem do szczęk maszyny testującej i w miarę potrzeby zwilżałem poprzez spryskiwanie roztworem soli fizjologicznej. Przygotowałem 8 próbek.

Grupa druga – model wszycia przeszczepu ścięgna do paliczka poprzez kotwicę kostną (PI-A-A) (ryc. 17).

W tej grupie wykorzystałem palce po badaniu w grupie pierwszej - ze względu na ograniczoną ilość preparatów. Wyszedłem z założenia, że testowanie materiału w grupie pierwszej dotyczyło tkanek miękkich w postaci przeszczepu ścięgna i kikuta FDP, które do badania w grupie drugiej zostały usunięte.

Po usunięciu z paliczka dystalnego resztek FDP do kości paliczka dokładnie w miejscu przyczepu ścięgna wprowadzałem kotwicę kostną *Microfix Quickanchor (4/0 suture)* pod kątem 45 stopni do powierzchni stawowej DIP. Poprzez kanał pochewkowy wprowadzałem kolejny przeszczep ścięgna i mocowałem do kości poprzez przeszycie przeszczepu niemi kotwicy sposobem Bunnella [43, 44, 45]. Gotowy preparat mocowałem do szczęk maszyny testującej i zabezpieczałem zwilżaniem. Przygotowałem 8 preparatów.



Ryc. 17. Wszycie przeszczepu ścięgna w paliczek poprzez kotwicę kostną w modelu dla dorosłych

Fig. 17. The connection of the tendon graft to the phalanx bone using a bone anchor in adults

Grupa trzecia – model wprowadzenia przeszczepu ścięgna w kanał kostny w paliczku dalszym z wyprowadzeniem szwu na płytkę paznokciową i zabezpieczenie guzikiem według Wilsona [309, 310] (PI-B-A) (ryc. 15).

Po usunięciu z preparatu ścięgna FDP wywiercałem jedynie w kostnej części paliczka otwór o średnicy 2,5 mm skierowany skośnie od przyczepu FDP do centralnej części płytki 2 – 3 mm dystalnie od obłączka. Z tego otworu poprzez płytkę prowadziłem dwa otwory o średnicy 1 mm. W kanał pochewkowy i wywiercony otwór w paliczku wprowadzałem przeszczep ścięgna, który mocowałem do paliczka nicią 4 – 0 nicią niewchłaniającą jednowłóknową z przeprowadzeniem jej przez ścięgno sposobem Bunnella [43, 44, 45] i z wyprowadzeniem na płytkę paznokciową i mocowaniem na guziku. Gotowy preparat mocowałem do szcęk maszyny testującej i zabezpieczałem zwilżaniem. Przygotowałem 8 preparatów.

Grupa czwarta – model wyprowadzenia przeszczepu ścięgna poprzez kanał kostny na płytkę paznokciową z zabezpieczeniem klipssem naczyniowym według Snowa i Little-ra [258] (PI-N-A) (ryc. 14).

W tej grupie wykorzystałem palce po badaniu w grupie trzeciej - ze względu na ograniczoną ilość preparatów. Wyszedłem z założenia, że testowanie materiału w grupie trzeciej dotyczyło tkanek miękkich w postaci przeszczepu ścięgna i fragmentu płytki paznokcia, które do badania w grupie czwartej zostały usunięte.

Po usunięciu z preparatu resztek nici i przeszczepu dokonywałem przewiercenia warstwy korowej paliczka, macierzy i płytki paznokcia w osi poprzedniego otworu, wiertłem 2,5 mm. W kanał pochewkowy i wywiercony otwór w paliczku wprowadzałem przeszczep ścięgna, który wywlekałem na płytkę paznokciową na długość około 1 cm i zabezpieczałem klipssem naczyniowym. Gotowy preparat mocowałem do szcęk maszyny testującej i zabezpieczałem zwilżaniem. Przygotowałem 8 preparatów.

Niezależnie od podanych wyżej grup, przeprowadziłem badanie wytrzymałości modelu PI-A-A z wykorzystaniem dwóch odwapnionych (przez nieczynność) palców pochodzących od osoby z chorobą nowotworową ramienia. Metodyka badania była taka sama jak w grupie drugiej.

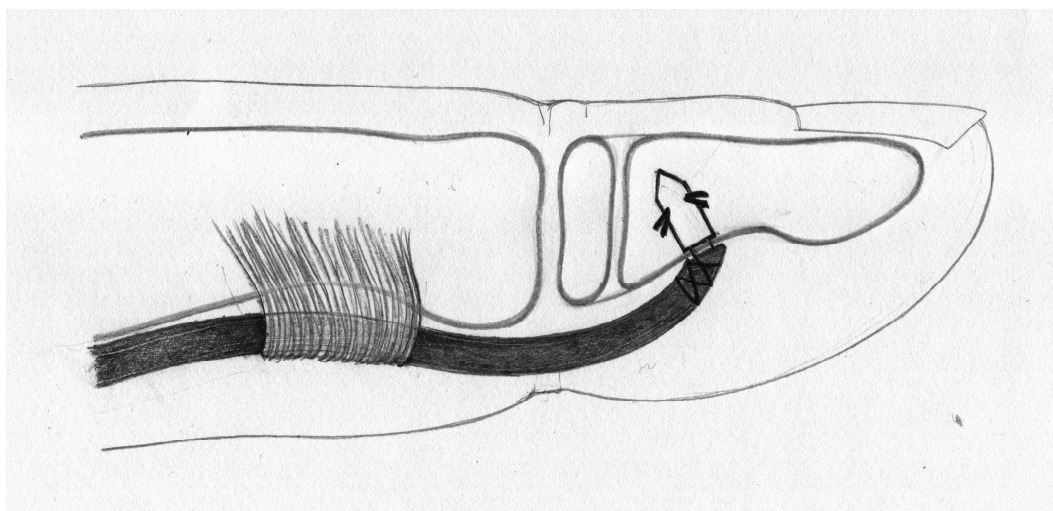
3.1.2. *Badanie wytrzymałości zakotwiczenia przeszczepu ścięgna w paliczku dalszym na modelu dla dzieci*

Do doświadczenia użyłem 8 palców rąk dzieci płci męskiej, pomiędzy 7 a 11 rokiem życia. Do badania pozyskiwałem palce drugi, trzeci i czwarty. Pomiąłem w badaniu kciuk i palec mały z tych samych powodów, co u dorosłych [23]. Kwalifikacja, sposób zabezpieczenia palców do badania była taka sama jak w doświadczeniu na palcach dorosłych. Niezależnie, użyłem do doświadczenia 16 ścięgien PI pobranych ze świeżych zwłok w wieku od 55 do 89 lat. Pozyskiwanie i zabezpieczenie ścięgien przebiegało tak samo jak w doświadczeniu na palcach dorosłych. W dniu badania preparowanie palca i przeszczepu ścięgna po rozmrożeniu i przygotowanie do mocowania w maszynie testującej przebiegało również tak samo jak w grupie na modelu dla dorosłych.

Wyróżniłem dwie grupy badane, będące modelami zakotwiczenia przeszczepu ścięgna do kości paliczka dalszego u dzieci.

Grupa pierwsza – model wszycia przeszczepu ścięgna w kikut FDP (PI-FDP-C) (ryc. 11).

W przygotowanym preparacie palca poprzez „okienko” w pochewce w okolicy przyczepu, dokonywałem tenotomii i usunięcia FDP z pozostawieniem około 1 cm kikuta ścięgna przy kości. Następnie w kanał pochewkowy wprowadzałem przeszczep ścięgna PI i mocowałem kikut dalszy przeszczepu do rozdwojonego kikuta FDP dwoma szwami materacowymi, nicią 4 – 0 niewchłaniającą jednowłóknową. Tak przygotowany preparat mocowałem do szcęk maszyny testującej i w miarę potrzeby zwilżałem poprzez spryskiwanie roztworem soli fizjologicznej. Przygotowałem 8 preparatów.



Ryc. 18. Wszycie przeszczepu ścięgna w paliczek poprzez kotwicę kostną w modelu dla dzieci
 Fig. 18. The connection of the tendon graft to phalanx bone using anchor in children

Grupa druga – model wszycia przeszczepu ścięgna do paliczka poprzez kotwicę kostną (PI-A-C) (ryc. 18).

W tej grupie wykorzystałem palce po badaniu w grupie pierwszej - ze względu na ograniczoną ilość preparatów. Wyszedłem z założenia, że testowanie materiału w grupie pierwszej dotyczyło tkanek miękkich w postaci przeszczepu ścięgna i kikuta FDP, które do badania w grupie drugiej zostały usunięte.

Po usunięciu z paliczka dystalnego resztek FDP, do kości paliczka dokładnie w miejscu przyczepu ścięgna wprowadzałem kotwicę kostną *Microfix Quickanchor (4/0 suture)* pod kątem 45 stopni w kierunku powierzchni stawowej DIP. Precyzyjne wprowadzenie kotwicy miało na celu ominięcie chrząstki wzrostowej paliczka znajdującej się proksymalnie od przyczepu FDP. Poprzez kanał pochewkowy wprowadzałem przeszczep ścięgna i mocowałem do kości poprzez przeszycie przeszczepu niemi kotwicy sposobem Bunnella [43, 44, 45]. Gotowy preparat mocowałem do szczęk maszyny testującej i zabezpieczałem zwilżaniem. Przygotowałem 8 preparatów.

3.1.3. *Test biomechaniczny – model dla dorosłych i dzieci*

Do badania właściwości mechanicznych analizowanych próbek użyliśmy maszyny testującej Zwick/Roell Z020. Ocenialiśmy wydłużenie próbki przy obciążeniu siłą równą 20 N oraz siłę i wydłużenie próbki w momencie zerwania. Dane pomiarowe zostały opracowane elektronicznie z wykorzystaniem programu Zwick/Roell testXpert v.11.02.

Przygotowane próbki (metodyka przygotowania próbek została opisana w dziale materiał i metody) były poddane badaniu w temperaturze pokojowej ze wzrostem siły rozciągania 5 N/s. Podczas pomiarów stosowaliśmy obciążenie wstępne próbek wynoszące 1 N. W trakcie badania utrzymywaliśmy wilgotność preparatów poprzez spryskiwanie roztworem soli fizjologicznej. Monitorowanie przebiegu rozciągania i trybu zerwania próbki przebiegało z użyciem fotograficznego aparatu cyfrowego, zdjęcia rejestrowano w odstępach 3–5 sekundowych.

Wyróżniliśmy trzy tryby zerwania próbek:

1. Wywleczenie przeszczepu
2. Zerwanie nici
3. Wyrwanie kotwicy

Analiza statystyczna została przeprowadzona za pomocą testu t-Studenta. Różnice uznano za statystycznie znamienne przy P poniżej 0,05.

3.2. Część kliniczna

Badaniem objęto 18 chorych operowanych w Klinice Ortopedii i Traumatologii Narządu Ruchu oraz w Klinice Chirurgii Ręki Akademii Medycznej w Gdańsku w latach 2002-2010. Do badania zakwalifikowałem chorych, u których osobiście przeprowadziłem operacje wtórnej naprawy ścięgien zginaczy w NML z użyciem protezy ścięgna własnego pomysłu oraz rozwiązań operacyjnych, które zostały poddane ocenie przydatności w badaniach biomechanicznych. Do tego typu operacji kwalifikowałem jedynie chorych z zastarzałym, całkowitym uszkodzeniem obu ścięgien zginaczy w NML. Praktycznie odnosiło się to do umiejscowienia pierwotnej rany w okolicy dłoniowej palca

między kresami zgięciowymi MCP i PIP. W doborze zasad kwalifikacji chorych wyszedłem z założenia, że jedynie te osoby, które osobiście stawiają się na badanie i które będą miały kompletne dane – wypisy szpitalne, badanie kliniczne oraz kwestionariusze, będą włączone do oceny. Uzyskane do wglądu dokumentacje medyczne z archiwum Pomorskiego Centrum Traumatologii w Gdańsku (w którego skład wchodzi obecnie Katedra i Klinika Ortopedii i Traumatologii Narządu Ruchu) pomogły w uzupełnieniu danych. Wyłączyłem z badania 4 osoby, których nie udało mi się odnaleźć z powodu zmiany miejsca pobytu oraz jednego mężczyznę, który po przeprowadzeniu pierwszego etapu w postaci założenia protezy nie zgłosił się (pomimo wezwań) na drugi etap. Również wyłączyłem z badania jednego chłopca z powodu zropienia protezy i jednego mężczyznę z powodu odczynu synowialnego wokół protezy.

Każdy chory był umawiany na badanie telefonicznie na określony dzień i godzinę. Badanie chorych, które trwało około jednej godziny dla jednego pacjenta, składało się z wywiadu, badania funkcji ręki oraz subiektywnej oceny wyników. Dane te były archiwizowane w postaci kart badania, kwestionariuszy, kopii wypisów oraz fotografii.

3.2.1. Wywiad

W wywiadzie gromadziłem takie informacje, jak: imię, nazwisko, data urodzenia, daty urazu i operacji. Kolejne pytanie dotyczyło precyzyjnego umiejscowienia pierwotnego zranienia palca i narzędzia jakim zostało dokonane. Dalsze pytania dotyczyły informacji, który palec i której ręki został zraniony i która ręka jest dominująca. Jak przebiegało usprawnianie i jaki jest zawód badanego.

Zdjęcia fotograficzne wykonywałem w kilku pozycjach:

- zaciśnięcie ręki w pięść, zwracałem wówczas uwagę, aby przy zgięciu palca operowanego sąsiednie palce w tym nie uczestniczyły
- pełny wyprost palców ręki
- fotografia blizn, zwłaszcza tych zlokalizowanych w obrębie palca
- fotografia płytki paznokciowej operowanego palca w porównaniu z tym samym palcem ręki zdrowej

3.2.2. Badanie funkcji ręki

W wyborze metod służących do oceny funkcji kierowałem się przede wszystkim możliwością porównania tych wyników z grupami operowanymi przez innych autorów. Wiąże się to z użyciem powszechnych metod oceny operacyjnego leczenia ścięgien, ale również i takich, które są charakterystyczne dla dwuetapowej plastyki szpr. Za najbardziej powszechne kwalifikacje dla oceny operacyjnego leczenia ścięgien uznałem metody oceny TAM (*total active motion*), według Buck Gramco oraz zmodyfikowaną metodę Stricklanda [42, 272]. Dla oceny siły operowanego palca i całej ręki użyłem badania chwytu globalnego i szczypcowego dynamometrem Jamara [183, 208].

Poza oceną dotyczącą funkcji ścięgien dołączyłem do badania testy oceniające funkcję nerwów takie, jak: użycie monofilamentów Semmes-Weinstein, czucie dwupunktowe i test Sollermana. Ten wybór badania związany jest z częstym uszkodzeniem nerwów towarzyszącym uszkodzeniu ścięgien i wpływu wyniku uszkodzenia nerwów na wynik

ogólny. W ostatnich pytaniach do badanych posłużyłem się kwestionariuszami oceniającymi nietolerancję zimna.

Ocena zakresu ruchu

Badanie obejmowało pomiar z użyciem kątomierza zakresu ruchu stawów MCP, PIP oraz DIP operowanego palca w porównaniu do tego samego palca ręki zdrowej. Badanie to dotyczyło zarówno zakresu ruchu biernego jak i czynnego. Za pomocą miary oceniałem również odległość opuszki palca operowanego do dłoniowej powierzchni ręki w milimetrach w momencie maksymalnego czynnego zgięcia. Powyższe dane klasyfikowałem w trzech skalach oceny ruchu.

Metoda TAM

Jest to suma czynnego zakresu ruchomości w stawach MCP, PIP i DIP. Suma zakresów ruchomości zdrowych ścięgien wynosi 260 stopni [76, 118, 170, 279, 280, 281]. Punktację według TAM pokazuje tabela 1. W obecnych rozważaniach wynik niezadawalający i zły jest traktowany łącznie jako zły ze względu na to, że inne skale są cztero-stopniowe [169].

Tabela 1. Punktacja według TAM
Table 1. TAM rating

	TAM	Procent pełnego zakresu ruchu <i>Percentage of total motion</i> [%]	Wynik <i>Result</i>
1°	TAM = 260°	100	Bardzo dobry
2°	260° > TAM > 195°	75	Dobry
3°	195° > TAM > 130°	50	Dostateczny
4°	130° > TAM > 65°	25	Niezadawalający
5°	TAM < 65	< 25	Zły

Tabela 2. Punktacja według skali Buck-Gramco
Table 2. Buck-Gramco scale rating

TAM	Punkty <i>Points</i>	Deficyt zgięcia <i>Flexion lag</i>	Punkty <i>Points</i>	Deficyt wyprostu <i>Extension lag</i>	Punkty <i>Points</i>	Suma punktów <i>Total sum</i>	Wynik <i>Result</i>
>159°	6	0-2,5 cm	6	0°-30°	3	14-15	bardzo dobry
141°-159°	4	2,5-4 cm	4	31°-50°	2	11-13	dobry
120°-140°	2	4-6 cm	2	51°-70°	1	7-10	dostateczny
<120°	0	>6 cm	0	>70°	0	0-6	niedostateczny

Metoda Buck-Gramco uwzględnia:

- sumę czynnego zakresu ruchomości w stawach MCP, PIP i DIP – TAM
- odległość opuszki palca od bruzdy dłoniowej przy maksymalnym czynnym zgięciu palca
- kąt deficytu wyprostowania

Punktację według Buck Gramco pokazuje tabela 2.

Metoda zmodyfikowana Stricklanda

Suma kątów aktywnego zgięcia PIP oraz DIP pomniejszona o ubytek wyprostowania w tych stawach. Punktację według zmodyfikowanej skali Stricklanda pokazuje tabela 3.

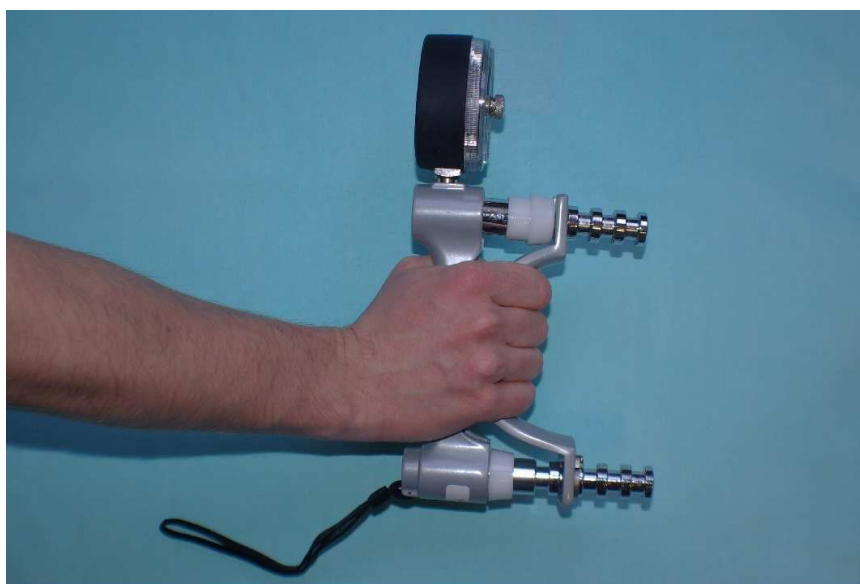
Tabela 3. Punktacja według zmodyfikowanej skali Stricklanda

Table 3. Revised Strickland rating

Czynne zgięcie (PIP+DIP) – ubytek wyprostowania (PIP+DIP) <i>Active flexion (PIP+DIP) – extension lag (PIP+DIP)</i>	Wynik <i>Result</i>
$\geq 132^\circ$	bardzo dobry
88° - 131°	dobry
44° - 87°	dostateczny
$< 44^\circ$	zły

Badanie siły chwytu globalnego i szczytowego ręki

W badaniu użyłem dynamometru hydraulicznego Jamara, który podaje dane w kilogramach. Podczas badania przestrzegałem jego standaryzacji w postaci prawidłowej pozycji badanego. Łokieć powinien być zgięty do 90 stopni, przedramię w pozycji neutralnej, kończyna swobodnie ułożona przy tułowiu [183, 209] (ryc. 19).

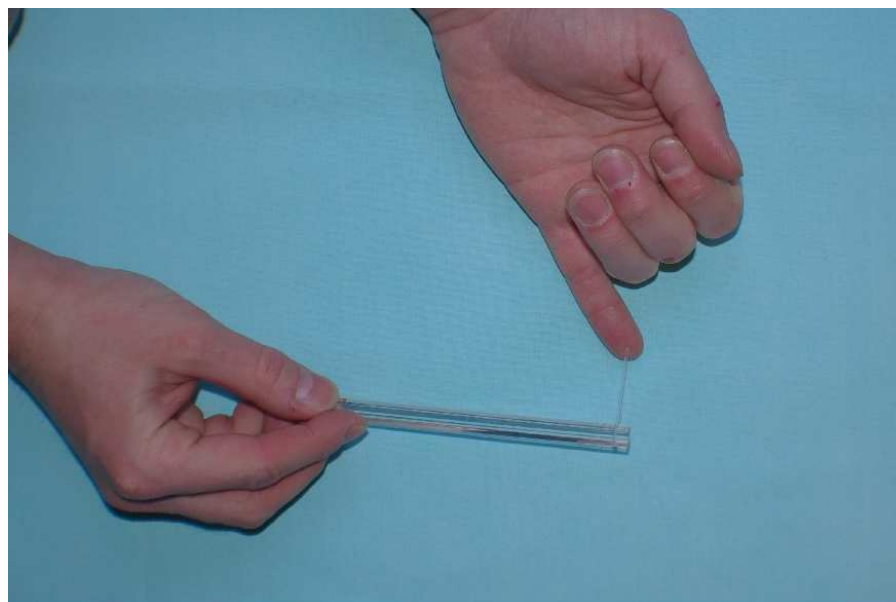


Ryc. 19. Badanie z użyciem dynamometru hydraulicznego Jamara
Fig. 19. The using of Jamar hydraulic dynamometer

Pomiar wykonywany jest trzykrotnie na obu rękach, a następnie wyciąga się średnią. W przypadku chwytu globalnego, zgodnie z obserwacjami Armstronga i Oldhama, pominąłem kwestie dominacji ręki w rozważaniu porównania siły [18]. W przypadku chwytu szczypcowego, pomiaru dokonywałem pomiędzy opuszkami kciuka i palca operowanego oraz tego samego chwytu w ręce zdrowej.

Badanie funkcji nerwów

Monofilamenty Semmes-Weinstein to pręty wykonane z plastyku o wystandaryzowanej charakterystyce (średnica, sztywność, ciężar) połączone z uchwytem. Badanie służy ocenie dotyku na skórze w strefach autonomicznych nerwów. W przypadku mojego badania przyjąłem, że strefą autonomiczną dla nerwów palcowych jest centralna część opuszki operowanego palca. Do badania używa się 5 prętów oznaczonych jako: 2.83, 3.61, 4.31, 4.56, 6.65. Badanie polega na grawitacyjnym przyłożeniu pręta do skóry opuszki palca i reakcji chorego w postaci odczucia dotyku lub też nie (ryc. 20).



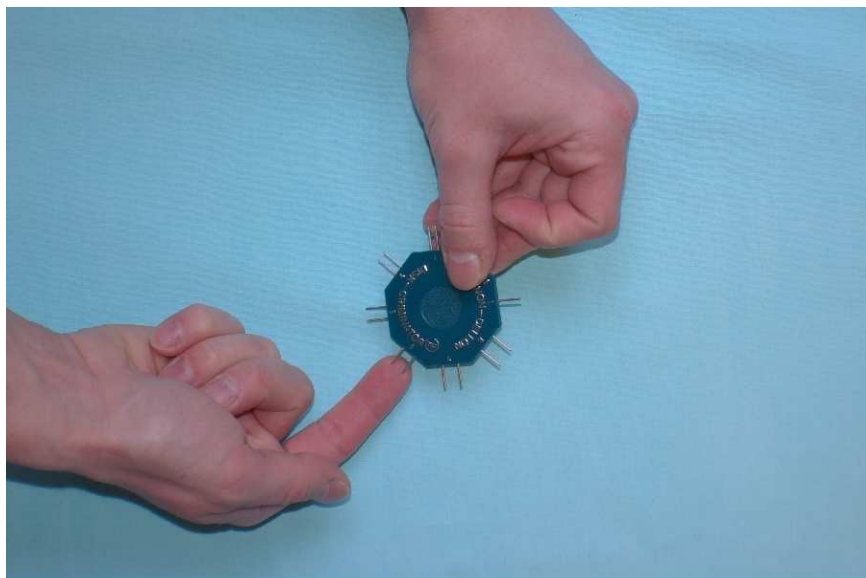
Ryc. 20. Badanie z użyciem monofilamentów Semmes-Weinsteina
Fig. 20. The using of Semmes-Weinsteina monofilaments

Badanie powtarza się trzykrotnie, przy czym wystarcza jedna próba udana (chory czuje) do zaliczenia badania [298]. Monofilamentom przypisane są wartości punktowe od 5 dla najlżejszego (2.83) do 1 przy najcięższym (6.65) i 0 przy braku czucia.

Badanie czucia dwupunktowego

Można je stosować w postaci statycznej, gdzie bada się gęstość unerwienia wolno adaptujących się receptorów dotyku (ciałka czuciowe, tarczki Merkela) oraz w wersji dynamicznej, gdzie bada się obecność szybko adaptujących się receptorów (ciałka Pacciniego) [64]. Badanie polega na dotyku do skóry dwu elementów oddalonych od siebie i relacji pacjenta, czy odbiera ten dotyk jako jeden czy dwa punkty. Badanie można prze-

prować prostym sprzętem np. spinaczem biurowym. W badaniu posłużyłem się wystandardyzowanym dyskryminatorem Dellona. Prawidłowo przeprowadzone badanie polega na uciśnięciu skóry do delikatnego zblednięcia (ryc. 21).



Ryc. 21. Badanie czucia dwupunktowego
Fig. 21. *The two point discrimination test*

Badalem czucie dwupunktowe na opuszcze palca operowanego, w części centralnej w porównaniu ze stroną zdrową. Na jednym rozstawie przeprowadza się 10 prób, rozpoznanie prawidłowo przez pacjenta 7 prób zalicza test. Najmniejszy rozpoznany rozstaw jest wynikiem. Test dynamiczny polega na przesuwaniu drucików od stawu DIP do końca opuszki [164, 194].

Punktację czucia dwupunktowego przedstawia tabela 4.

Tabela 4. Ocena czucia dwupunktowego
Table 4. *Two-point discrimination scale*

Ocena czucia <i>Sensation assesment</i>	Odległość drucików <i>Distance of points</i>
czucie prawidłowe	<6 mm
czucie dostateczne	6-10 mm
czucie słabe	11-15 mm
czucie ochronne	odczuwanie jednego punktu
brak czucia	brak czucia

Test Sollermana

Oryginalny test Sollermana to 20 zadań z aktywności dnia codziennego, służących ocenie funkcji ręki [260]. Rosen i Lundborg w swoim kwestionariuszu wybrali 3 z tych zadań, które silnie korelują z wynikiem całego testu [229, 230]. W ocenie mojego materiału również posłużyłem się tą skróconą formą. Test polega na nakręceniu nakrętek na śruby-*nuts on bolts* (ryc. 22), wyjmowaniu monet z portfela-*coins from purses* (ryc. 23) oraz na zapinaniu guzików-*do up buttons* (ryc. 24). Ze względu na to, że Sollerman nie

podaje szczegółów testu posłużyłem się opisanymi przedmiotami o dużej rozpiętości wymiarów [260]. Użyłem polskich monet o nominałach 20 groszy, 50 groszy, 2 złote i 5 złotych oraz nakrętek o wymiarach 12, 8, 6 i 4 mm obwodu zewnętrznego. Guziki o średnicy 30, 15, 8 i 5 mm. Portfel na monety miał wymiar 15 na 8 cm. Badanie wykonywane było ręką zdrową, a następnie chorą.



Ryc. 22. Test nakręcania nakrętek na śruby
Fig. 22. The nuts on bolts test



Ryc. 23. Test wyjmowania monet z portfela
Fig. 23. The coins from purses test



Ryc. 24. Test zapinania guzików
 Fig. 24. The do up buttons test

Punktację testu Sollermana przedstawia tabela 5.

Tabela 5. Punktacja zadań testu Sollermana
 Table 5. Sollerman hand function test rating

Zadanie <i>Assignment</i>	Punkty <i>Points</i>
zadanie wykonane bez trudności w 20 sekund, prawidłowym chwytem	4
zadanie wykonane z niewielką trudnością lub wykonane w ciągu ponad 20 sekund, ale poniżej 40 sekund albo wykonane chwytem nieznacznie odmiennym od prawidłowego	3
zadanie wykonane z dużym trudem, w czasie do 60 sekund lub wykonane innym chwytem niż prawidłowy	2
zadanie wykonane tylko częściowo w 60 sekund	1
zadanie niemożliwe do wykonania	0

Nietolerancja zimna

Ze względu na to, że po urazach palców chorzy często skarżą się na bóle związane z wychłodzeniem wprowadziłem w badaniu ocenę tej dolegliwości. W piśmiennictwie jednak nie ma testów fizycznych, które mogłyby precyzyjnie określać reakcje na wychłodzenie [46, 153, 314]. Natomiast opisane są kwestionariusze, które oceniają występowanie objawów oraz ich wpływ na życie codzienne [232]. Posłużyłem się 4 punktowym kwestionariuszem opisanym przez Rosen i Lundborg [230]. Kwestionariusz dotyczy nietolerancji zimna i objawów oraz sposobów stosowanych przez chorych celem zmniejszenia dolegliwości, a także ich wpływu na życie codzienne i pracę [232].

Tabela 6. Kwestionariusz nietolerancji zimna
 Table 6. Cold intolerance questionnaire

Pytanie czy marznięcie ręki <i>Do hands are freezing</i>	Punktacja <i>Points</i>
ogranicza funkcję ręki (ręka staje się sztywna, nie można nią ruszać przez dłuższy czas)	0
przeszkadza (zimno sprawia ból, dolegliwości, ale można nią wykonywać podstawowe czynności np. w rękawicy albo zaraz po powrocie do ciepłego pomieszczenia)	1
jest umiarkowane (jest odczuwalne, ale można nią pracować, tylko nieznacznie gorzej niż zdrową po zmarznięciu)	2
ręka nie marznie mocniej niż zdrowa lub marznie minimalnie mocniej (może być odczuwalne, ale nie wpływa w żaden sposób na funkcję ręki)	3

3.2.3. *Badanie subiektywne*

Subiektywną ocenę wyników oparłem na kwestionariuszu DASH, obecnie bardzo powszechnym w użyciu w ocenie funkcji kończyny górnej. Kwestionariusz DASH (*disabilities of arm shoulder and hand*) wprowadzony w 1966 roku przez Amerykańskie Towarzystwo Ortopedyczne zawiera 30 pytań, które odnoszą się do funkcjonowania całej kończyny górnej również w kontekście społecznym i aktywności codziennej [6]. Kwestionariusz DASH dostępny jest na stronie internetowej <http://www.dash.iwh.on.ca>, bez konieczności wnoszenia opłat. Przeznaczony jest do badań naukowych, które nie mają charakteru komercyjnego. DASH jest dostosowany do warunków kulturowych i językowych wielu krajów, w tym również polskich [6]. Poza wersją podstawową składającą się z 30 punktów dostępne są jeszcze trzy dodatkowe opcje - wersja skrócona *QuickDash* składająca się z 11 pytań oraz dwa moduły opcjonalne dla osób grających na instrumentach muzycznych i uprawiających sport. Według niezależnych badań *QuickDash* może być używany zamiennie z wersją podstawową [6]. W badaniu użyłem tylko wersji podstawowej DASH. Suma punktów w ocenie DASH (od 0 do 100) służy do wyliczenia wskaźnika DASH:

$$\text{Wskaźnik DASH} = [(\text{suma punktów odpowiedzi} / \text{liczba odpowiedzi}) - 1] \times 25$$

Pytania od 1 do 9, 11 do 19, 21 oraz 23 odnoszą się do upośledzenia aktywności, 17 do 23 dotyczą upośledzenia uczestnictwa, natomiast pytań 10, 29 i 30 nie można zaklasyfikować [66]. Ma to związek z wyodrębnieniem grupy pytań, które odpowiadają Międzynarodowej Klasyfikacji Funkcjonowania, Niepełnosprawności i Zdrowia – *International Classification of Functioning, Disability and Health, ICF*, organizacji powołanej w 2001 roku pod egidą WHO [66].

Kwestionariusz DASH (ryc. 25, 26, 27).

DASH - KWESTIONARIUSZ DOTYCZĄCY NIEPEŁNOSPRAWNOŚCI KOŃCZYN GÓRNYCH

DASH

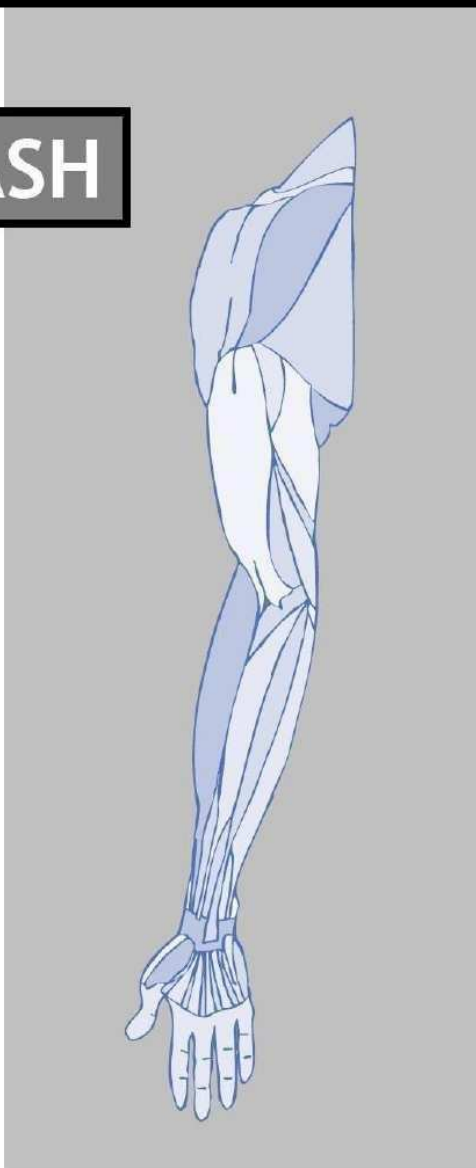
INSTRUKCJA

Ten kwestionariusz dotyczy Pana/Pani objawów oraz zdolności do wykonywania pewnych czynności.

Prosimy, aby w oparciu o stan zdrowia w zeszłym tygodniu, odpowiedzieli Państwo na każde pytanie, zakreślając odpowiedni numer.

Jeśli nie mieliście Państwo okazji wykonywać danej czynności w zeszłym tygodniu, prosimy o zaznaczenie odpowiedzi w Państwa ocenie najbardziej prawdopodobnej.

Nie ma znaczenia, której dłoni lub ręki używacie Państwo do wykonania określonej czynności. Prosimy o ocenę Państwa zdolności do jej wykonania, bez względu na sposób postępowania dla osiągnięcia danego celu.



© Institute for Work & Health 2006. All rights reserved.
Polish translation courtesy of Dominik Golicki et al, Medical University of Warsaw, Poland

Ryc. 25. Kwestionariusz DASH: strona 1
Fig. 25. DASH questionnaire: page 1

DASH - KWESTIONARIUSZ DOTYCZĄCY NIEPEŁNOSPRAWNOŚCI KOŃCZYN GÓRNYCH

Prosimy Pana/Panią o ocenę swoich zdolności do wykonania poniższych czynności w zeszłym tygodniu poprzez zakreślenie numeru poniżej najtrafniejszej odpowiedzi.

	Nie sprawiało mi trudności	Sprawiało mi niewielkie trudności	Sprawiało mi umiarkowane trudności	Sprawiało mi duże trudności	Nie byłem/am w stanie tego zrobić
1. Otwieranie szczelnie zamkniętego lub nowego słoika.	1	2	3	4	5
2. Pisanie.	1	2	3	4	5
3. Przekręcanie klucza w zamku.	1	2	3	4	5
4. Przygotowanie posiłku.	1	2	3	4	5
5. Otwieranie ciężkich drzwi.	1	2	3	4	5
6. Umieszczanie przedmiotu na półce znajdującej się nad głową.	1	2	3	4	5
7. Wykonywanie ciężkich prac domowych (np. mycie ścian, mycie podłóg).	1	2	3	4	5
8. Praca w ogrodzie lub na podwórzu.	1	2	3	4	5
9. Ścienienie łóżka.	1	2	3	4	5
10. Niesienie torby z zakupami lub aktówki.	1	2	3	4	5
11. Dźwiganie ciężkich przedmiotów (ponad 5 kg).	1	2	3	4	5
12. Wymiana żarówki w lampie wiszącej nad głową.	1	2	3	4	5
13. Mycie lub suszenie włosów.	1	2	3	4	5
14. Mycie pleców.	1	2	3	4	5
15. Zakładanie swetra przez głowę.	1	2	3	4	5
16. Krojenie nożem żywności.	1	2	3	4	5
17. Zajęcia rekreacyjne niewymagające dużego wysiłku (np. gra w karty, szydełkowanie itp.).	1	2	3	4	5
18. Zajęcia rekreacyjne, podczas których obciążana jest ręka, bark lub dłoń (np. golf, tenis, wbijanie gwoździ itp.).	1	2	3	4	5
19. Zajęcia rekreacyjne, podczas których ręka wykonuje obszerne ruchy bez obciążenia (np. gra w ringo, badmintona itp.).	1	2	3	4	5
20. Podróżowanie (przemieszczanie się z miejsca na miejsce).	1	2	3	4	5
21. Aktywność seksualna.	1	2	3	4	5

© Institute for Work & Health 2006. All rights reserved.
 Polish translation courtesy of Dominik Golicki et al, Medical University of Warsaw, Poland

Ryc. 26. Kwestionariusz DASH: strona 2
 Fig. 26. DASH questionnaire: page 2

DASH - KWESTIONARIUSZ DOTYCZĄCY NIEPEŁNOSPRAWNOŚCI KOŃCZYN GÓRNYCH					
	Wcale	W niewielkim stopniu	Umiarkowanie	W dużym stopniu	W bardzo dużym stopniu
22. Do jakiego stopnia Pana/Pani problemy z ręką, barkiem lub dłonią wpływały w ostatnim tygodniu na normalną aktywność towarzyską w kręgu rodziny, przyjaciół, sąsiadów czy znajomych?	1	2	3	4	5
	Wcale nie ograniczały	Ograniczały w niewielkim stopniu	Ograniczały umiarkowanie	Bardzo ograniczały	Uniemożliwiały te czynności
23. Czy w ostatnim tygodniu problemy z ręką, barkiem lub dłonią ograniczały Pana/Panią w pracy lub czynnościach codziennych?	1	2	3	4	5
Prosimy Pana/Panią o ocenę ciężkości objawów w zeszłym tygodniu poprzez zakreślenie numeru poniżej najtrafniejszej odpowiedzi.					
	Brak	Łagodny/e/a	Umiarkowany/e/a	Ostry/e/a	Nie do wytrzymania
24. Ból ręki, barku lub dłoni.	1	2	3	4	5
25. Ból ręki, barku lub dłoni podczas wykonywania określonych czynności.	1	2	3	4	5
26. Mrowienie w obrębie ręki, barku lub dłoni.	1	2	3	4	5
27. Osłabienie ręki, barku lub dłoni.	1	2	3	4	5
28. Sztywność w obrębie ręki, barku lub dłoni.	1	2	3	4	5
	Nie miałem/am trudności	Miałem/am niewielkie trudności	Miałem/am umiarkowane trudności	Miałem/am duże trudności	Ból nie pozwalał mi spać
29. Do jakiego stopnia w ostatnim tygodniu ból ręki, barku lub dłoni przeszkadzał Panu/Pani podczas snu?	1	2	3	4	5
	Nie zgadzam się zdecydowanie	Nie zgadzam się	Nie mam zdania	Zgadzam się	Zgadzam się zdecydowanie
30. Ze względu na moje problemy z ręką, barkiem lub dłonią czuję się mniej sprawny, mniej pewny siebie lub mniej użyteczny.	1	2	3	4	5
Wskaźnik ograniczeń i objawów DASH = $\left[\left(\frac{\text{suma n odpowiedzi}}{n} \right) - 1 \right] \times 25$ gdzie n równa się liczbie udzielonych odpowiedzi.					
Jeżeli więcej niż 3 pytania zostały pozostawione bez odpowiedzi, obliczenie wskaźnika DASH <u>nie</u> jest możliwe.					
© Institute for Work & Health 2006. All rights reserved. Polish translation courtesy of Dominik Golicki et al, Medical University of Warsaw, Poland					

Ryc. 27. Kwestionariusz DASH: strona 3.

Fig. 27. DASH questionnaire: page 3

3.2.4. Technika leczenia operacyjnego

Wszystkie operacje wykonałem samodzielnie.

Do operacji przystępowałem wówczas, gdy ręka była przygotowana w sensie usprawniania. Warunkiem tej kwalifikacji było wygojenie złamań i ran (usunięcie fragmentów nici) i uzyskanie maksymalnego ruchu biernego stawów.

W pierwszym etapie w znieczuleniu przewodowym w polu bezkrwawym z dostępu Brunera [40] z wycięciem blizn wykonywałem dostęp do pochewki ścięgien zginaczy na palcu (ryc. 28).



Ryc. 28. Dostęp według Brunera do pochewki ścięgna
Fig. 28. The Bruner approach to tendon's sheath

W zależności od sytuacji operacyjnej starałem się nie prowadzić cięcia skórniego pomiędzy kresą zgięciową MCP a kresą zgięciową dalszą na śródreżcu a protezę ścięgna przeprowadzić w tym miejscu podskórną. W przypadku decyzji o podjęciu leczenia za pomocą dwuetapowej plastyki ścięgien zginaczy usuwałem ścięgno FDP w obrębie całej pochewki ścięgna, pozostawiając 1 cm kikut przy paliczku dystalnym palca. W przypadku braku więzadeł obrączkowych dokonywałem ich rekonstrukcji z fragmentów FDP lub FDS. Rekonstrukcja była stosowana zawsze w przypadku braku troczków A2 i A4. Kontrolowałem również nerwy palcowe, które w razie potrzeby rekonstruowałem, używając jako przeszczepu nerwu łydkowego. W jednym przypadku użyłem przeszczepu nerwu z nerwu palcowego palca sąsiedniego, gdzie wykonałem jego częściową amputację. Następnie na poziomie śródreżca z dostępu w kształcie odwróconej litery L [30] dokonywałem zeszcicia kikutów FDP i FDS palca objętego urazem szwem Kesslera, nicią niewchłaniającą, plecionką 4 – 0. W przypadku palca małego, gdzie stwierdzałem anatomicznie bardzo cienkie ścięgno FDS dokonywałem połączenia w uchwycie protezy FDP palca małego z FDS palca serdecznego. Podobnie w przypadku palców drugiego lub trzeciego, gdy ścięgno FDS wydawało się zbyt grube dokonywałem zespolenia FDP palca objętego urazem z FDS palca serdecznego. Do pochewki wprowadzałem protezę ścięgna o rozmiarze 3,5 lub 4,5. Rozmiaru 3,5 używałem u dzieci oraz na palcu serdecznym i małym u kobiet. Pętla FDP i FDS kotwiczona była w uchwycie protezy poprzez przeszycie nicią (4 – 0 niewchłaniająca plecionka) uchwytu i ścięgna po obu stronach. Otwarta strona uchwytu skierowana była do strony dłoniowej (ryc. 29).



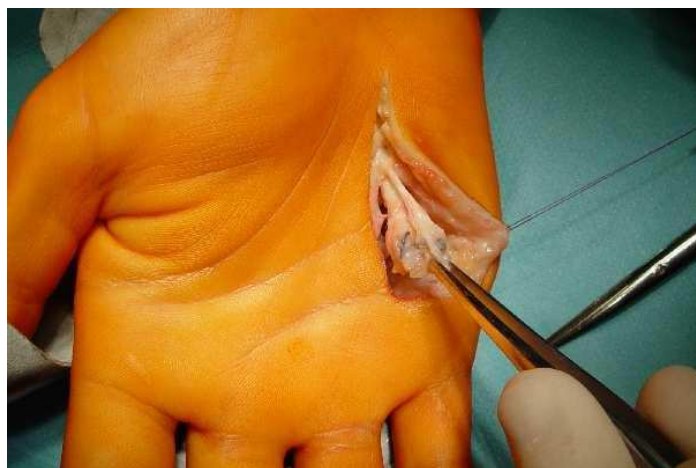
Ryc. 29. Wprowadzenie protezy ścięgna z zachowaniem troczków A2 i A4

Fig. 29. The introduction of tendon prosthesis preserving the A2 and A4 annular ligaments

Dalszy koniec protezy mocowany był do kikuta FDP poprzez wykonanie otworu w ścięgnie i przeplecenie protezy na obwód. Stabilizacja tej części następowała poprzez przeszycie protezy i ścięgna tą samą nicią dwoma szwami materacowymi. Dokładna hemostaza, drenaż i szwy rany kończyły pierwszy etap operacji. Po wygojeniu rany zalecałem choremu usprawnianie w postaci ćwiczeń biernych operowanego palca.

Drugi etap wykonywałem po 10–12 tygodniach.

W znieczuleniu przewodowym i w niedokrwieniu kończyny, z dostępu w bliznach na śródreżcu preparowałem okolicę uchwytu protezy uwalniając ze zrostów (ryc. 30).



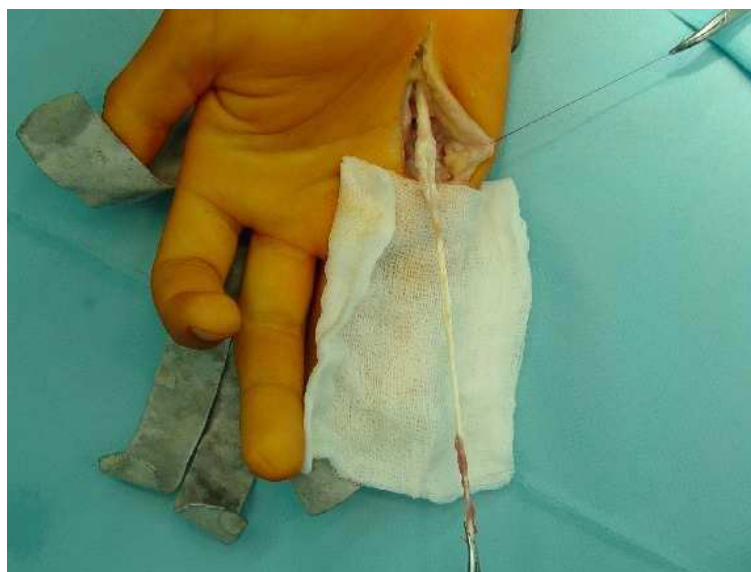
Ryc. 30. Preparowanie połączenia FDP/FDS i uchwytu protezy

Fig. 30. Dissecting the FDP/FDS connection and the prosthesis loop

Następnie z osobnego dostępu na przedramieniu wypreparowywałem ścięgno FDS i dokonywałem jego tenotomii na pograniczu ścięgnisto-mięśniowym. Następnie ścięgno FDS przeciągałem pod troczkiem zginaczy do rany na śródreżcu (ryc. 31). Po usunięciu uchwytu protezy i blizn uzyskiwałem ścięgno FDP połączone z FDS gotowe do użycia jako przeszczep (ryc. 32).



Ryc. 31. Tenotomia FDS na przedramieniu
Fig. 31. The FDS tenotomy on the forearm



Ryc. 32. Ścięgno FDS połączone z FDP gotowe do użycia jako przeszczep
Fig. 32. The FDS/FDP connection ready to use as a tendon graft

W sytuacji, gdy połączenie FDP – FDS wydawało się podatne na zerwanie wzmocniałem je poprzez użycie fragmentu ścięgna PI i przeszycie zespolenia sposobem Pulvertafta. Z dostępu w bliźnie na paliczku od strony dłoniowej usuwałem nici łączące protezę ścięgna z kikutem FDP i poprzez czasowe połączenie protezy ścięgna z przeszczepem FDS na śródreźcu nicią przeciągałem przeszczep na paliczek dalszy. U dorosłych stosowałem generalnie zmodyfikowaną technikę Snowa i Littlera w połączeniu przeszczepu ścięgna z paliczkiem poprzez przewiercenie skośnego otworu od przyczepu FDP do centralnej części płytki paznokciowej o średnicy 2,5 do 3,5 mm i przeciągnięcie przez

ten otwór przeszczepu ściętna. Poprzez przeciąganie przeszczepu przez otwór w paliczku uzyskiwałem pożądaną długość przeszczepu w tkankach i ustawienie palca według naturalnego ustawienia palców w zgięciu w pozycji spoczynkowej. Etap napinania przeszczepu wykonywałem po przeprowadzeniu hemostazy i zeszyciu rany w obrębie opuszki dla ułatwienia procedury. Po uzyskaniu odpowiedniego napięcia przeszczepu kotwiczylem go na płytce paznokcia poprzez nasunięcie fragmentu drenu i dwukrotne materacowe przeszycie drenu i przeszczepu lub też poprzez stabilizację przeszczepu tuż nad płytką paznokciową klipssem naczyniowym. W dwóch przypadkach zastosowałem do zamocowania przeszczepu kotwice i w dwóch przypadkach u dzieci szew przeszczepu do kikutu FDP (ryc. 33).



Ryc. 33. Ukończona procedura drugiego etapu przed zaszcyciem skóry
Fig. 33. The completed second stage reconstruction procedure before skin closure

Dokładna hemostaza, drenaż i szwy oraz założenie gipsu kończyły operację. Unieruchomienie zakładane było w zgięciu nadgarstka około 30° oraz stawów MCP około 90°. Po usunięciu drenu i zmianie opatrunku w przypadku, gdy rana nie budziła zastrzeżeń zalecałem choremu usprawnianie w postaci czynnego zgięcia i czynnego wyprostu w granicach unieruchomienia.

4. WYNIKI

4.1. Część doświadczalna

4.1.1. *Badanie wytrzymałości zakotwiczenia przeszczepu ścięgna w paliczku dalszym na modelu dla dorosłych*

Tabela 7. Wyniki testu biomechanicznego – model dla dorosłych

Table 7. Biomechanical test results – adult's pattern

Liczba próbek <i>Number of specimens</i>	Model <i>Model</i>	Siła zerwania <i>Force at rupture (N)</i>	Wydłużenie przy obciążeniu 20 N <i>The elongation after application of 20 N</i>	Wydłużenie przy zerwaniu <i>The elongation at rupture (mm)</i>	Tryb zerwania <i>The rupture mode</i>
8	PI-FDP-A	Śr=20,09 SD=6,25	Trzy próbki >20N Śr=11,61 SD=0,32	Śr=12,18 SD=3,53	wywleczenie przeszczepu – 7 zerwanie nici – 1
8	PI-A-A	Śr=32,15 SD=2,37	Śr=9,34 SD=1,37	Śr=13,47 SD=1,50	zerwanie nici – 8
8	PI-B-A	Śr=26,23 SD=5,81	Śr=11,23 SD=1,74	Śr=14,56 SD=3,50	zerwanie nici – 8
8	PI-N-A	Śr=9,16 SD=0,95	Osiem próbek <20N	Śr=4,36 SD=1,71	wywleczenie przeszczepu – 8

Tabela 8. Wyniki testu biomechanicznego – model dla dorosłych (palce odwapnione)

Table 8. Biomechanical test results – adult's pattern (osteoporotic digits)

Próbki odwapnione <i>Osteoporotic specimens</i>	Model <i>Model</i>	Siła zerwania <i>Force at rupture (N)</i>	Wydłużenie przy obciążeniu 20 N <i>The elongation after application of 20 N</i>	Wydłużenie przy zerwaniu <i>The elongation at rupture (mm)</i>	Tryb zerwania <i>The rupture mode</i>
próbka 1	PI-A-A	10,25	Próbka nie osiągnęła 20 N	7,58	wyrwanie kotwicy
próbka 2	PI-A-A	8,17	Próbka nie osiągnęła 20 N	7,67	wyrwanie kotwicy

Badanie wytrzymałości zakotwiczenia przeszczepu ścięgna w paliczku dalszym na modelu dla dorosłych – analiza statystyczna

W porównaniu wytrzymałości na zerwanie metod fiksacji dalszego końca przeszczepu ścięgna do paliczka u ludzi dorosłych stwierdziłem, że największą wytrzymałość na zerwanie ma metoda z użyciem kotwicy (PI-A-A) $\bar{x} = 32,15$ N (SD = 6,2 N), przy czym różnice te były istotne statystycznie ($p < 0,05$). Metoda wszycia przeszczepu do kikuta FDP (PI-FDP-A) oraz metoda Wilsona (PI-B-A) wykazywały porównywalną wytrzymałość: PI-FDP-A wyniosło $\bar{x} = 20$ N (SD = 6,25 N), PI-B-A $\bar{x} = 26,2$ N (SD = 5,8 N). Obserwowana różnica była na granicy istotności statystycznej ($p = 0,56$),

być może większa próba wykazałaby istotne statystycznie różnice. Najslabszym połączeniem była metoda Snowa (PI-N-A) z wytrzymałością $\bar{x} = 9,1$ N ($SD = 0,95$ N). Różnice uzyskanych wyników tego połączenia ze wszystkimi pozostałymi metodami były istotne statystycznie ($p < 0,001$).

Zerwanie zespolenia występowało przy porównywalnej w następujących próbach wartościach wydłużenia. W przypadku PI-FDP-A $\bar{x} = 12$ mm ($SD = 3$ mm); PI-A-A $\bar{x} = 13,4$ mm ($SD = 1,5$ mm); PI-B-A $\bar{x} = 14,5$ mm ($SD = 3,5$ mm). Różnice te są nieistotne z punktu widzenia klinicznego, więc nie przeprowadziłem w tym wypadku formalnej analizy statystycznej. Zespolenie PI-N-A $\bar{x} = 4,3$ mm ($SD = 2$ mm) zrywało się przy znacznie mniejszych niż w pozostałych próbach wartościach wydłużenia ($p < 0,001$ we wszystkich porównaniach).

4.1.2. *Badanie wytrzymałości zakotwiczenia przeszczepu ścięgna w paliczku dalszym na modelu dla dzieci*

Tabela 9. Wyniki testu biomechanicznego – model dla dzieci
Table 9. Biomechanical test results – children's pattern

Liczba próbek <i>The number of specimens</i>	Model <i>Model</i>	Siła zerwania <i>Force at rupture (N)</i>	Wydłużenie przy obciążeniu 20 N <i>The elongation after application of 20 N</i>	Wydłużenie przy zerwaniu <i>The elongation at rupture (mm)</i>	Tryb zerwania <i>The rupture mode</i>
8	PI-FDP-C	$\bar{x}=30,22$ $SD=7,62$	Trzy próbki >20N $\bar{x}=7,21$ $SD=3,47$	$\bar{x}=14,52$ $SD=5,69$	wywleczenie przeszczepu – 7 zerwanie nici – 1
8	PI-A-C	$\bar{x}=17,75$ $SD=9,34$	Trzy próbki >20N $\bar{x}=8,27$ $SD=0,96$	$\bar{x}=6,84$ $SD=4,53$	wyrwanie kotwicy – 5 zerwanie nici – 3

Badanie wytrzymałości zakotwiczenia przeszczepu ścięgna w paliczku dalszym na modelu dla dzieci – analiza statystyczna

W przypadku badania wytrzymałości zespolenia u dzieci stwierdziłem, że z dwóch możliwych do zastosowania metod większą wytrzymałość wykazywało wszycie przeszczepu w kikut ścięgna FDP (PI-FDP-C): $\bar{x} = 30,2$ N ($SD = 7,6$ N). Zespolenie za pomocą kotwicy (PI-A-C) wykazywało średnią wytrzymałość na poziomie $\bar{x} = 17,7$ N ($SD = 9,3$ N). Różnice te były istotne statystycznie ($p = 0,01$).

Podobnie przy analizie wydłużenia w momencie zerwania zespolenia wykazano znamienne różnice. PI-FDP-C zrywało się przy wydłużeniu $\bar{x} = 14,5$ mm ($SD = 5,7$ mm). PI-A-C zrywało się przy wydłużeniu $\bar{x} = 7$ mm ($SD = 4,5$ mm). Różnice te były istotne statystycznie ($p = 0,009$).

4.2. Część kliniczna

4.2.1. Dane z wywiadu

Na 18 chorych poddanych badaniu było 5 osób płci żeńskiej i 13 płci męskiej. Kobiety w czasie operacji były w wieku pomiędzy 35 a 57 lat. Wśród chorych płci męskiej było dwoje dzieci w wieku 4 i 5 lat i trzech młodzieńców między 16 a 17 lat. Pozostali chorzy to ośmiu mężczyzn w wieku młodym i średnim od 29 do 48 lat, $\bar{x} = 31,44$ lat ($SD = 15,93$ lat). We wszystkich przypadkach uraz dotyczył prawych rąk i u 16 chorych była to ręka dominująca. Rekonstrukcja ścięgien w badanym materiale dotyczyła wskaźnika u 4 chorych, palca środkowego u 5, palca serdecznego u 5 oraz palca małego u 4 chorych. Pierwotna rana urazowa spowodowana była nożem u 8 chorych, szkłem lub elementami fajansu u 4 chorych i elektronarzędziami u pozostałych 6 chorych. U wszystkich badanych chorych pierwotna rana urazowa powodująca przerwanie ścięgien dotyczyła okolicy dłoniowej palca pomiędzy kresami zgięciowymi MCP i PIP. U sześciu chorych rany były rozległe i dotyczyły innych palców i śródreżca. We wszystkich przypadkach kobiet uraz był spowodowany nożem, natomiast u dwojga dzieci upadkiem na potłuczone fragmenty fajansu. Urazy wywołane elektronarzędziami dotyczyły tylko mężczyzn w młodym i średnim wieku. U 8 badanych chorych stwierdziłem towarzyszące uszkodzenia nerwów, przy czym u 6 dotyczyło to nerwów palcowych, natomiast u dwu również nerwów palcowych wspólnych. U sześciu chorych urazowi ścięgien zginaczy towarzyszyły uszkodzenia innych ścięgien oraz kości i stawów. Prawie u wszystkich chorych (z wyjątkiem jednego) stwierdziłem zaburzenia troficznego palca. W wyniku badań czterech chorych zaliczyłem do grupy *5-multiple damage* według Boyesa, trzech chorych do grupy *4-nerve damage* i pozostałych 11 do grupy *2-cicatrix*. Czas od urazu do operacji rekonstrukcyjnej wynosił od 2 do 12 mies. $\bar{x} = 8,5$ mies. ($SD = 6,9$ mies.). Czas pomiędzy pierwszym i drugim etapem operacji rekonstrukcyjnej wynosił od 10 do 105 tygodni $\bar{x} = 19,27$ tydz. ($SD = 22,43$ tydz.). Przy czym u 15 chorych czas pomiędzy operacjami wynosił od 10 do 14 tygodni. U pozostałych trzech chorych było to kolejno 20, 40 i 105 tygodni. U pięciu chorych wykonałem tenolizę przy czym u jednego po 8 tygodniach od drugiego etapu, u dwu chorych po 3 mies. i u kolejnych dwóch odpowiednio po 5 i 16 mies. Czas obserwacji wynosił od 12 do 106 mies. $\bar{x} = 39,15$ mies. ($SD = 26,67$ mies.). U żadnego z chorych nie stwierdziłem zerwania zespolenia.

4.2.2. Ocena zakresu ruchu

W badaniu zakresu ruchu u 9 chorych stwierdziłem ograniczenie w zgięciu palca w postaci obecności odległości pomiędzy opuszką badanego palca a kresą zgięciową śródreżca w momencie czynnego zgięcia. U czterech chorych był to 1 cm, u jednego 2 cm, u kolejnych dwóch chorych 3,5 cm i następnych dwóch 4 cm:

średnia ograniczenia wyprost w stawach MCP, PIP oraz DIP wyniosła 35°

średnia czynnego zgięcia w stawach MCP, PIP oraz DIP wyniosła $231,6^\circ$

średnia czynnego zakresu ruchu (TAM) wyniosła $196,6^\circ$

Tabela 10. Wyniki zakresu ruchu według skali Buck-Gramco, TAM oraz zmodyfikowanej skali Stricklanda

Table 10. The results of range of motion evaluation in Buck-Gramco, TAM and revised Strickland scale

	Buck-Gramco	TAM	Strickland
Bardzo dobry	11	4	5
Dobry	3	7	8
Dostateczny	1	5	3
Niedostateczny	3	2	2

W skali Buck-Gramco wyniki bardzo dobre i dobre stanowiły 77%, w skali TAM 61% i zmodyfikowanej skali Stricklanda 72%.

4.2.3. *Uszkodzenie nerwów*

W badaniu monofilamentami Semmes-Weinstein'a u czterech chorych stwierdziłem różnice w odczuwaniu prętów pomiędzy opuszką po urazie w porównaniu ze stroną zdrową. Wszystkie badane opuszki zdrowe odczuwały najcieńsze monofilamenty oznaczone jako 2.83. U jednego chorego na opuszcze chorej odczuwalny był pręt o jedną grubość większy (3.61), u dwóch chorych o dwie grubości większy (4.31) i u jednego chorego o cztery grubości większy (6.65).

W badaniu za pomocą czucia dwupunktowego u 14 badanych chorych stwierdziłem różnicę w czuciu dwupunktowym. Różnica ta odnosiła się do czucia dwupunktowego statycznego i polegała na różnicy o 1 mm na niekorzyść palca operowanego u 10 chorych. Różnicę 2 mm stwierdziłem u dwóch chorych i u kolejnych dwóch na palcu operowanym czucie odbierane było jako jeden punkt. U pozostałych czterech chorych (w tym dwoje dzieci) czucie dwupunktowe statyczne było symetryczne na obu opuszkach. Czucie dwupunktowe dynamiczne w porównaniu do statycznego było o 1 mm lepsze u trzech chorych, o 1 mm gorsze u 3 chorych i o 2 mm lepsze u jednego chorego. W efekcie u 14 chorych stwierdziłem prawidłowe czucie dwupunktowe, u dwóch chorych dostateczne i kolejnych dwóch ochronne.

W teście Sollermana w części „wyjmowanie monet z portfela” 16 osób wykonało próbę obiema rękami w czasie poniżej 20 sekund uznany jako prawidłowy. Dwie osoby wykonały test z opóźnieniem w przypadku ręki operowanej. Opóźnienie mieściło się w granicach 20-40 sekund co oznacza wynik dobry. W teście „nakręcanie nakrętek na śruby” uzyskałem identyczne wyniki i dotyczyły tych samych osób co w teście „wyjmowanie monet z portfela”. W teście „zapinania guzików” tylko 6 osób wykonało badanie w czasie 20 sekund dla obu rąk. U ośmiorga badanych czas wykonania badania dla ręki chorej wydłużył się do zakresu 20-40 sekund. Pozostałe cztery osoby w ogóle nie potrafiły wykonać tego testu ręką operowaną. Dotyczyły to dwojga dzieci oraz dwóch chorych z uszkodzeniami nerwów palcówych wspólnych.

4.2.4. *Badanie siły*

W badaniu siły chwytu szczypcowego palca operowanego uzyskałem wartości 1,8-10 kG przy średniej 4,07 kG (SD = 2,30 kG). Stanowiło to 85% wartości w stosunku do siły chwytu szczypcowego palców zdrowych drugiej ręki.

W badaniu siły chwytu globalnego ręki operowanej uzyskałem wartości od 12,3-78,3 kG przy średniej 49,13 kG (SD = 17,91 kG). Stanowiło to 95% wartości w stosunku do siły chwytu globalnego przeciwstawnych rąk zdrowych.

4.2.5. *Badanie nietolerancji zimna*

W badaniu nietolerancji zimna tylko trzy badane osoby nie odczuwały dyskomfortu. 11 badanych osób odczuwało dyskomfort związany z nietolerancją zimna w sposób umiarkowany i kolejne cztery osoby w stopniu znacznym.

4.2.6. *Badanie subiektywne – kwestionariusz DASH*

Uzyskano wyniki testu od 3 do 33 przy czym 16 wyników mieściło się w granicach od 3 do 11 a pozostałe dwa to 27 i 33.

4.2.7. *Analiza statystyczna uzyskanych wyników*

Do analizy statystycznej użyłem oprogramowania SPSS Statistics 17.0. Do analizy korelacji wykorzystałem korelację Pearsona, a do analizy nieparametrycznej korelacji Spearmana. Porównanie średnich w grupach wykonałem w oparciu o test t-Studenta, z testem równości wariancji Levene'a. Istotność statystyczną założono na poziomie $<0,05$. W omówieniu korelacji posługiwano się następującymi przedziałami:

- R = 0 zmienne nie są skorelowane
- $0 < R < 0,1$ korelacja nikła
- $0,1 = R < 0,3$ korelacja słaba
- $0,3 = R < 0,5$ korelacja przeciętna
- $0,5 = R < 0,7$ korelacja wysoka
- $0,7 = R < 0,9$ korelacja bardzo wysoka
- $0,9 = R < 1$ korelacja prawie pełna [263].

Wpływ danych z wywiadu na ostateczną funkcję operowanego palca

Tabela 11. Statystyczna ocena wpływu danych z wywiadu na funkcję palca
Table 11. The statistic correlation between patient's anamnesis and digit's function

	R	p	n
Wiek	0,26	0,23	18
Okres od urazu do operacji rekonstrukcyjnej	-0,46	0,056	18
Okres obserwacji po zabiegu	-0,276	0,27	18

Z powyższych zależności wyraźnie widać, że wpływ wieku na wynik leczenia jest praktycznie nieistotny w opisywanym przypadku wieloetapowego leczenia uszkodzeń ścięgien zginaczy palców. Zwraca uwagę zależność wyniku leczenia od okresu, jaki upłynął od urazu do wdrożenia leczenia rekonstrukcyjnego. Korelacja jest na poziomie -0,46, na granicy istotności statystycznej ($p = 0,056$). A zatem upływ czasu od urazu do operacji rekonstrukcyjnej ma niekorzystny wpływ na wynik leczenia. Natomiast okres obserwacji po operacji nie ma tu większego znaczenia, przy uwzględnieniu faktu, że u wszystkich chorych wynosił on ponad rok. Na podstawie tej analizy można założyć, że dłuższa obserwacja nie zmieni uzyskanych wyników leczenia, a obecny efekt należy uznać za końcowy.

Ocena korelacji pomiędzy skalami do oceny zakresu ruchu operowanego palca

Tabela 12. Statystyczna ocena korelacji pomiędzy skalami zakresu ruchu operowanego palca
Table 12. The statistic correlation between digit's function scales

	R	p
Buck-Gramco vs. TAM	0,82	<0,001
Buck-Gramco vs Strickland	0,824	<0,001
Strickland vs TAM	0,949	<0,001

Analiza statystyczna wykazała, że korelacja skal stosowanych do oceny funkcji ścięzna jest bardzo wysoka w każdym przypadku.

Wpływ rozległości urazu na wyniki leczenia (z użyciem skali Boyesa dla oceny rozległości urazu)

Tabela 13. Statystyczna ocena korelacji wpływu rozległości urazu na wyniki leczenia z użyciem skali Boyesa
Table 13. The statistic correlation between the extent of injury according to the Boyes scale and the functional results

	R	p	n
DASH	-0,009	0,972	18
Buck-Gramco	-0,442	0,066	18
TAM	-0,226	0,368	18
Skala Stricklanda	-0,25	0,317	18
Badanie Sollermana:			
<i>Nuts on bolts</i>	-0,57	0,013	18
<i>Coins from purses</i>	-0,57	0,013	18
<i>Do up buttons</i>	-0,202	0,42	18
Statyczne badanie czucia dwupunktowego	-0,859	<0,001	18
Monofilamenty Semmes-Weinstein	-0,921	<0,001	18
Badanie siły chwytu dynamometrem Jamara:			
Chwyt globalny	-0,695	0,001	18
Chwyt szczypcowy	-0,022	0,929	18

Z analizy wynika brak wpływu rozległości pierwotnego urazu na wyniki w zakresie funkcji ścięgien jak i siły chwytu szczypcowego. Rozległość urazu ma wpływ na wyniki funkcji nerwów oraz na siłę chwytu globalnego.

Wpływ uszkodzenia nerwu na wyniki leczenia

Porównano grupę chorych, którzy doznali uszkodzenia nerwu ($n = 8$) z grupą chorych, którzy go nie doznali ($n = 10$).

Tabela 14. Statystyczna ocena korelacji wpływu uszkodzenia nerwu na wyniki leczenia
Table 14. The statistic correlation between nerve damage and functional results

	śr ¹	śr ²	p
Boyes	2	4	0,003
DASH	6	12	0,22
Buck – Gramcko	13,6	10,75	0,09
TAM	3,1	2,3	0,081
Skala Stricklanda	2,2	1,5	0,089
Badanie Sollermana:			
<i>Nuts on bolts</i>	4	3,75	0,17
<i>Coins from purses</i>	4	3,75	0,17
<i>Do up buttons</i>	3	2,25	0,35
Statyczne badanie czucia dwupunktowego	1	2	0,07
Monofilamenty Semmes-Weinstein	5	3,25	0,036
Badanie siły chwytu dynamometrem Jamara:			
Chwyt globalny	100%	86%	0,001
Chwyt szczypcowy	85%	91%	0,47
Nietolerancja zimna	1,5	2,3	0,004

1 – bez uszkodzenia nerwu, 2 – z uszkodzeniem nerwu

Mimo zauważonego braku wpływu rozległości pierwotnego urazu na ostateczną funkcję ścięgien, zauważa się gorsze wyniki funkcjonalne w grupie chorych, którzy doznali towarzyszącego uszkodzenia nerwu. Różnice te nie wykazują istotności statystycznej, natomiast różnice w uzyskanych średnich wynikach są wyraźnie zauważalne. Jest to tym bardziej godne podkreślenia, że nie wykazałem znaczącego wpływu rozległości urazu pierwotnego (a uszkodzenie nerwu znacząco podwyższa punktację skali Boyesa) na wynik badania funkcji ścięgien.

Wśród uzyskanych zależności wyraźnie zwraca uwagę fakt, że w grupie chorych po towarzyszącym uszkodzeniu nerwu rozwijana siła chwytu globalnego jest znacznie mniejsza niż w zdrowej ręce, mimo że siła samego chwytu szczypcowego wydaje się być niezaburzona, w porównaniu do zdrowej ręki.

Analiza korelacji funkcji ścięгна badanej metodą Buck-Gramcko z pozostałymi testami, dotyczącymi przede wszystkim funkcji nerwów

Tabela 15. Statystyczna ocena korelacji wpływu funkcji ścięгна z funkcją nerwów
Table 15. The statistic correlation between tendon function and nerve function

	R	p	n
Badanie Sollermana:			
<i>Nuts on bolts</i>	0,601	0,008	18
<i>Coins from purses</i>	0,601	0,008	18
<i>Do up buttons</i>	0,912	<0,001	18
Statyczne badanie czucia dwupunktowego	-0,587	0,01	18
Monofilamenty Semmes-Weinstein	0,534	0,022	18
Nietolerancja zimna	0,66	0,003	18
Badanie siły chwytu dynamometrem Jamara:			
Chwyt globalny	-0,362	0,14	18
Chwyt szczypcowy	-0,314	0,204	18

Powyższe wyniki wyraźnie wskazują, że czysto mechaniczna funkcja zgięcia i wyprostu palca, wynikająca z działania ścięгна, jest też wyraźnie zależna od prawidłowej funkcji nerwów. Wszystkie metody badania czynności nerwów w sposób istotny statystycznie wskazują na istnienie wpływu upośledzenia czucia w obrębie palca na pogorszenie ostatecznego wyniku leczenia ścięгна zginacza palca.

Funkcja zgięcia i wyprostu palca nie ma większego wpływu na rozwijaną siłę chwytu, zarówno szczypcowego, jak i globalnego.

Zależność siły od funkcji nerwów

Tabela 16. Statystyczna ocena zależności siły od funkcji nerwów
Table 16. The statistic correlation between grip force and nerve function

	R	p	n
Zależność siły chwytu globalnego od funkcji nerwów			
Statyczne badanie czucia dwupunktowego	-0,483	0,042	18
Monofilamenty Semmes-Weinstein	0,59	0,01	18
Siła chwytu szczypcowego	0,089	0,725	18
Zależność siły chwytu szczypcowego od funkcji nerwów			
Statyczne badanie czucia dwupunktowego	0,183	0,467	18
Monofilamenty Semmes-Weinstein	0,128	0,61	18

Siła chwytu szczypcowego nie ma żadnego wpływu na siłę chwytu globalnego. Siła chwytu szczypcowego nie zależy też od czucia w obrębie opuszki badanego palca. Z kolei siła chwytu globalnego jest zależna od funkcji nerwów w obrębie palca.

Korelacja wyników kwestionariusza DASH z wynikami poszczególnych testów klinicznych

Tabela 17. Statystyczna ocena zależności DASH i testów klinicznych
 Table 17. The statistic correlation between the DASH and clinical tests

	R	p	n
Wiek	0,32	0,19	18
Okres od urazu do przeszczepu ścięgna	0,065	0,797	18
Okres obserwacji po zabiegu	-0,206	0,411	18
Buck-Gramcko	-0,643	0,004	18
Badanie Sollermana:			
<i>Nuts on bolts</i>	-0,959	<0,001	18
<i>Coins from purses</i>	-0,959	<0,001	18
<i>Do up buttons</i>	-0,716	0,001	18
Statyczne badanie czucia dwupunktowego	0,859	<0,001	18
Monofilamenty Semmes-Weinstein	-0,803	<0,001	18
Nietolerancja zimna	-0,563	0,015	18
Badanie siły chwytu dynamometrem Jamara			
Chwyt globalny	-0,19	0,45	18
Chwyt szczypcowy	0,248	0,322	18

Z powyższej analizy wynika, że najbardziej istotnym czynnikiem ograniczającym funkcję kończyny, w opinii chorego, jest upośledzenie funkcji nerwów. Zakres ruchomości palca ma także istotne znaczenie, choć wydaje się, że zauważalnie mniejsze niż upośledzenie czucia palca. Ograniczenie siły chwytu globalnego i szczypcowego, mimo że dotyczyło niemal w każdym przypadku kończyny dominującej, wydaje się nie mieć zupełnie wpływu na ocenę chorego.

Warto podkreślić bardzo wysoką zależność pomiędzy uzyskanymi wynikami testu Sollermana, a wynikami kwestionariusza DASH.

W porównaniu wyników kwestionariusza DASH uzyskanych w grupie chorych z uszkodzeniem nerwu i bez jego uszkodzenia nie stwierdziłem istotnych statystycznie różnic pomiędzy grupami ($p=0,226$), przy nieznacznej, choć zauważalnej różnicy w średnich: w grupie bez uszkodzenia nerwu średnia wyniosła 6 pkt, a w grupie z uszkodzeniem nerwu 12 pkt, przy czym wszyscy chorzy ze współczynnikiem DASH powyżej 10 ($n=3$, wyniki: 11, 27, 33 pkt) mieli uszkodzone nerwy palcowe. Jak już jednak zauważyłem, chorzy z gorszą funkcją nerwów mieli także gorsze wyniki w zakresie funkcji ścięgien, co może wpływać na powyższe wyniki.

Korelacja wyników natężenia nietolerancji zimna z funkcją nerwów

Stwierdziłem znaczącą zależność pomiędzy funkcją nerwów, a natężeniem nietolerancji zimna, we wszystkich przypadkach (tab. 18). Nie stwierdziłem istotnej statystycznie zależności pomiędzy natężeniem nietolerancji zimna, a wynikami kwestionariusza DASH.

Tabela 18. Statystyczna ocena korelacji natężenia nietolerancji zimna z funkcją nerwów
Table 18. The statistic correlation between cold intolerance and nerve function

	R	p	n
Badanie Sollermana:			
<i>Nuts on bolts</i>	0,548	0,019	18
<i>Coins from purses</i>	0,548	0,019	18
<i>Do up buttons</i>	0,741	<0,001	18
Statyczne badanie czucia dwupunktowego	-0,626	0,005	18
Monofilamenty Semmes-Weinstein	0,597	0,009	18
DASH	-0,39	0,1	18

Nietolerancja zimna wystąpiła u 6 na 10 chorych, u których nie stwierdziłem uszkodzenia nerwów i u których funkcja czuciowa była prawidłowa, a także u 3 na 8 chorych, u których stwierdziłem ich uszkodzenie. Dolegliwości były jednak silniejsze (w przypadku ich wystąpienia) w grupie chorych z uszkodzeniem nerwów (1,5 vs 2,3, $p = 0,004$).

5. DYSKUSJA

5.1. Część doświadczalna

5.1.1. *Badanie wytrzymałości zakotwiczenia przeszczepu ścięgna w paliczku dalszym na modelu dla dorosłych*

Połączenie ścięgna z przeszczepem ścięgna sposobem Pulvertafta [221] jest uznaną i powszechnie stosowaną techniką operacyjną, natomiast na połączenie przeszczepu ścięgna z paliczkiem dalszym podaje się szereg rozwiązań. W piśmiennictwie funkcjonuje ponad dziesięć technik tego połączenia [45, 132, 139, 197, 220, 221, 249, 258, 264, 289, 310]. Sposoby zakotwiczenia przeszczepu ścięgna do kości paliczka można podzielić na cztery grupy: połączenie z kikutem dystalnym FDP, połączenie z powierzchnią paliczka w miejscu przyczepu FDP po skaryfikacji kości, wciągnięcie przeszczepu do kości z wyprowadzeniem nici na zewnątrz i przeciągnięcie przeszczepu na płytkę paznokciową (tab. 19).

Tabela 19. Sposoby zakotwiczenia przeszczepu ścięgna do kości paliczka

Table 19. The methods of fixation of the tendon graft to the phalanx bone

Grupa <i>Group</i>	Sposób połączenia <i>Fixation method</i>	Zastowanie u dzieci <i>Applicable in children</i>	Regulacja długości przeszczepu <i>Ability to control the graft length</i>	Metody <i>Methods</i>
1	Połączenie z FDP	tak	nie	Wszystkie w FDP Bunnell <i>pullout</i> 1948 [45]
2	Połączenie przeszczepu z powierzchnią paliczka	tak	tak	Sood i Elliot 1999 [261] Kyle i Eyre-Brook 1954 [139] Tubiana 1960 [289] Pulvertaft 1965 [221] Stenstrom 1967 [264] Użycie kotwicy
3	Połączenie z wciągnięciem przeszczepu do kości i wyprowadzeniem nici	nie	nie	Koch 1944 [132] Pulvertaft 1965 [221] Wilson 1985 [309]
4	Przeciągnięcie przeszczepu przez kość	nie	tak	Snow i Littler 1971 [258]

W pierwszych trzech grupach o biomechanicznej wartości połączenia decyduje jakość przeszczepu ścięgna, sposób przeszycia przeszczepu oraz wytrzymałość nici. W przypadku użycia kotwicy dochodzi jeszcze jakość samej kotwicy oraz gęstość kości, decydująca o stabilności kotwicy w kości. W grupie czwartej biomechanicznie ma znaczenie jakość przeszczepu ścięgna i sposób zabezpieczenia przeszczepu na płytce paznokcia. Z punktu widzenia zastosowania danej metody u dzieci użycie znajdują jedynie

techniki z dwu pierwszych grup, ze względu na ryzyko uszkodzenia chrząstki wzrostowej (tab. 19) [310].

Kolejnym, istotnym czynnikiem mającym znaczenie dla techniki operacyjnej jest możliwość regulacji długości przeszczepu, którą możemy przeprowadzić w przypadku grupy czwartej i niektórych rozwiązań grupy drugiej (tab. 19). Jest to istotne do uzyskania śródoperacyjnie prawidłowego napięcia przeszczepu, co warunkuje później funkcję palca.

Zaproponowałem model badawczy reprezentatywny dla każdej przytoczonej w tabeli 19 grupy. Użyte w badaniu ścięgno PI jest powszechnie wykorzystywane jako przeszczep [121, 186, 253, 254], a jego właściwości biomechaniczne, co do przekroju i budowy, są wystarczające dla przeprowadzenia wczesnego, czynnego usprawniania [189]. Można też domniemywać, że użycie przeszczepów o większym przekroju tak jak FDS pozwoli na uzyskanie lepszych właściwości biomechanicznych. W połączeniach wymagających przeszycia nicią przeszczepu używałem techniki Bunnella [43, 44, 45], która ma lepsze właściwości biomechaniczne w porównaniu ze szwem Kesslera i Kleinerta [252]. Wyjątkiem jest zespolenie PI-FDP-A z grupy pierwszej, gdzie używa się dwóch szwów materacowych.

Zaproponowany model doświadczalny nie został dotychczas gruntownie przebadany, obecnie praktycznie nie ma piśmiennictwa dotyczącego właściwości biomechanicznych wyżej wymienionych zespołów. Wyjątkiem jest praca McNally i wsp., gdzie autorzy porównują trzy metody połączenia przeszczep ścięgna – paliczek z użyciem FDS [192]. Zaproponowany przeze mnie model doświadczalny dotyczy jedynie sytuacji biomechanicznej w chwili zabiegu operacyjnego. Model oczywiście nie odnosi się do zmian biologicznych, a zatem i biomechanicznych mających miejsce w tkankach w postaci przebudowy przeszczepu ścięgna i połączenia przeszczep ścięgna-ścięgno lub przeszczep ścięgna-kość. Tego typu dane są znane z piśmiennictwa, ale dotyczą jedynie przebudowy histologicznej, a nie biomechanicznej [309].

W moim modelu doświadczalnym posługuję się maszyną testującą, która rozciąga próbkę ze stałym narastaniem siły 5N/s i notuje wydłużenie preparatu w momencie obciążenia siłą 20 N oraz siłę, naprężenie i wydłużenie w chwili zerwania. Najcenniejszą informacją są dane dotyczące siły w momencie zerwania, gdyż bezpośrednio nas informują o wytrzymałości próbki. Również naprężenie jest wartościową informacją, która odnosi się do wytrzymałości preparatu w stosunku do powierzchni, a zatem określa jakość próbki w sensie biomechanicznym. Jednak w modelu składającym się z kilku modułów (przeszczep ścięgna, nić, kość) naprężenie odnosi się do struktury, która ulega zerwaniu, a więc zależy od trybu zerwania. W moim doświadczeniu, uszkodzeniu w trakcie zerwania ulegały: przeszczep ścięgna (wywleczenie) lub nić (zerwanie) lub kotwica (wyrwanie), stąd wartość naprężenia nie była reprezentatywna dla całej próbki, a jedynie dla fragmentu, który uległ zerwaniu. Dlatego pominąłem naprężenie w ocenie. Wydłużenie preparatu jest informacją, która przenosi się w sensie zastosowania operacyjnego na tworzenie przerwy – *gap formation* w ciągłości zespołów. Oczywiście tworzenie przerwy jest niekorzystne i powoduje zmniejszenie przesuwu ścięgna, a w przypadku połączenia przeszczep – paliczek również trudności w przebudowie tego połączenia [252]. Przerwa, czyli wydłużenie próbki w momencie zerwania nie ma znaczenia praktycznego dla chirurga ręki, ponieważ dotyczy kompletnego niepowodzenia procedury. Stąd wprowadziłem ocenę wydłużenia próbki przy obciążeniu 20 N, które według Schuinda i wsp. [242] jest wartością graniczną dla zastosowania czynnego usprawniania. Wartość oceny wydłużenia próbki byłaby prawdopodobnie większa, gdyby dotyczyła

modelu z użyciem cyklicznego obciążenia, a więc naśladowania usprawniania. Takie doniesienia są dostępne w piśmiennictwie, dotyczą jednak tylko naprawy pierwotnej ścięgien zginaczy [25, 26, 50, 142, 252, 288]. Wartości wydłużenia przy sile 20 N oraz siła w momencie zerwania próbki mają znaczenie w kontekście możliwości prowadzenia usprawniania, zwłaszcza wczesnego czynnego ruchu, który jest zgodnie uznany za najkorzystniejszy w przypadku wtórnej naprawy szpr [127, 247, 256].

Na podstawie badań dotyczących obciążeń ścięgien zginaczy według Schuinda i wsp. możliwość wykonania obciążeń ze znacznym oporem, jak oporowy chwyt szczypcowy między kciukiem a wskazicielem, to siły rzędu 120 N [242]. Zespolecia operacyjne musiałyby dysponować taką lub większą wytrzymałością aby w prowadzeniu pooperacyjnym stosować czynne usprawnianie bez żadnych ograniczeń. W obecnej technice operacyjnej jest to niemożliwe, ponieważ wytrzymałość większości zespoleń to siły rzędu 20 do 80 N, a najczęściej około 30 – 40 N [189, 252]. Według Urbaniaka czynny ruch ścięgni FDP z umiarkowanym oporem wywołuje siły rzędu 15 N, natomiast według badań Schuinda i wsp. 35 N [242, 293]. Na podstawie dedukcji, wychodząc z założenia, że po operacji zespolecia ścięgien znacznie rosną opory w tkankach Savage ocenił konieczną wytrzymałość zespoleń na 75 N [238]. Dotyczy to jednak sytuacji, gdzie zespolecie przesuwa się w tkankach i jest narażone na obrzęk i tarcie. Wydaje się, że w przypadku połączenia przeszczep ścięgni-paliczek, gdzie praktycznie nie ma przesuwu zspolecia, wystarczająca wytrzymałość jest pomiędzy 15 a 35 N. Przyjąłem za Schuind i wsp., że w przypadku użycia szyny ograniczającej wyprost i przy zastosowaniu czynnego usprawniania z niewielkim oporem wystarczająca jest wytrzymałość zspolecia rzędu 20 N [242]. W moim eksperymencie najmniejszą średnią wartość wytrzymałości ma model PI-FDP-A 20,09 N (tab. 7). Jest to powszechne zspolecie używane w przeszłości przez takich operatorów jak Bunnell czy Pulvertaft [43, 44, 45, 222]. Taka wartość wytrzymałości praktycznie dyskredytuje to zspolecie, jeżeli chodzi o czynne usprawnianie. Trudno porównać mi ten wynik z wynikami innych autorów, dlatego że nie znalazłem w piśmiennictwie żadnego opracowania oceniającego biomechanicznie takie zspolecie. Najbliższy model doświadczalny przedstawili Latendresse i wsp., który porównał biomechanicznie na maszynie testowej zspolecie FDP z paliczkiem kostnym dwoma technikami – Bunnella *pullout* i zspolecie kotwicą [142]. W technice *pullout* średnia wytrzymałość zspolecia wyniosła 37,63 N, a zatem znacznie więcej aniżeli zspolecie PI-FDP-A. Wynika to zapewne z przekroju użytego ścięgni i możliwości przeszycia go nicią. W zspoleciu PI-FDP-A użyłem ścięgni PI, znacznie cieńszego aniżeli wykorzystany w pracy Latendresse i wsp. FDP [142]. Poza tym PI połączony był w moim eksperymencie z FDP dwoma szwami materacowymi, a w *pullout* nici wyprowadzone są na opuszkę palca. Znajduje to odniesienie w trybie zerwania. W zspoleciu PI-FDP-A w siedmiu próbkach doszło do wywleczenia nitki z PI, a w jednej próbce do zerwania nici (tab. 8). W próbce *pullout* wszystkie preparaty uległy zerwaniu poprzez uszkodzenie nici. Świadczy to o słabości przede wszystkim połączenia 2 szwami materacowymi.

W modelu PI-FDP-A nie było możliwości oznaczenia i interpretacji wydłużenia przy sile 20 N, dlatego że tylko trzy próbki przekroczyły tę granicę.

Wyższe średnie wartości wytrzymałości uzyskałem w modelu PI-B-A, wynoszące 26,23 N (tab. 8). Wartości te są wystarczające dla prowadzenia czynnego usprawniania, ale jednak niższe od modelu PI-A-A, gdzie wynoszą 32,15 N. Zspolecie PI-B-A wymyślone przez Wilsona i Sammuta jest modyfikacją zspolecia Snowa i Littlera (PI-N-A), oszczędzające macierz i płytkę paznokciową [258, 310]. Jeżeli chodzi o tryb zerwania to

we wszystkich 8 próbkach doszło do pęknięcia nici, a zatem jakość połączenia zależy przede wszystkim od jakości nici. Również nie udało mi się znaleźć w piśmiennictwie pracy oceniającej biomechanicznie takie zespolenie. Najbliższy model opisał McNally i wsp., gdzie zbadał biomechanicznie próbki aż do zerwania, które nazwał *Bunnell button* [192]. Połączenie to jest tak samo skonstruowane jak pomysł Snowa i Littlera, jednak autor w modelu zastosował ścięgno FDS oraz dodatkowy szew pomiędzy kikutem FDP a przeszczepem. Uzyskał średnie wartości przy zerwaniu 57,10 N. Tryb zerwania był identyczny we wszystkich 12 próbkach i polegał na uszkodzeniu nici. W tym wypadku jakość zespolenia również zależała od zastosowanych nici, a przewaga wytrzymałości nad moim modelem Pl-B-A związana była z zastosowaniem grubszego ścięgna do przeszczepu oraz dodatkowego szwu.

Dobre właściwości biomechaniczne zespolenia Pl-B-A w postaci wysokiej średniej siły przy zerwaniu są ograniczone poprzez wydłużenie próbek średnio 11,23 mm przy obciążeniu 20 N (tab. 7). Takie wydłużenie ogranicza przesuw ścięgna i możliwości przebudowy połączenia przeszczep ścięgna-kość paliczka [252]. W tym zespoleniu korzystny jest fakt, że przeszczep ścięgna jest częściowo zagłębiony w kości na kilka mm (ryc. 15), stąd jego wysunięcie do 10 mm przebiega częściowo w kanale kostnym paliczka i nie następuje utrata styku pomiędzy przeszczepem a kością. Również skomplikowana technika operacyjna i brak możliwości zmiany napięcia ścięgna ograniczają jego zastosowanie.

Model Pl-A-A (użycie kotwicy) uzyskał średnią wytrzymałość zespolenia rzędu 32,15 N, a więc najwyższą spośród badanych próbek. W piśmiennictwie można spotkać doniesienia dotyczące oceny biomechanicznej podobnych połączeń, odnoszących się jednak do uszkodzeń FDP w strefie pierwszej szpr. Latendresse i wsp. zastosowali model połączenia FDP z paliczkiem za pomocą kotwicy *micro-Mitek* w porównaniu ze zmodyfikowaną techniką Bunnella z użyciem w obu grupach nici plecionych oraz jednowłóknowych [142]. Dla obu grup uzyskał podobne średnie wartości wytrzymałości na zerwanie rzędu 28,50 N i 29,52 N. Jednak średnie wydłużenie próbki było większe w przypadku nici jednowłóknowych (4,81 mm do 2,00 mm dla modelu kotwicy oraz 1,66 mm do 6,82 mm dla modelu Bunnella). Tylko w jednym przypadku na 12 doszło do wyrwania kotwicy z kości, w pozostałych pękła nić przy kotwicy. Brustein i wsp. opisali własności biomechaniczne dwóch modeli połączenia FDP z paliczkiem [41]. W pierwszym modelu użyli dwóch kotwic typu *micro-Mitek* o średnicy 1.3 mm oraz długości 3,7 mm. W drugim modelu użyli kotwicy typu *mini-Mitek* o średnicy 1.8 mm i długości 5,4 mm. Autorzy uzyskali średnie wartości wytrzymałości na zerwanie w grupie *micro-Mitek* rzędu 69,6 N, a w grupie *mini-Mitek* 44,6 N. W grupie *micro-Mitek* na 9 próbek raz doszło do wysunięcia kotwicy, a w pozostałych 8 do zerwania nici. W grupie *mini-Mitek* na 8 próbek doszło do wysunięcia kotwicy w dwu próbkach i do zerwania nici przy kotwicy w pozostałych 6. W moim materiale na 8 próbek we wszystkich tryb uszkodzenia polegał na zerwaniu nici przy kotwicy, nie zanotowano żadnego wyrwania kotwicy (tab. 8). Natomiast w dwóch próbkach, które zostały wykluczone z badania, zanotowałem wyrwanie kotwicy (tab. 8). Badane palce pochodziły od osoby, która z powodu choroby nowotworowej kości ramiennej nie używała ręki przez 2 miesiące. W tych dwu próbkach zanotowałem wyniki wytrzymałości w momencie zerwania rzędu 10,25 N i 8,17 N, a więc ponad trzykrotnie niższe niż w średniej z eksperymentu. Najpewniej wysunięcie kotwic było spowodowane znacznym odwapnieniem próbek.

Dobre właściwości biomechaniczne zespolenia Pl-A-A w postaci najwyższej średniej siły przy zerwaniu są również ograniczone poprzez wydłużenie próbek średnio 9,34

mm przy obciążeniu 20 N (tab. 7). Takie wydłużenie podobnie jak w modelu PI-B-A ogranicza przesuw ścięgna i możliwości przebudowy połączenia przeszczep ścięgna-kość paliczka [252]. Zastosowanie kotwicy w połączeniu przeszczepu z paliczkiem jest postępowaniem bardzo przyjaznym dla operatora, łatwym w użyciu, skraca czas operacji, posiada korzystne właściwości biomechaniczne, jednak nie pozwala na regulowanie długości przeszczepu (tab. 18) oraz możliwe jest do zastosowania tylko w zdrowej, dobrze uwapnianej ręce. Nie bez znaczenia jest również koszt implantu.

W grupie czwartej (PI-N-A) z użyciem modelu połączenia FDP z paliczkiem według Snowa i Littlera uzyskałem najniższe średnie właściwości biomechaniczne, rzędu 9,16 N (tab. 7) [258]. W związku z tym nie oznaczyłem również wydłużenia przy sile 20 N. W swej oryginalnej pracy Snow i Littler użyli jako przeszczepu łokciowej połowy ścięgna prostownika własnego palca małego, wychodząc z założenia, że tak cienkie ścięgno nie spowoduje uszkodzenia płytki paznokciowej [258]. Później metoda weszła z modyfikacjami do powszechnego użytku, z wykorzystaniem przeszczepów o większym przekroju, jednak nie doczekała się opracowania biomechanicznego [169, 188]. Jedną z podstawowych zalet pomysłu Snowa i Littlera jest możliwość regulacji długości przeszczepu (tab. 7). Nie do przecenienia jest również połączenie ścięgno-kość, które pozwala na trwałą i szybką przebudowę zespolenia [309]. Z punktu widzenia biomechanicznego jest to jedyne połączenie, które nie zależy od wytrzymałości nici. Zależy natomiast od wytrzymałości samego przeszczepu, połączenia ścięgno-kość oraz sposobu zakotwiczenia ścięgna na płytce paznokciowej. Wydaje się, że o wytrzymałości tego zespolenia decyduje przede wszystkim sposób zakotwiczenia na płytce (klips naczyniowy, przeszycie drenem) oraz ściśle dopasowanie przekroju ścięgna do szerokości wywierconego otworu w kości. W badanych próbkach śliskie, wilgotne ścięgno wysuwało się z klipsu naczyniowego przy małych obciążeniach. W dostępnym piśmiennictwie nie znalazłem opracowania biomechanicznego, nawet zbliżonego do tego modelu. Wadą tego połączenia jest ryzyko uszkodzenia macierzy i płytki paznokciowej.

5.1.2. *Badanie wytrzymałości zakotwiczenia przeszczepu ścięgna w paliczku dalszym na modelu dla dzieci*

Wydzielenie dzieci w ocenie możliwości zastosowań połączeń przeszczep ścięgna-paliczek jest spowodowane odmiennością budowy anatomicznej. Ta odmienność jest uwarunkowana obecnością chrząstki wzrostowej w paliczku dalszym palca. Za granicę przynależności do grupy dorośli – dzieci uznałem moment zarośnięcia tej chrząstki wzrostowej, co następuje w okolicy 14 roku życia [27]. U dzieci ścięgno FDP przyczepia się dystalnie od chrząstki wzrostowej w przeciwieństwie do ścięgna prostownika, które przyczepia się do nasady paliczka. Te uwarunkowania anatomiczne oraz mały rozmiar palców u dzieci powodują brak możliwości użycia metod połączenia przeszczep-paliczek z przewiercaniem kości [310]. Stąd użycie jedynie dwu grup jako modelu biomechanicznego dla oceny połączenia przeszczep-kość paliczka. W pierwszym modelu typu PI-FDP-C uzyskałem średnie właściwości biomechaniczne w momencie zerwania rzędu 30,38 N, co uprawnia tego typu zespolenie do czynnego usprawniania [242]. W trybie uszkodzenia we wszystkich 8 próbkach doszło do wywleczenia nitki z PI. Nie znalazłem w piśmiennictwie opracowań biomechanicznych dotyczących tego zespolenia u dzieci, mogę więc odwołać się do porównań, które poczyniłem w omówie-

niu tej grupy u dorosłych oraz własnych wyników badań w grupie dorosłych. Zaskakujące, że u dzieci średnie wartości wytrzymałości przy zerwaniu w modelu Pl-FDP-C są o ponad 10 N wyższe, aniżeli w analogicznym modelu Pl-FDP-A dla dorosłych. Wydaje się, że może to mieć związek z inną budową anatomiczną więzadeł, torebek stawowych i ścięgien w porównaniu do dorosłych. Generalnie te tak zwane ortopedycznie „tkanki miękkie” są u dzieci bardziej wytrzymałe w porównaniu do przebudowywującej się kości [27]. U dzieci warstwa korowa kości w przynasadzie jest cieńsza i ma znacznie bardziej porowatą budowę mikroskopową, niż u dorosłych [27]. Korówka grubieje wraz z wiekiem [27]. U dorosłych jest odwrotnie: twarde przebudowane kości otoczone są tkankami miękkimi o mniejszej wytrzymałości, aniżeli u dzieci [27]. W eksperymencie Pl-FDP-C o wartości tego zespolenia decyduje również przyczep FDP. Tak wysoka wartość biomechaniczna tego zespolenia stwarza warunki dla jego zastosowania w dwuetapowej plastyce ścięgien zginaczy.

Ograniczeniem, tak jak we wszystkich grupach przekraczających wytrzymałość 20 N przy zerwaniu jest średnie wydłużenie próbki sięgające 8 mm. Takie wydłużenie może ograniczać przesuw ścięgna jak i możliwość przebudowy połączenia przeszczep ścięgna-paliczek. Zespolenie Pl-FDP-A u dzieci jest proste w stosowaniu i posiada ograniczone możliwości uzyskania napięcia przeszczepu ścięgna.

W grupie drugiej (Pl-A-C), oceniającej właściwości biomechaniczne zespolenia przeszczep ścięgna-paliczek za pomocą kotwicy, uzyskałem równie zaskakujące wyniki w postaci średniej siły w momencie zerwania rzędu 17,76 N. W ocenie tej grupy, ze względu na brak w piśmiennictwie opracowań biomechanicznych dotyczących tego modelu, odniosłem się również do porównań i wyników własnych w modelu połączenia Pl-A-A dla dorosłych. Średnia wartość połączenia Pl-A-C rzędu 17,76 praktycznie dyskredytuje to zespolenie z zastosowania czynnego usprawniania i jest o ponad 14 N mniejsza, aniżeli średni wynik w tej samej grupie u dorosłych. Determinującym czynnikiem, który spowodował tak niskie wyniki jest tryb zerwania, który w pięciu próbkach polegał na wyrwaniu kotwicy z kości przy wartości siły około 10 N. W pozostałych trzech próbkach zerwanie połączenia polegało na pęknięciu nici przy kotwicy, a więc analogicznie jak dla dorosłych. Zanotowano siły towarzyszące zerwaniu nici rzędu 30 N, a więc również podobnie jak w modelu Pl-A-A dla dorosłych. Zatem determinującym dla tak niskiej wartości biomechanicznej zespolenia Pl-A-C jest niska wytrzymałość zdrowej kości dziecięcej, co powoduje wysunięcie kotwicy. Uzyskane wyniki praktycznie przekreślają zastosowanie kotwic do zespolenia przeszczep ścięgna-paliczek u dzieci.

5.2. Część kliniczna

Przeprowadziłem operacje wtórnej naprawy ścięgien zginaczy w NML u 18 chorych z użyciem protezy ścięgna własnego pomysłu oraz rozwiązań operacyjnych, które zostały poddane ocenie przydatności w badaniach biomechanicznych. Do tego typu operacji kwalifikowałem jedynie chorych z zastarzałym uszkodzeniem obu ścięgien zginaczy w NML. Praktycznie odnosiło się to do umiejscowienia pierwotnej rany w okolicy dłoniowej palca, pomiędzy kresami zgięciowymi MCP i PIP. Ścisła selekcja grupy chorych związana jest z tym, że leczenie urazów ścięgien zginaczy w strefie NML jest najtrudniejsze i pomimo dociekań klinicznych, i doświadczalnych wyniki nie są satysfakcjonujące. Według Greena [100], na corocznych spotkaniach Amerykańskiego Towarzystwa

Chirurgii Ręki, które odbywały się w latach 1947 – 1993, 8,4% prezentacji dotyczyło chirurgii ścięgien zginaczy i był to najbardziej popularny temat. W Polsce wiele prac naukowych, doktoratów i habilitacji jest poświęconych tej dziedzinie [108, 169, 223].

Aby zapewnić reprezentatywność grupy badanej, w doborze chorych wyszedłem z założenia, że jedynie chorzy, którzy osobiście stawiają się na badanie i którzy będą mieli kompletne dane – wypisy szpitalne, pełne badanie kliniczne oraz kwestionariusze, będą włączeni do oceny. Założyłem, że w badaniu będą uczestniczyć tylko te osoby, które operowałem osobiście. Wyłączyłem z badania 4 chorych, których nie udało mi się odnaleźć z powodu zmiany miejsca pobytu. Wyłączyłem z badania jednego mężczyznę, który po przeprowadzeniu pierwszego etapu w postaci założenia protezy ścięgna nie zgłosił się (pomimo wezwań) na drugi etap. Również wyłączyłem z badania jednego chłopca z powodu zropienia protezy i jednego mężczyznę z powodu odczynu synowialnego wokół protezy. U obu tych osób usunąłem protezy ścięgien i chorzy ci oczekują na kolejne etapy operacji. Infekcja wokół protezy, według różnych autorów występuje od 1 do 25%, średnio w 6% operowanych palców [216]. Z reguły infekcja protezy, zwłaszcza z jej ekspozycją, zmusza do jej usunięcia i wznowienia wtórnej naprawy po upływie 6 miesięcy od wygojenia [216]. Ryzyko infekcji protezy ścięgna dało impuls do badań naukowych nad zastosowaniem antybiotyków w strukturze protezy dzięki wykorzystaniu zjawiska spęcznienia [216]. W moim materiale jedna infekcja wokół protezy na 25 chorych daje typowy wynik w postaci 4%. U wymienionego mężczyzny z odczynem synowialnym usunąłem protezę ścięgna z powodu obrzęku i znacznej ilości płynu w pochewce z tendencją do migracji protezy. W płynie maziowym nie stwierdzono nacieku leukocytnego, co pozwoliło na zakwalifikowanie tego stanu jako odczynu na silikon.

W porównaniu do innych opracowań liczba 18 chorych nie jest imponująca, ale duże oceny dotyczą najczęściej uszkodzeń ścięgien zginaczy we wszystkich strefach i pochodzą sprzed kiludziesięciu lat [35, 108, 169, 297]. Najbardziej podobne opracowania z ostatnich lat, dotyczące wtórnej naprawy ścięgien zginaczy w NML z zastosowaniem odwróconego FDS, to publikacje Berisa i wsp. [30] – 20 chorych, Abdul-Kadera i Amina [1] – 12 chorych, Naama [199] – 47 chorych i Pytłasińskiego [223] – 36 chorych (tab. 20).

Obecnie najbardziej powszechnym sposobem wtórnej naprawy ścięgien jest klasyczna technika Huntera z użyciem długiej (strefa I – V) lub krótkiej (strefa I – III) protezy ścięgna i pozasynowialnego przeszczepu ścięgna typu P1 czy Pt, jednak to zmodyfikowana technika Paneva-Cholevitch wydaje się nieść szereg korzyści. Jedną z podstawowych jest użycie ścięgna śródsynowialnego, jakim jest FDS. Jak wykazały badania Gelbermana i wsp. [95] wgojenie ścięgien synowialnych związane jest z mniejszą tendencją do tworzenia zrostów. Zaletą przeszczepu FDS jest również większy przekrój, aniżeli P1 czy Pt stąd nieporównywalnie większa wytrzymałość biomechaniczna tego ścięgna [189]. W moim materiale użyłem również protezę ścięgna własnego pomysłu, której założeniem jest kształtowanie połączenia między kikutami FDP oraz FDS a także, „uczynnienie” protezy poprzez ciągłość ścięgien i protezy. Standardem było również wytworzenie pętli z FDP uszkodzonego ścięgna oraz FDS dostosowanego wymiarami do pochewki ścięgna [39]. Najczęściej dotyczyło to przełożenia FDS palca serdecznego na FDP palca małego lub środkowego. Założeniem tych rozwiązań było stworzenie modelu do naprawy wtórnej ścięgien zginaczy w NML, który odpowiadałby wymaganiom biologicznym i jednocześnie był biomechanicznie dostosowany do wczesnego czynnego usprawniania. W dostępnych opracowaniach rekonstrukcje z użyciem metody Paneva-Cholevitch osiągają lepsze wyniki [7, 141], aniżeli tradycyjne użycie metody Huntera,

pomimo tego, że wskazaniem dla tej pierwszej techniki są znaczne uszkodzenia pochewki włóknistej. Taką sytuację spostrzegamy również w replantacjach. Przeciwwskazaniem nie jest też zniszczenie FDS dotkniętego palca, gdyż możemy do rekonstrukcji użyć sąsiedniego FDS. Przeprowadzenie operacji z wykorzystaniem tego modelu, i stosowanie czynnego usprawniania, stworzyło szansę na poprawienie wyników, czemu służy to opracowanie. Uzupełnieniem tej analizy są wyniki badań doświadczalnych.

W ocenie wyników leczenia uszkodzeń śzpr w NML za najważniejsze uważa się ocenę zakresu ruchu operowanego palca [42, 272]. Tymczasem jest to ważne głównie dla oceniającego, który zastanawia się nad optymalizacją leczenia. Wynik leczenia zależy również od szeregu innych danych takich, jak: siła, stan neurologiczny, tolerancja zimna, czy subiektywna ocena chorego. Problem zależności zakresu ruchu od siły podjął w swojej pracy habilitacyjnej Manikowski, wprowadzając współczynnik kąt-siła [169]. Jednak w piśmiennictwie dominuje ocena siły i statystyczne badanie zależności siły od zakresu ruchu [1, 30, 199]. Tak też ująłem tę korelację w swojej pracy. Pewną nowością w porównaniu do innych prac jest w tej rozprawie szczegółowe badanie wpływu stanu neurologicznego na funkcję ręki i badanie zależności pomiędzy stanem neurologicznym a zakresem ruchu i funkcją ręki. Służy temu rozbudowane badanie neurologiczne w postaci badania monofilamentami Semmesa-Weinsteina, czucia dwupunktowego oraz testem Sollermana. Subiektywne odpowiedzi dotyczące nietolerancji zimna uzupełnia bardzo powszechny test DASH. Badanie korelacji pomiędzy badaniami obiektywnymi a subiektywnymi pozwala w tej pracy na wyciągnięcie wniosków dotyczących nie tylko „suchego” mierzenia kątów, ale i oceny wyniku przez pacjenta.

5.2.1. Ocena danych z wywiadu

Z danych z wywiadu wynika, że większość badanych chorych to młodzi mężczyźni, którzy ulegli wypadkowi w wyniku obsługiwanego elektronarzędzi, co powoduje wielotkankowe uszkodzenie ręki. Natomiast typowym uszkodzeniem dla kobiet i dzieci są rany zadane szkłem i nożem, co znalazło potwierdzenie w moim materiale i jest podkreślane w piśmiennictwie [9, 117, 213, 233]. Wiek chorych jest czynnikiem, który wielu autorów przyjmuje jako istotny dla wyniku leczenia. Uważa się, że dzieci uzyskują lepsze wyniki, natomiast wiek powyżej 40 lat ogranicza możliwości uzyskania dobrego rezultatu [35, 98, 108, 169]. Manikowski nie zalecał wykonywania dwuetapowej plastyki śzpr u ludzi powyżej 60 roku życia [169]. W moim materiale z danych statystycznych wynika, że wpływ wieku na wynik leczenia jest praktycznie nieistotny (tab. 11). Może to jednak wynikać z małej próby badanych.

A analizie statystycznej również okres obserwacji po operacji nie ma wpływu na wynik. Zapewne wynika to z tego, że u wszystkich chorych obserwacja była co najmniej roczna, a obecny efekt należy uznać za końcowy (tab. 11).

W danych z wywiadu zwraca uwagę zależność wyniku leczenia od czasu, jaki minął między urazem, a pierwszym etapem operacji rekonstrukcyjnej. Korelacja jest na poziomie -0,46, na granicy istotności statystycznej ($p=0,056$), co sugeruje, że upływ czasu może mieć niekorzystny wpływ na wynik leczenia i znajduje to odniesienie w pracach innych autorów (tab. 11) [108, 169, 223].

5.2.2. Ocena zakresu ruchu

Ocena zakresu ruchu palca jest podstawowym wyznacznikiem wyniku leczenia w uszkodzeniach szpr. Posłużyłem się trzema najbardziej powszechnymi skalami oceny, które odnoszą się do zakresu ruchu palca po operacji i uwzględniają różne parametry. Pomiąłem skale, które biorą pod uwagę ruchomość przed operacją [240], dlatego że nie są one powszechnie uwzględniane w pracach innych autorów. Skala TAM oceniająca pełny czynny ruch w stawach MCP, PIP oraz DIP jest skalą powszechnie przyjętą, prostą w użyciu i rygorystyczną w stosunku do metody Buck-Gramco. Wadą tej skali wydaje się być ocena czynnego zakresu ruchu palca bez względu na to, jakiej części zakresu ruchu dotyczy. Ten niedostatek uzupełnia metoda Buck-Gramco, która ocenia odległość opuszki palca od kresy zgięciowej śródreżca oraz niezależnie deficyt wyprostu. To ograniczenie wyprostu jest oceniane w metodzie Buck-Gramco podwójnie, dlatego że skala TAM będąca składową skali Buck-Gramco również uwzględnia ten deficyt. Wydaje się, że liberalność skali Buck-Gramco jest spowodowana przyznaniem wysokiej punktacji za ruchomość według TAM, i tak maksymalna liczba punktów 6 w metodzie Buck-Gramco jest za 159 stopni i więcej, natomiast w skali TAM za 260 stopni. Niewątpliwą zaletą skali Buck-Gramco jest uwzględnienie szeregu aspektów biernego i czynnego zakresu ruchu operowanego palca i proste przełożenie punktowe, które można porównać z wynikami innych autorów. Z drugiej strony test odległości opuszki od kresy zgięciowej śródreżca w skali Buck-Gramco jest klasyfikowany w bardzo szerokich granicach i maksymalną liczbę 6 punktów można otrzymać zarówno za odległość 0 jak i 2,5 cm. Trzecia zmodyfikowana skala Stricklanda jest podobnie rygorystyczna jak skala TAM i pomija ruchomość stawu MCP w ocenie, jej wartość jest podobna generalnie jak skali TAM dlatego, że ograniczenia ruchomości stawu MCP w stosunku do PIP oraz DIP w chirurgii ścięgien zginaczy są najmniejsze. Ocena statystyczna porównania tych skal w moim materiale wykazała, że korelacja jest bardzo wysoka w każdym przypadku (tab. 12). Stąd w dalszych rozważaniach opieram się głównie na skali Buck-Gramco, która jest powszechna.

Tabela 20. Porównanie rozkładu procentowego wyników bardzo dobrych i dobrych.
Table 20. Percentage comparison of excellent and good results.

Opracowanie <i>Study</i>	Liczba chorych <i>Number of patients</i>	Skala <i>Scale</i>	Wyniki bdb i db <i>Excellent and good results (%)</i>
Abdul-Kader i Amin [1]	12	Buck-Gramco	75
Beris i wsp. [30]	22	Buck-Gramco	82
Brug i wsp. [39]	76	Buck-Gramco	55
Mazurek to opracowanie	18	Buck-Gramco	77
Naam [199]	21	Strickland-Glogovac	52,4
Pytlasiński [223]	36	Buck-Gramco	44
Winspur i wsp. [311]	10	Buck-Gramco	80

W moim materiale średnia czynnego zakresu ruchu (TAM) wyniosła 196,6°. W podobnych opracowaniach Berisa i wsp. [30] 189°, Abdula-Kadera i Amina [1] 188°. Podobnie, średnie maksymalne czynne ograniczenie wyprostu wyniosło w moim materiale 35° i analogicznie w wyżej wymienionych pracach kolejno 40° i 39°. Porównanie z innymi autorami rozkładu procentowego wyników bardzo dobrych i dobrych w skali oceny zakresu ruchu pokazuje tabela 20.

W skali Buck- Gramco uzyskałem 77% wyników bardzo dobrych i dobrych, co jest porównywalne z wynikami innych autorów, zwłaszcza w tych pracach, które posługują się podobną metodyką i zostały napisane w ostatnich 15 latach [1, 30, 199] (tab. 20). Zgodnie z oczekiwaniem wyniki w zmodyfikowanej skali Stricklanda okazały się gorsze, aniżeli w skali Buck-Gramco i wyniosły 72% oraz najgorsze w skali TAM, gdzie uzyskałem 61% wyników dobrych i bardzo dobrych. Te rezultaty są również podobne do tych, które stwierdzili inni - Beris i wsp. uzyskał w zmodyfikowanej skali Stricklanda 73% wyników dobrych i bardzo dobrych [30].

Najgorsze wyniki w powyższej tabeli uzyskał Pytłasiński w postaci 44% wyników bardzo dobrych i dobrych, jednak w jego opracowaniu dominowali chorzy z mnogimi obrażeniami (16 na 36 chorych - stopień 5 w skali Boyesa). Zwraca uwagę, że dwoje dzieci w moim materiale uzyskało wyniki zaledwie dostateczne w skali Buck-Gramco, co było spowodowane głównie ograniczeniem czynnego zgięcia (odległość opuszki do kresy zgięciowej 4 cm). W wielu opracowaniach zaobserwowano lepsze wyniki leczenia u dzieci [61, 122, 180, 265], dotyczy to jednak pierwotnej naprawy szpr w NML. Te dobre wyniki są prawdopodobnie spowodowane lepszym ukrwieniem i większą możliwością przebudowy ścięgna po urazie [160]. Z drugiej strony u małych dzieci, poniżej 7 roku życia, naprawa wtórna jest trudna ze względu na małe rozmiary struktur anatomicznych oraz brak współpracy w trakcie usprawniania, co zmusza do unieruchomienia operowanego palca na 3 lub 4 tygodnie [9, 61, 296]. Wpływ uszkodzeń towarzyszących na wynik leczenia w sensie ruchomości palca jest oczywisty i znany w piśmiennictwie [98, 108, 169, 223], co jednak nie znajduje odniesienia w moim materiale. W analizie statystycznej zwraca uwagę brak wpływu rozległości pierwotnego urazu na wyniki w zakresie funkcji ścięgien, zarówno w badaniu zakresu ruchomości, jak i rozwijanej ostatecznie siły chwytu szczypcowego palca po urazie (tab. 13). Rozległość urazu ma natomiast znaczący wpływ na wyniki funkcji nerwów oraz na siłę chwytu globalnego, co jest oczywiste, gdyż skala Boyesa uwzględnia w punktacji uszkodzenia nerwów (tab. 13). Potwierdza to fakt, że chorzy, którzy nie doznali uszkodzenia nerwu mieli prawidłowe wyniki w badaniu monofilamentami Semmesa-Weinsteina i w zakresie czucia dwupunktowego, a w skali Boyesa mieli znacząco niższą punktację niż chorzy, którzy doznali tego uszkodzenia: 4 pkt vs 2 pkt, $p = 0,003$ (tab. 14).

Podsumowując, pierwotna rozległość urazu, mierzona w skali Boyesa, nie ma wpływu na wynik leczenia. Należy jednak zauważyć, że w zestawieniu skali Boyesa ze skalami czynnościowymi zauważalna jest korelacja ujemna na poziomie przeciętnym, która nie wykazała jednak istotności statystycznej. Warto podkreślić, że grupa chorych w obecnej analizie jest niewielka. Być może przy porównaniu większej grupy chorych zależność wyniku leczenia od rozległości pierwotnego urazu powyższa analiza byłaby statystycznie istotna.

Spośród 4 chorych obarczonych licznymi uszkodzeniami towarzyszącymi (5 w skali Boyesa) u jednego stwierdziłem wynik zły, a u kolejnego pacjenta wynik dostateczny w skali Buck-Gramco. Reasumując, wszystkie wyniki złe i dostateczne były obserwowane u małych dzieci oraz u dwu osób z licznymi uszkodzeniami towarzyszącymi.

Ograniczenie wyprostu w moim materiale dotyczyło zarówno stawu PIP jak i DIP. Za przyczynę tych ograniczeń zwłaszcza stawu DIP uważa się stosowanie szynowania dynamicznego, jak też brak agresywnego usprawniania i wymuszonego szynowania [199]. Przyczyną tego przykurczu w obu stawach może być również uszkodzenie troczków, które powoduje przebieg przeszczepu ścięgna po cięciu [30]. Jakkolwiek te ograniczenia wyprostu ograniczają funkcję ręki i wpływają na efekt kosmetyczny to są dobrze tolerowane przez chorych, zwłaszcza przy dobrym zgięciu. Jeden z badanych chorych z ograniczeniem wyprostu DIP rzędu 50 stopni nie zdecydował się na propozycję usztywnienia tego stawu, tym bardziej, że mógł wykonać zgięcie do 90 stopni. Operacyjne usztywnienie stawu DIP jest częstym rozwiązaniem poprawiającym funkcję ręki po wtórnej naprawie ścięgien zginaczy, zwłaszcza w przypadku przykurczu zgięciowego i ograniczenia ruchomości [1]. Kolejnym czynnikiem mającym wpływ na funkcję ręki jest ograniczenie czynnego zgięcia. W moim materiale takie ograniczenie dotyczyło głównie chorych z uszkodzeniami towarzyszącymi oraz dzieci. Wydaje się, że przyczyną tych ograniczeń było nie tylko formowanie się zrostów ograniczających ruchomość przeszczepu, ale i stan mięśnia jednostki motorycznej, który mógł ulec uszkodzeniu podczas pierwotnego urazu czy długotrwałego usprawniania.

5.2.3. Ocena uszkodzeń nerwów

Uszkodzenia nerwów towarzyszą uszkodzeniom szpr w strefie NML i mają niekorzystny wpływ na wyniki leczenia [169, 223]. Jednak w wielu opracowaniach dotyczących rekonstrukcji szpr w NML w ogóle nie używa się badania neurologicznego [1, 30, 199]. Bardzo wyraźną korelację pomiędzy skuteczną rekonstrukcją nerwu a zakresem ruchu operowanego palca wskazał Pytlasiński [223]. Stąd zastosowanie w moim badaniu rozbudowanego badania neurologicznego (czucie dwupunktowe, monofilamenty Semmes-Weinsteina i test Sollermana).

Zgodnie z oczekiwaniem bardzo wartościowe informacje wypływają z badania czucia dwupunktowego, które jest proste w użyciu oraz łatwe dla porównań i ocen. Mimo to są kontrowersje dla użyteczności tego badania [164]. Użyłem obu odmian tego badania: statycznego i dynamicznego [64, 164, 194]. Uważa się, że badanie dynamiczne jest bardziej czułe, ponieważ podczas ruchu pobudza więcej zakończeń nerwowych [64].

Ciekawe wnioski wynikają z testu Sollermana, a zwłaszcza jego części polegającej na zapinaniu guzików. Test jest dedykowany według autorów Rosen i Lundborg [230] dla oceny funkcji nerwów i świetnie koreluje z tym uszkodzeniem (tab. 14). Z testem zapinania guzików nie radziły sobie osoby z uszkodzeniem nerwów, ale również dzieci z nietkniętą ich funkcją. Jest to zatem test po części oceniający funkcję manualną ręki. Stąd sprawne wykonywanie złożonych czynności tego testu jest możliwe u osób wytrenowanych zręcznie, nawet z ograniczeniem funkcji zginania i prostowania palca (tab. 14).

W moim materiale uszkodzenie nerwów dotyczyło 8 chorych na 18. W analizie statystycznej zauważyłem gorsze wyniki funkcjonalne w grupie chorych, którzy doznali towarzyszącego uszkodzenia nerwu (tab. 14). Różnice te nie wykazują istotności statystycznej, natomiast dane z uzyskanych średnich wyników są wyraźnie zauważalne (tab. 14). Jest to tym bardziej godne podkreślenia, że nie wykazano znaczącego wpływu rozległości urazu pierwotnego (a uszkodzenie nerwu znacząco podwyższa punktację

skali Boyesa) na wynik badania funkcji ścięgien. Uzyskany wynik pokrywa się z opinią niektórych autorów, że towarzyszące uszkodzenie nerwu utrudnia usprawnianie ścięgna, pogarszając wyniki leczenia struktur, które pozornie wydają się być funkcjonalnie od siebie niezależne [307]. Analiza statystyczna wykazała, że czysto mechaniczna funkcja zgięcia i wyprostowania palca, wynikająca z działania ścięgna, jest wyraźnie zależna od prawidłowej funkcji nerwów. Wszystkie metody badania czynności nerwów, w sposób istotny, statystycznie wskazują na istnienie wpływu upośledzenia czucia w obrębie palca na pogorszenie ostatecznego wyniku leczenia ścięgna zginacza palca ręki (tab. 15).

5.2.4. Ocena siły

Wartość siły dla wyniku leczenia operacji naprawczych szpr jest niezwykle ważna, gdyż doskonały ruch palca po operacji pozbawiony siły trudno uznać za wynik funkcjonalnie korzystny. Ubytek siły po rekonstrukcji ścięgien zginaczy jest trwały i podkreślany w wielu opracowaniach [1, 30, 199, 169, 223]. Manikowski wprowadził współczynnik kąt-siła. Celem wprowadzenia tego współczynnika była ocena łączona siły i zakresu ruchu palca operowanego [169]. Najczęściej jednak oceniany jest chwyt globalny ręki odpowiedzialny za siłowe posługiwanie się kończyną oraz chwyt szczypcowy z udziałem palca operowanego służący aktywności precyzyjnej [1, 30, 199]. Zgodnie z obserwacjami Armstronga i Oldhama pominąłem kwestie dominacji ręki w rozważaniu porównania siły [18]. Abdul-Kader i Amin w swoim opracowaniu uzyskali średnią siłę chwytu globalnego rzędu 80%, a chwytu szczypcowego 76%, Beris odpowiednio 73% i 65%, w porównaniu z ręką zdrową [1, 30]. W obu opracowaniach również nie stosowano przeliczników związanych z dominacją ręki. Moje analogiczne wyniki to 95% i 85%. Biorąc pod uwagę podobne materiały, metodykę i postępowanie operacyjne w dwu wyżej wymienionych opracowaniach trudno mi się odnieść do tych różnic.

W analizie statystycznej zwraca uwagę fakt, że w grupie chorych z towarzyszącym uszkodzeniem nerwu rozwijana siła chwytu globalnego jest znacznie mniejsza niż w zdrowej ręce, mimo że siła samego chwytu szczypcowego wydaje się być niezaburzona, w porównaniu do zdrowej ręki (tab. 14). W przypadku siły chwytu globalnego czucie skórne wydaje się mieć decydujące znaczenie. Zauważane rozbieżności pomiędzy wynikami można tłumaczyć faktem, że badanie dynamometrem Jamara pozwala na dokładną kontrolę wzrokową chwytu w przypadku badania chwytu szczypcowego, zaś w przypadku badania siły chwytu globalnego palce są częściowo zwinięte w pięść i zasłonięte przez dynamometr, stąd kontrola wzrokowa jest relatywnie mniejsza, a większy udział ma koordynacja siły i ruchu przez czucie skórne oraz głębokie, które jest zaburzone przez uszkodzenie nerwu. Należy jednak podkreślić, że ograniczenie siły chwytu było klinicznie bardzo mało istotne, gdyż w przypadku obu badań siła chwytu wynosiła ok. 90%, w porównaniu do zdrowej kończyny (85% dla chwytu szczypcowego i 95% dla chwytu globalnego).

Kolejnym wnioskiem statystycznym jest to, że siła chwytu szczypcowego nie ma żadnego wpływu na siłę chwytu globalnego, najpewniej dlatego, że siła chwytu globalnego jest wypadkową siły wszystkich palców (tab. 16). Siła chwytu szczypcowego nie zależy też od czucia w obrębie opuszki badanego palca (tab. 16).

5.2.5. Ocena nietolerancji zimna

Nietolerancję zimna opisuje się najczęściej jako powikłanie replantacji oraz uszkodzenia nerwów [314]. W badanym materiale występowała ona u 6 na 10 chorych, u których nie stwierdzono uszkodzenia nerwów i u których funkcja czuciowa była prawidłowa, a także u 3 na 8 chorych, u których stwierdzono ich uszkodzenie. Dolegliwości były jednak silniejsze (w przypadku ich wystąpienia) w grupie chorych z uszkodzeniem nerwów (1,5 vs 2,3, $p = 0,004$) (tab. 14). Natężenie nietolerancji zimna korelowało wysoko z funkcją nerwów czuciowych.

Powyższe dane potwierdzają zależność uszkodzenia nerwu i wystąpienia nietolerancji zimna. Nie musi ona wystąpić w każdym przypadku. Wydaje się być natomiast zależna od powrotu funkcji nerwu. Interesującą obserwacją jest natomiast fakt wystąpienia nietolerancji zimna w przypadku braku uszkodzenia nerwów. Jakkolwiek nietolerancję zimna obserwuje się najczęściej po replantacjach i uszkodzeniu nerwów, to nie brakuje doniesień o wystąpieniu tych objawów w przypadku wszelkich innych urazów ręki, łącznie z operacjami planowymi [21, 200]. Nadwrażliwość na zimno jest objawem, który może przekreślić wyniki leczenia. Urbaniak i wsp. zmuszeni byli do amputacji replantowanego palca z powodu wymienionych dolegliwości [295]. Analiza statystyczna w moim materiale nie wykazała jednak znamiennej zależności pomiędzy natężeniem nietolerancji zimna a współczynnikiem DASH ($p = 0,1$; $R = -0,39$) (tab. 18).

5.2.6. Ocena badania subiektywnego – kwestionariusz DASH

Często niedocenianym czynnikiem w ocenie wyników leczenia urazów jest subiektywna ocena pacjenta. W obecnym badaniu zastosowano skalę DASH. Na wstępie przede wszystkim należy zauważyć, że uzyskane wyniki kwestionariusza u wszystkich pacjentów wskazują, że obiektywnie mierzalne upośledzenie funkcji zginacza palca oraz funkcji nerwów ma ograniczony wpływ na aktywności dnia codziennego i subiektywną ocenę funkcji kończyny przez chorych. Jedynie dwoje chorych uzyskało wynik ok. 30 punktów, co świadczy o zauważalnym ograniczeniu funkcji kończyny, u pozostałych chorych pozostawał mniejszy lub równy 11, co jest wynikiem klinicznie niemal nieistotnym. Ze względu na małą rozbieżność wyników kwestionariusza i niewielką grupę chorych statystyczne porównania należy w tym wypadku traktować z ostrożnością.

Z analizy statystycznej wynika, że najbardziej istotnym czynnikiem ograniczającym funkcję kończyny w opinii chorego jest upośledzenie funkcji nerwów (tab. 17). Zakres ruchomości palca ma także istotne znaczenie, choć wydaje się, że zauważalnie mniejsze niż upośledzenie czucia palca (tab. 17). Ograniczenie siły chwytu globalnego i szczypcowego, mimo że dotyczyło niemal w każdym przypadku kończyny dominującej, wydaje się nie mieć zupełnie wpływu na ocenę chorego (tab. 17). Należy jednak tutaj zauważyć, że ograniczenie siły chwytu było klinicznie bardzo mało istotne, gdyż w przypadku obu badań siła chwytu wynosiła ok. 90% w porównaniu do zdrowej kończyny (85% dla chwytu szczypcowego i 95% dla chwytu globalnego), czym można tłumaczyć brak powyższych zależności statystycznych.

Warto podkreślić bardzo wysoką zależność pomiędzy uzyskanymi wynikami testu Sollermana a wynikami kwestionariusza DASH. Test Sollermana jest skonstruowany w oparciu o realne sytuacje dnia codziennego i ocenia w zasadzie funkcję chwytą ręki

i precyzję manipulacji, niezbędną w codziennym życiu. Kwestionariusz DASH również opiera się o aktywności dnia codziennego, stąd bardzo wysoka korelacja wyników obu badań (tab. 17).

W porównaniu wyników kwestionariusza DASH uzyskanych w grupie chorych z uszkodzeniem nerwu i bez jego uszkodzenia nie stwierdzono istotnych statystycznie różnic pomiędzy grupami ($p = 0,226$) przy nieznacznej, choć zauważalnej różnicy w średnich: w grupie bez uszkodzenia nerwu średnia wyniosła 6 pkt, a w grupie z uszkodzeniem nerwu 12 pkt, przy czym wszyscy chorzy ze współczynnikiem DASH powyżej 10 ($n=3$, wyniki: 11, 27,33) mieli uszkodzone nerwy palcowe (tab. 14). Jak już jednak zauważono, chorzy z gorszą funkcją nerwów mieli także gorsze wyniki w zakresie funkcji ścięgien, co może wpływać na powyższe wyniki.

6. WNIOSKI

6.1. Część doświadczalna

1. Połączenie przeszczepu ścięgna z paliczkiem za pomocą kotwicy (PI-A-A) w modelu dla dorosłych uzyskało najlepsze właściwości wytrzymałości na zerwanie. Nieco gorsze właściwości wykazuje połączenie przeszczepu ścięgna z kikutem FDP (PI-FDP-A) oraz z wprowadzeniem przeszczepu do kości paliczka (PI-B-A). Wszystkie te metody uprawniają do prowadzenia ćwiczeń czynnych.
2. W badaniu wytrzymałości połączenia przeszczep ścięgna – paliczek w modelu dla dorosłych najgorsze właściwości wytrzymałości na zerwanie uzyskało połączenie z wyprowadzeniem przeszczepu ścięgna na płytkę paznokcia (PI-B-N), co nie pozwala na prowadzenie ćwiczeń czynnych.
3. W badaniu wytrzymałości połączenia przeszczep ścięgna – paliczek w modelu dla dzieci połączenie przeszczepu ścięgna z kikutem FDP (PI-FDP-C) wykazało właściwości biomechaniczne uprawniające do czynnego usprawniania. Wytrzymałość połączenia przeszczepu ścięgna do paliczka za pomocą kotwicy (PI-A-C) jest zbyt niewielka, by umożliwić prowadzenie czynnego usprawniania.
4. Wydłużenie próbek przy obciążeniu 20 N, teoretycznie wystarczającego do prowadzenia czynnego usprawniania, zarówno w modelu dla dorosłych, jak i dla dzieci, nakazuje ostrożność w jego prowadzeniu ze względu na zwiększone ryzyko braku zrostu między przeszczepem ścięgna i paliczkiem oraz utratę przesuwu ścięgna przy powstaniu przerwy między paliczkiem, a przeszczepem ścięgna.

6.2. Część kliniczna

1. Uzyskane dobre wyniki w badaniu klinicznym zachęcają do dalszego stosowania protezy ścięgna własnego pomysłu. W świetle uzyskanych wyników należy ją uznać za równoważną innym, stosowanym na świecie metodom rekonstrukcji ścięgien zginaczy.
2. Uszkodzenie nerwu, towarzyszące pierwotnemu uszkodzeniu ścięgien zginaczy palca ręki, pogarsza wyniki leczenia jego uszkodzeń, nawet w długim okresie obserwacji. W badaniu klinicznym obiektywnym i subiektywnym zaburzenia czucia wpływają niekorzystnie na wyniki leczenia.
3. Wystąpienie nietolerancji zimna, będące dobrze znanym powikłaniem uszkodzenia nerwu, może wystąpić także po uszkodzeniu ścięgien zginaczy palca ręki bez uszkodzenia nerwu, ale w mniejszym natężeniu. Utrzymuje się ona również przy długim okresie obserwacji.
4. Jak wskazują wyniki kwestionariusza DASH, zauważone w badaniu klinicznym upośledzenie funkcji rekonstruowanego ścięgna zginacza palca ręki rzadko jest przyczyną znaczących dolegliwości ze strony chorego.

7. PIŚMIENNICTWO

1. Abdul-Kader M. H., Amin M. A. M.: Two-stage reconstruction for flexor injuries in zone II using a silicone rod and pedicled sublimis tendon graft. *Indian. J. Plast. Surg.* 2010, 43, 14-20.
2. Abrahamsson S. O., Lundborg G., Lohmander L. S.: Recombinant human insulin-like growth factor-I stimulates in vitro matrix synthesis and cell proliferation in rabbit flexor tendon. *J. Orthop. Res.* 1991, 9, 495–502.
3. Abrahamsson S. O., Lundborg G., Lohmander L. S.: Longterm explant culture of rabbit flexor tendon: effects of recombinant human insulin-like growth factor-I and serum on matrix metabolism. *J. Orthop. Res.* 1991, 9, 503–515.
4. Abrahamsson S. O., Lohmander S.: Differential effects of insulin-like growth factor-I on matrix and DNA synthesis in various regions and types of rabbit tendons. *J. Orthop. Res.* 1996, 14, 370–376.
5. Adamson J. E., Wilson J. N.: The history of flexor-tendon grafting. *J. Bone Joint Surg.* 1961, 43A, 709–716.
6. Alotaibi N. M.: The cross-cultural adaptation of the disabilities of arm, shoulder and hand (DASH): a systematic review. *Occup. Ther. Int.* 2008, 15, 178-190.
7. Amadio P. C., Wood M. B., Cooney W. P. III., Bogard S. D.: Staged flexor tendon reconstruction in the fingers and hand. *J. Hand Surg.* 1988, 13A, 559–562.
8. Amadio P. C., Lin G. T., An K. N.: Anatomy and pathomechanics of the flexor pulley system. *J. Hand Ther.* 1989, 2, 138–141.
9. Amadio P. C.: Staged flexor tendon reconstruction in children. *Ann. Chir. Main Memb. Super.* 1992, 11, 194–199.
10. Ambros Z.: Anatomiczna i czynnościowa naprawa uszkodzeń ścięgien ręki. *Chir. Narządów Ruchu Ortop. Pol.* 1948, 13, 167-169.
11. Amiel D., Gelberman R., Harwood F., Siegel D.: Fibronectin in healing flexor tendons subjected to immobilization or early controlled passive motion. *Matrix* 1991, 11, 184–189.
12. An K. N., Berglund L., Uchiyama S., Coert J. H.: Measurement of friction between pulley and flexor tendon. *Biomed. Sci. Instrum.* 1993, 29, 1–7.
13. Aoki M., Manske P. R., Pruitt D. L., Kubota H., Larson B. J.: Work of flexion after flexor tendon repair according to the placement of sutures. *Clin. Orthop.* 1995, 320, 205–210.
14. Aoki M., Pruitt D. L., Kubota H., Manske P. R.: Effect of suture knots on tensile strength of repaired canine flexor tendons. *J. Hand Surg.* 1995, 20B, 72–75.
15. Aoki M., Manske P. M., Pruitt D. L., Larson B. J.: Work of flexion after tendon repair with various suture methods. A human cadaveric study. *J. Hand Surg.* 1995, 20B, 310–313.
16. Aoki M., Kubota H., Pruitt D. L., Manske P. R.: Biomechanical and histological characteristics of canine flexor repair using early postoperative mobilization. *J. Hand Surg.* 1997, 22A, 107–114.

17. Armenta E., Lehrman A.: The vincula to the flexor tendons of the hand. *J. Hand Surg.* 1980, 5, 127–134.
18. Armstrong C.A., Oldham J. A.: A comparison of dominant and non-dominant hand strengths. *J. Hand Surg.* 1999, 24B, 421–425.
19. Arons M. S.: Purposeful delay of the primary repair of cut flexor tendons in “some man’s land” in children. *Plast. Reconstr. Surg.* 1974, 53, 638–642.
20. Azar C. A., Culver J. E., Fleegler E. J.: Blood supply of the flexor pollicis longus tendon. *J. Hand Surg.* 1983, 8, 471–475.
21. Backman C., Nystrom A., Backman C.: Cold-induced arterial spasm after digital amputation. *J. Hand Surg.* 1991, 16B, 378–381.
22. Baczkowski B., Ożga A., Ostojski R.: Wolne przeszczepy ścięgien w leczeniu uszkodzeń ścięgien zginaczy u dzieci. *Pol. Hand Surg.* 1989, 1-2, 45-48.
23. Baker D. S., Gaul J. S., Williams V. K., Graves M.: The little finger superficialis—clinical investigation of its anatomic hand functional shortcomings. *J. Hand Surg.* 1981, 6, 374-378.
24. Bane A. J., Tsuzaki M., Hu P.: PDGF-BB, IGF-I and mechanical load stimulate DNA synthesis in avian tendon fibroblasts in vitro. *J. Biomech.* 1995, 28, 1505–1513.
25. Barmakian J. T., Lin H., Green S. M., Posner M. A., Casar R. S.: Comparison of a suture technique with the modified Kessler method: resistance to gap formation. *J. Hand Surg.* 1994, 19A, 777-781.
26. Barrie K. A., Sanda L. T., Cholewicki J., Wolfe S. W.: The role of multiple strands and locking sutures on gap formation of flexor tendon repairs during cyclical loading. *J. Hand Surg.* 2000, 25A, 714-720.
27. Beaty J. H., Kasser J. R.: *The Biologic Aspects of Children's Fractures.* W: Rockwood & Wilkins' *Fractures in Children*, 6th Edition, Chapter 2.
28. Bechtol C. O.: Grip test: the use of a dynamometer with adjustable handle spacings. *J. Bone Joint Surg.* 1954, 36-A, 820-824.
29. Becker H., Graham M. F., Cohen I. K., Diegelmann R. F.: Intrinsic tendon cell proliferation in tissue culture. *J. Hand Surg.* 1981, 6, 616–619.
30. Beris A. E., Darlis N. A., Korompilias A. V., Vekris M. D., Mitsionis G. I., Soucacos P. N.: Two – stage flexor tendon reconstruction in zone II using a silicone rod and a pedicled intrasynovial graft. *J. Hand Surg.* 2003, 28 A, 652 – 660.
31. Bidic, S. M., Varshney, A., Ruff, M. D., Orenstein, H. H.: Biomechanical comparison of lasso, Pulvertaft weave, and side-by-side tendon repairs. *Plast. Reconstr. Surg.* 2009, 124, 567–571.
32. Biesalski K.: Ueber sehnnenscheidenauswechslung. *Deutsche Med. Wochenschr.* 1910, 26, 1615-1618.
33. Bohannon R. W.: Dynamometer measurements of hand-grip strength predict multiple outcomes. *Percept. Mot. Skills* 2001, 93, 323-328.
34. Boyer M. I., Gelberman R. H., Burns M. E., Dinopoulos H., Hofem R., Silva M. J.: *Intrasynovial Flexor Tendon Repair: An Experimental Study Comparing Low and*

- High Levels of in Vivo Force During Rehabilitation in Canines. *J. Bone Joint Surg.* 2001, 83A, 891-899.
35. Boyes J. H., Stark H. H.: Flexor-tendon grafts in the fingers and thumb: a study of factors influencing results in 1000 cases. *J. Bone Joint Surg.* 1971, 53A, 1332-1342.
 36. Braga-Silva J., Kuyven C. R. M.: Early active mobilization after flexor tendon repairs in zone two. *Chir. Main* 2005, 24, 165-168.
 37. Bright D. S., Urbaniak J. S.: Direct measurements of flexor tendon tension during active and passive digit motion and its application to flexor tendon surgery. *Orthop. Trans.* 1977, 1, 4-5.
 38. Brown C. P., McGrouther D. A.: The excursion of the tendon of the flexor pollicis longus and its relation to dynamic splintage. *J. Hand Surg.* 1984, 9A, 787-791.
 39. Brug E., Wetterkamp D., Neuber M., Probst A.: Secondary reconstruction of flexor tendon function in the fingers. *Unfallchirurg.* 1998, 101, 415-425.
 40. Bruner J. M.: The zig-zag volar digital incision for flexor tendon surgery. *Plast. Reconstr. Surg.* 1967, 40, 571-574.
 41. Brustein M., Pellegrini J., Choueka J., Heminger H., Mass D.: Bonesuture anchors versus the pullout button for repair of distal profundus tendon injuries: A comparison of strength in human cadaveric hands. *J. Hand Surg.* 2001, 26A, 489-496.
 42. Buck-Gramcko D. D., Gogge S.: Bewertungskriterien bei Nachuntersuchungen von Beugeschnenwiederherstellugen. *Handchirurgie* 1976, 8, 65-69.
 43. Bunnell S.: Repair of tendons in the fingers and description of two new instruments. *Surg. Gynecol. Obstet.* 1918, 26, 103-110.
 44. Bunnell S.: Primary repair of severed tendons; the use of stainless steel wire. *Am. J. Surg.* 1940, 47, 502-516.
 45. Bunnell S.: *Surgery of the hand.* Philadelphia, JB Lippincott, 1944.
 46. Campbell D. A., Kay S. P.: What is cold intolerance? *J. Hand Surg.* 1998, 23B, 3-5.
 47. Carlson G. D., Botte M. J., Josephs M. S., Newton P. O., Davis J. L. W., Woo S. L.: Morphologic and biomechanical comparison of tendons used as free grafts. *J. Hand Surg.* 1993, 18A, 76-82.
 48. Chang J., Most D., Thunder R., Mehrara B., Longaker M. T., Lineaweaver W. C.: Molecular studies in flexor tendon wound healing: the role of basic fibroblast growth factor gene expression. *J. Hand Surg.* 1998, 23A, 1052-1058.
 49. Chmiel Z.: Badania wielkości przesuwu ścięgna zginacza długiego kciuka na przedramieniu przy zachowanych troczkach kanału pochewkowego i po ich przecięciu. *Chir. Narządów Ruchu Ortop. Pol.* 1996, 16, 139-142.
 50. Choueka J., Heminger H., Mass D. P.: Cyclical testing of zone II flexor tendon repairs. *J. Hand Surg.* 2000, 25A, 1127-1134.
 51. Chow J. A., Thomes L. J., Dovel S., Monsivais J., Milnor W. H., Jackson J. P.: Controlled motion rehabilitation after flexor tendon repair and grafting: a multi-center study. *J. Bone Joint Surg.* 1988, 70B, 591-595.

52. Chow J. A., Stephens M. M., Ngai W. K.: A splint for controlled active motion after flexor tendon repair. Design, mechanical testing, and preliminary clinical results. *J. Hand Surg.* 1990, 15A, 645–651.
53. Codivilla A.: Sur trapianti tendinei nella practica ortopedica. *Arch. Orthop.* 1889, 16, 225-250.
54. Coert J. H., Uchiyama S., Amadio P. C., Berglund L. J., An K. N.: Flexor tendon pulley interaction after tendon repair. A biomechanical study. *J. Hand Surg.* 1995, 20B, 573–577.
55. Coleman J.: *A History of Cant and Slang Dictionaries.* Oxford University Press. 2008. ISBN 0199549370.
56. Collins E. D., Novak C. B., Mackinnon S. E., Weisenborn S. A.: Long-term follow-up evaluation of cold sensitivity following nerve injury. *J. Hand Surg.* 1996, 21A, 1078-1085.
57. Colville J., Dickie W. R.: Tendon graft length. *Br. J. Plast. Surg.* 1969, 22, 37-40.
58. Conway H., Smith J. W., Elliott M. P.: Studies on the revascularization of tendons grafted by the silicone rod technique. *Plast. Reconstr. Surg.* 1970, 46, 582-587.
59. Coyle M. P. Jr, Leddy T. P., Leddy J. P.: Staged flexor tendon reconstruction fingertip to palm. *J. Hand Surg.* 2002, 27, 581–585.
60. Craigen M., Kleinert J. M., Miller Crain G., McCabe S. J.: Patient and injury characteristics in development of cold sensitivity of the hand: a prospective cohort study. *J. Hand Surg.* 1999, 24A, 8-15.
61. Darlis N., Beris A. E., A., Korompilias A. V., Vekris M. D., Mitsionis G. I., Soucacos P. N., Panayiotis N.: Two – stage flexor tendon reconstruction in zone II of the hand in children. *J. Pediatr. Orthop.* 2005, 25, 382-386.
62. Daseler E. H., Anson B. J.: The plantaris muscle. An anatomical study of 750 specimens. *J. Bone Joint Surg.* 1943, 25, 822-827.
63. Defino H. L. A., Barbieri C. H., Velludo M. A.: The fate of tendon grafts used to reconstruct the digital annular pulleys. *J. Hand Surg.* 1991, 16B, 40-46.
64. Dellon A.L.: The moving two-point discrimination test: clinical evaluation of the quickly adapting fiber/receptor system. *J. Hand Surg.* 1978, 3, 474-81.
65. Diao E., Hariharan J. S., Soejima O., Lotz J. C.: Effect of peripheral suture depth on strength of tendon repairs. *J. Hand Surg.* 1996, 21A, 234–239.
66. Dixon D., Johnston M., McQueen M., Court-Brown C.: The disabilities of the arm, shoulder and hand questionnaire (DASH) can measure impairment, activity limitations and participation restriction constructs from the International Classification of Functioning, Disability and Health (ICF). *BMC Musculoskeletal Disorders* 2008, 9, 114.
67. Doleżał S.: Gojenie się ścięgien zginaczy kurczaków w strefie pochwowej- analiza kliniczna i morfologiczna. *Pol. Hand Surg.* 1998, 23, 41-55.
68. Douglas L. G., Jackson S. H., Lindsay W. K.: The effects of dexamethasone, norethandrolone, promethazine and a tension-relieving procedure on collagen synthesis in healing flexor tendons as estimated by tritiated proline uptake studies. *Can. J. Surg.* 1967, 10, 36–46.

69. Drobnik T.: O przenoszeniu czynności mięśni przy porażeniach dziecięcych. *Gazeta Lek.* 1893, 5, 120-124.
70. Duffy F. J., Seiler J. G., Hergueter J., Kandel J., Gelberman R. H.: Intrinsic mitogenic potential of canine flexor tendons. *J. Hand Surg.* 1992, 17B, 275-277.
71. Duffy F. J., Seiler J. G., Gelberman R. H., Hergueter C. A.: Growth factors and canine flexor tendon healing: initial studies in uninjured and repair models. *J. Hand Surg.* 1995, 20A, 645-649.
72. Duran R. J., Houser R. G.: Controlled passive motion following flexor tendon repair in zones II and III. In: *AAOS symposium on tendon surgery of the hand*. St Louis, CV Mosby, 1975, 105-114.
73. Edwards D. A. W.: The blood supply and lymphatic drainage of the tendon. *J. Anat.* 1946, 80, 147-152.
74. Ejleskar A., Irstam L.: Elongation in profundus tendon repair: a clinical and radiological study. *Scand. J. Plast. Reconstr. Surg.* 1981, 15, 61-68.
75. Elliot D., Moiemmen N. S., Flemming A. F., Harris S. B., Foster A. J.: The rupture rate of acute flexor tendon repairs mobilized by the controlled active motion regimen. *J. Hand Surg.* 1994, 19B, 607-612.
76. Elliot D., Harris S. B.: The assesment of flexor tendon function after primary tendon repair. *Hand Clin.* 2003, 19, 495-503.
77. Engkvist O., Wahren L. K., Wallin G., Torebjork E., Nystrom B.: Effects of regional intravenous guanethidine block in posttraumatic cold intolerance in hand amputees. *J. Hand Surg.* 1980, 5, 63-70.
78. Evans R. B., Thompson D. E.: The application of force to the healing tendon. *J. Hand Ther.* 1993, 6, 266-284.
79. Finsen V.: Two-stage grafting of digital flexor tendons: a review of 43 patients after 3 to 15 years. *Scand. J. Plast. Reconstr. Surg. Hand Surg.* 2003, 37, 159-162.
80. Flatt A. E.: Digital artery sympathectomy. *J. Hand Surg.* 1980, 5, 550-556.
81. Forgon M., Biro.: Reconstruction of the gigital tendon sheath with vein graft. *Hand* 1978, 10, 28-36.
82. Freilich A. M., Chhabra A. B.: Secondary flexor tendon reconstruction, a review. *J. Hand Surg.* 2007, 32A, 1436-1442.
83. Fujita M., Hukuda S., Doida Y.: The effect of constant direct electrical current on intrinsic healing in the flexor tendon in vitro. An ultra-structural study of differing attitudes in epitenon cells and tenocytes. *J. Hand Surg.* 1992, 17B, 94-98.
84. Gabuzda, G.M., Lovallo, J.L., Nowak, M.D.: Tensile strength of the end-weave flexor tendon repair. *J. Hand Surg. Br.* 1994, 19, 397-400.
85. Gainor B. J.: Proximal coiling of the profundus tendon after laceration of the finger. *J. Hand Surg.* 1989, 14B, 416-418.
86. Gan B. S., Huys S., Sherebin M. H., Scilley C. G.: The effects of ultrasound treatment on flexor tendon healing in the chicken limb. *J. Hand Surg.* 1995, 20B, 809-814.
87. Garner W. L., McDonald J. A., Kuhn C. III., Week P. M.: Autonomous healing of chicken flexor tendons in vitro. *J. Hand Surg.* 1988, 13A, 697-700.

88. Gelberman R. H., Woo S. L. Y., Lothringer K., Akeson W. H., Amiel D.: Effects of intermittent passive mobilization on healing canine flexor tendons. *J. Hand Surg.* 1982, 7, 170–175.
89. Gelberman R. H., Vandeberg J. S., Manske P. R., Akeson W. H.: The early stages of flexor tendon healing: a morphologic study of the first fourteen days. *J. Hand Surg.* 1985, 10A, 776–784.
90. Gelberman R. H., Manske P. R.: Factors influencing flexor tendon adhesions. *Hand Clin.* 1985, 1, 35–42.
91. Gelberman R. H., Botte M. J., Spiegelman J. J., Akeson W. H.: The excursion and deformation of repaired flexor tendons treated with protected early motion. *J. Hand Surg.* 1986, 11, 106–110.
92. Gelberman R. H., Woo S. L. Y.: The physiological basis for application of controlled stress in the rehabilitation of flexor tendon injuries. *J. Hand Ther.* 1989, 2, 66–70.
93. Gelberman R. H., Woo S. L. Y., Amiel D., Horibe S., Lee D.: Influences of flexor sheath continuity and early motion on tendon healing in dogs. *J. Hand Surg.* 1990, 15A, 69–77.
94. Gelberman R. H., Khabie V., Cahill C. J.: The revascularization of healing flexor tendons in the digital sheath. A vascular injection study in dogs. *J. Bone Joint Surg.* 1991, 73A, 868–881.
95. Gelberman R. H., Siegel D. B., Woo S. L.: Healing of digital flexor tendons: Importance of the interval from injury to repair: A biomechanical, biochemical, and morphological study in dogs. *J. Bone Joint Surg. Am.* 1991, 73, 66–75.
96. Gelberman R. H., Steinberg D., Amiel D., Akeson W. H.: Fibroblast chemotaxis after tendon repair. *J. Hand Surg.* 1991, 16A, 686–693.
97. Gelberman R. H., Chu C. R., Williams C. S., Seiler J. D., Amiel D.: Angiogenesis in healing autogenous flexor tendon grafts. *J. Bone Joint Surg.* 1992, 74A, 1207–1216.
98. Geldmacher J., Kockerling F.: *Sehnenchirurgie.* Urban & Schwarzenberg. Munchen-Wien-Baltimore 1990, 152–171.
99. Gratz C. M.: The history of tendon surgery. *Med. J. Rec.* 1928, 127, 156–157.
100. Green W. L., Niebauer J. J.: Results of primary and secondary flexor tendon repairs in no man's land. *J. Bone Joint Surg.* 1974, 56A, 1216–1222.
101. Greenough C. G.: The results of pulsed electromagnetic fields on flexor tendon healing in the rabbit. *J. Hand Surg.* 1996, 21B, 808–812.
102. Greenwald D., Shumway S., Allen C., Mass D.: Dynamic analysis of profundus tendon function. *J. Hand Surg.* 1994, 19A, 626–635.
103. Gwoździwicz J., Lipiński J., Deja W., Kawecka A., Lasek J., Urbański A.: Wyniki odległe pierwotnego zaopatrzenia ścięgien zginaczy palców ręki metodą Keinerta. *Pol. Hand Surg.* 1996, 3–8.
104. Hagberg L., Selvik G.: Tendon excursion and dehiscence during early controlled mobilization after flexor tendon repair in zone II: an x-ray stereophotogrammetric analysis. *J. Hand Surg.* 1991, 16A, 669–680.

105. Halikis M. N., Manske P. R., Kubota H., Aoki M.: Effect of immobilization, immediate mobilization, and delayed mobilization on the resistance to digital flexion using a tendon injury model. *J. Hand Surg.* 1997, 22A, 464–472.
106. Harrison S. H.: Repair of digital flexor tendon injuries in the hand. *Br. J. Plast. Surg.* 1961, 14, 211–213.
107. Hitchcock T. F., Light T. R., Bunch W. H.: The effect of immediate constrained digital motion on the strength of flexor tendon repairs in chickens. *J. Hand Surg.* 1987, 12A, 590–595.
108. Hlavaty A.: Doświadczalne i kliniczne badania nad możliwością zapobiegania zrostom po szwie ścięgien. Praca habilitacyjna, 1965.
109. Hlavaty A., Szczekot J., Faczyński A.: Wyniki rekonstrukcji ścięgien zginaczy palców ręki za pomocą przeszczepów własnych. *Chir. Narządów Ruchu Ortop. Pol.* 1967, 32, 439–444.
110. Hlavaty A.: Wyniki wolnych przeszczepów ścięgien zginaczy palców ręki. *Chir. Narządów Ruchu Ortop. Pol.* 1973, 38, 595–601.
111. Honner R.: The late management of the isolated lesion of the flexor digitorum profundus tendon. *Hand* 1975;7:171–174.
112. Hooper G., Davies R., Tothill P.: Blood flow and clearance in tendons: studies with dogs. *J. Bone Joint Surg.* 1984, 66B, 441–443.
113. Horibe S., Woo S. L., Spiegelman J. J., Marcin J. P., Gelberman R. H.: Excursion of the flexor digitorum profundus tendon: a kinematic study of human and canine digits. *J. Orthop. Res.* 1990, 8, 167–174.
114. Hunter J. M.: Artificial tendons. Early development and application. 1965, *Am. J. Surg.* 109, 325–338.
115. Hunter, J.M., Salisbury, R.E.: Flexor-tendon reconstruction in severely damaged hands. A two-stage procedure using a silicone-dacron reinforced gliding prosthesis prior to tendon grafting. *J. Bone Joint Surg.* 1971, 53A, 829–858.
116. Hunter J. M., Steindel C., Salisbury R., Hughes D.: Study of early sheath development using static non-gliding implants. *J. Biomed. Mater. Res.* 1974, 5, 155–160.
117. Hunter J. M.: Staged flexor tendon reconstruction. *J. Hand Surg.* 1983, 8, 789–793.
118. Jansen C. w. S., Watson M. G.: Measurement of range of motion of the finger after flexor tendon repair in zone II of the hand. *J. Hand Surg.* 1993, 18, 411–417.
119. Jones M. E., Ladhani K., Mudera V., Grobbellar A. O., McGrouther D. A., Sanders R.: Flexor tendon blood vessels. *J. Hand Surg.* 2000, 25B, 552–559.
120. Kang N., Pratt A., Burr N.: Miniplate fixation for avulsion injuries of the flexor digitorum profundus insertion. *J. Hand Surg.* 2003, 28B, 363–368.
121. Kaplan E. B.: Device for measuring length of tendon graft in flexor tendon surgery of the hand. *Bull. Hosp. Jt Dis.* 1942, 3, 97–100.
122. Kato H., Minami A., Suenaga N., Iwasaki N., Kimura T.: Long-term results after primary repairs of zone 2 flexor tendon lacerations in children younger than age 6 years. *J. Pediatr. Orthop.* 2002, 22, 732–735.

123. Kessler F. B., Nissim F.: Primary repair without immobilization of flexor tendon division within the digital sheath: an experimental and clinical study. *Acta Orthop. Scand.* 1969, 40, 587-601.
124. Kessler F. B.: Use of a pedicled tendon transfer with a silicone rod in omplicated secondary flexor tendon repairs. *J. Plast. Reconstr. Surg.*, 1972, 49, 439 – 443.
125. Ketchum L. D.: The effects of triamcinolone on tendon healing and function: a laboratory study. *Plast. Reconstr. Surg.* 1971, 47, 471– 482.
126. Khan U., Edwards J. C., McGrouther D. A.: Patterns of cellular activity after tendon injury. *J. Hand Surg.* 1996, 21B, 813–820.
127. Khan K., Riaz M., Murison M. S. C., Brennen M. D.: Early active mobilization after second stage flexor tendon grafts. *J. Hand Surg.* 1997, 22B, 372-374.
128. Kilgore E. S., Adams D. R., Newmeyer W. L., Graham W. P.: Atraumatic flexor tendon retrieval. *Am. J. Surg.* 1971, 122, 430–431.
129. Kim S. H., Chung M. S., Baek G. H., Lee Y. H., Lee S., Gong H. S.: A Loop-Tendon Suture for Tendon Transfer or Graft Surgery. *J. Hand Surg. Am* 2007, 32, 367–372.
130. Kleinert H. E.: Forshew F. C., Cohen M. J.: Repair of zone I flexor tendon injuries. In: *AAOS symposium on tendon surgery in the hand.* St Louis, CV Mosby, 1975, 115-122.
131. Kleinert H. E., Spokevicius S., Papas N. H.: History of flexor tendon repair. *J. Hand Surg.* 1995, 20A, 46–52.
132. Koch S. L.: Division of the flexor tendons within the digital sheath. *Surg. Gynecol. Obstet.* 1944, 78, 9–22.
133. Koman L. A., Slone S. A., Smith B. P., Ruch D. S., Poehling G. G.: Significance of cold intolerance in upper extremity disorders. *J. Southern Orthop. Association* 1998, 7, 192-197.
134. Komanduri M., Phillips C. S., Mass D. P.: Tensile strength of flexor tendon repairs in a dynamic cadaver model. *J. Hand Surg.* 1996, 21A, 605–611.
135. Kubota H., Manske P. R., Aoki M., Pruitt D. L., Larson B. J.: Effect of motion and tension on injured flexor tendons in chickens. *J. Hand Surg.* 1996, 21A, 456–463.
136. Kulick M. I., Brazlow R., Smith S., Hentz V. R.: Injectable ibuprofen: preliminary evaluation of its ability to decrease peritendinous adhesions. *Ann. Plast. Surg.* 1984, 13, 459–467.
137. Kulick M. I., Kilgore E. S., Newmeyer W. L.: Pseudotendon formation after flexor tendon injury. *J. Hand Surg.* 1985, 10A, 638–640.
138. Kulikov Y. I., Dodd S., Gheduzzi S., Miles A. W., Giddins G. E.: An in vitro biomechanical study comparing the spiral linking technique against the Pulvertaft weave for tendon repair. *J. Hand Surg. Br.* 2007, 32, 377–381.
139. Kyle J. B., Eyre-Brook A. L.: The surgical treatment of flexor tendon injuries in the hand: results obtained in a consecutive series of 57 cases. *Br. J. Surg.* 1954, 41, 502–511.

140. Lane J. M., Black J., Bora F. W. J.: Gliding function following flexor tendon injury. A biomechanical study of rat tendon function. *J. Bone Joint Surg.* 1976, 58A, 985–990.
141. LaSalle W. B., Strickland J. W.: An evaluation of the two-stage flexor tendon reconstruction technique. *J. Hand Surg.* 1983, 8, 263–267.
142. Latendresse K., Dona E., Scougall P. J., Schreuder F. B, Puchert E., Walsh W. R.: Cyclic testing of pullout sutures and Micro-Mitek suture anchors in flexor digitorum profundus tendon distal fixation *J. Hand Surg.* 2005, 30A, 471–478.
143. Lee H.: Double loop locking suture: a technique of tendon repair for early active mobilization. Part I: evolution of technique and experimental study. *J. Hand Surg.* 1990, 15A, 945–952.
144. Lee H.: Double loop locking suture: a technique of tendon repair for early active mobilization. Part II: clinical experience. *J. Hand Surg.* 1990, 15A, 953–958.
145. Leversedge F. J., Zelouf D., Williams C., Gelberman R. H., Seiler J. G. III.: Flexor tendon grafting to the hand: an assessment of the intrasynovial donor tendon—a preliminary single-cohort study. *J. Hand Surg.* 2000, 25A, 721–730.
146. Lexer E.: Die Verwethung der freien Sehnentranplantation. *Arch. Klein Chir.* 1912, 98, 818-852.
147. Lin G. T., An K. N., Amadio P. C., Cooney W. P.: Biomechanical studies of running suture for flexor tendons in dogs. *J. Hand Surg.* 1988, 13A, 553–558.
148. Lin G. T.: Amadio P. C., An K. N., Cooney W. P.: Functional anatomy of the human digital flexor pulley system. *J. Hand Surg.* 1989, 14A, 949–956.
149. Lin G. T., Amadio P. C., An K. N., Cooney W. P., Chao E. Y.: Biomechanical analysis of finger flexor pulley reconstruction. *J. Hand Surg.* 1989, 14B, 278 –282.
150. Lindsay W. K., Thomson H. G., Walker F. G.: Digital flexor tendon: an experimental study: part II: the significance of a gap occurring at the line of suture. *Br. J. Plast. Surg.* 1960, 12, 289 –316.
151. Lindsay W. K., McDougall E. P.: Digital flexor tendons: An experimental study. Part III. The fate of autogenous digital flexor tendon grafts. *Br. J. Plast. Surg.* 1961, 13, 293-304.
152. Lindsay W. K., Walker F. G.: The effect of an antihistamine (promethazine) on digital flexor tendon healing in the chicken. *Plast. Reconstr. Surg.* 1961, 28, 634–648.
153. Lithell M., Backman C., Nystrom A.: Pattern recognition in post-traumatic cold intolerance. *J. Hand Surg.* 1997, 22B, 783-787.
154. Lister G. D.: Incision and closure of the flexor tendon sheath during primary tendon repair. *Hand* 1983, 15, 123–135.
155. Lister G. D.: Indications and techniques for repair of the flexor tendon sheath. *Hand Clin.* 1985, 1, 85–95.
156. Lowe E. G., Allmendinger P. D., Lowe R.: Cold sensitivity as a new side effect after sympatricotomy for hyperhidrosis. *Ann. Thorac. Surg.* 2005, 80, 2356-8.

157. Lundborg G., Myrhage R.: The vascularization and structure of the human digital tendon sheath as related to flexor tendon function. An angiographic and histological study. *Scand. J. Plast. Reconstr. Surg.* 1977, 11, 195–203.
158. Lundborg G., Myrhage R., Rydevik B.: The vascularization of human flexor tendons within the digital synovial sheath region—structural and functional aspects. *J. Hand Surg.* 1977, 2, 417–427.
159. Lundborg G., Rank F.: Experimental intrinsic healing of flexor tendons based upon synovial fluid nutrition. *J. Hand Surg.* 1978, 3, 21–31.
160. Lundborg G.: The vascularization of the human flexor pollicis longus tendon. *Hand* 1979, 11, 28–33.
161. Lundborg G., Holm S., Myrhage R.: The role of the synovial fluid and tendon sheath for flexor tendon nutrition. An experimental tracer study on diffusional pathways in dogs. *Scand. J. Plast. Reconstr. Surg.* 1980, 14, 99–107.
162. Lundborg G., Rank F.: Experimental studies on cellular mechanisms involved in healing of animal and human flexor tendon in synovial environment. *Hand* 1980, 12, 3–11.
163. Lundborg G., Hansson H. A., Rank F.: Superficial repair of severed flexor tendons in synovial environment—an experimental study on cellular mechanisms. *J. Hand Surg.* 1980, 5, 451–461.
164. Lundborg G., Rosen B.: The two-point discrimination test – a time for re-appraisal? *J. Hand Surg.* 2004, 29B, 418–422.
165. Madsen E.: Delayed primary suture of flexor tendons cut in the digital sheath. *J. Bone Joint Surg.* 1970, 52B, 264–267.
166. Manikowski W.: Polish temporary tendon prosthesis of fingers and artificial pulley-underlay units, w: Final report on projects and activities in the field of rehabilitation, 1982, Poznań, 126–133.
167. Manikowski W.: Współczynnik kąta – siła w ocenie wyników leczenia ścięgien zginaczy palców. *Pol. Hand Surg.* 1987, 1/7, 3–8.
168. Manikowski W.: Zastosowanie powierzchniowego zginacza palców jako siły motorycznej wolnych autogennych przeszczepów ścięgien zginaczy palców ręki. *Pol. Hand Surg.* 1987, 1/7, 19–23.
169. Manikowski W.: Badania wartości operacyjnej rekonstrukcji zastarzałych uszkodzeń ścięgien zginaczy palców ręki przy zastosowaniu wolnego, autogennego przeszczepu ścięgna. *Rozprawa habilitacyjna*, Poznań, 1988.
170. Manikowski Wojciech.: Powrót funkcji ręki po jej wielotkankowych uszkodzeniach. *Rozprawa doktorska*, Poznań, 2005.
171. Manske P. R., Lesker P. A.: Strength of human pulleys. *Hand* 1977, 9, 147–152.
172. Manske P. R., Gelberman R. H., Van de Berg J. S., Lesker P. A.: Flexor tendon intrinsic repair. A morphological study in vitro. *J. Bone Joint Surg.* 1984, 66A, 385–396.
173. Manske P. R., Lesker P. A.: Histologic evidence of intrinsic flexor tendon repair in various experimental animals. An in vitro study. *Clin. Orthop.* 1984, 182, 297–304.

174. Manske P. R., Lesker P. A.: Biochemical evidence of flexor tendon participation in the repair process—an in vitro study. *J. Hand Surg.* 1984, 9B, 117–120.
175. Manske P. R., Lesker P. A., Gelberman R. H., Rucinsky T. E.: Intrinsic restoration of the flexor tendon surface in the nonhuman primate. *J. Hand Surg.* 1985, 10A, 632–637.
176. Manske P. R.: Flexor tendon healing. *J. Hand Surg.* 1989, 13B, 237–245.
177. Manske P.: Galen and tendon surgery. *J. Hand Surg.* 2004, 29A, 547–550.
178. Manske P. R.: History of flexor tendon repair. *Hand Clin.* 2005, 21, 123–127.
179. Mashadi Z. B., Amis A. A.: Strength of the suture in the epitenon and within the tendon fibres: development of stronger peripheral suture technique. *J. Hand Surg.* 1992, 17B, 172–175.
180. Masquelet A. C., Gilbert A.: Recent injuries in finger flexor tendons in children. *Rev. Chir. Orthop. Reparatrice Appar. Mot.* 1985, 71, 587–593.
181. Mass D. P., Tuel R. J.: Human flexor tendon participation in the in vitro repair process. *J. Hand Surg.* 1989, 14A, 64–71.
182. Matev I., Karagancheva S., Trichkova P., Tsekov P.: Delayed primary suture of flexor tendons cut in the digital theca. *Hand* 1980, 12, 158–162.
183. Mathiowetz V., Kashman N., Volland G., Weber K., Dowe M., Rogers S.: Grip and pinch strength: normative data of adults. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 1985, 66, 69–74.
184. Matthews P.: The fate of isolated segments of flexor tendons within the digital sheath—a study in synovial nutrition. *Br. J. Plast. Surg.* 1976, 29, 216–224.
185. Mayer L.: The physiological method of tendon transplantation. I. Historical; Anatomy and Physiology of tendons. *Surg. Gynec. Obstet.* 1916, 22, 182–197.
186. Mayou B. J., Harrison S. H.: The length of flexor tendon grafts. *Hand* 1978, 10, 48–51.
187. Mazurek T., Lorczyński A.: Wyniki operacyjnego leczenia zastarzałego uszkodzenia ścięgna zginacza długiego kciuka. *Ann. Acad. Med. Gedan.* 2004, 34, 229–235.
188. Mazurek T., Lorczyński A., Łabuć A.: Zastosowanie zginacza powierzchownego palców jako przeszczepu dla rekonstrukcji zastarzałego uszkodzenia zginacza głębokiego palców z użyciem protezy ścięgna-doniesienie wstępne. *J. Orthop. Trauma Surg. Rel. Res.* 2008, 11, 3, 32–36.
189. Mazurek T., Strankowski M., Ceynowa M., Roślowski M.: Tensile strength of a weave tendon suture using tendons of different sizes. *Clin. Biomech.* 2011, 26, 415–418.
190. McCallister W. V., Ambrose H. C., Katolik L. I., Trumble T. E.: Comparison of pullout button versus suture anchor for zone I flexor tendon repair. *J. Hand Surg.* 2006, 31A, 246–251.
191. McGrouther D. A., Ahmed M. R.: Flexor tendon excursion in “no man’s land.” *Hand* 1981, 13, 129–141.
192. McNally T. A., Hamman J. J., Heminger H., Mass D. P.: The strength of distal fixation of flexor digitorum profundus tendon grafts in human cadavers. *J. Hand Surg.* 2002, 27A, 599–604.

193. Minta P.; Przydatność ściany żyłnej w zapobieganiu zrostu po szwie ścięgna w badaniu doświadczalnym. *Chir. Narządów Ruchu Ortop. Pol.* 1983, 48, 423-429.
194. Moberg E.: Two-point discrimination test. A valuable part of hand surgical rehabilitation, e.g. in tetraplegia. *Scand. J. Rehab. Med.* 1990, 22, 127.
195. Moore T., Anderson B., Seiler J. G. III.: Flexor tendon reconstruction. *J. Hand Surg.* 2010, 35A, 1025-1030.
196. Morris R. J., Martin D. L.: The use of skin hooks and hypodermic needles in tendon surgery. *J. Hand Surg.* 1993, 18B, 33-34.
197. Morrison W. A., Schlicht S. M.: The plantaris tendon as a tendo-osseous graft. Part II. Clinical Studies. *J. Hand Surg.* 1992, 17B, 471-475.
198. Murphy D. J., Nixon A. J.: Biochemical and site-specific effects of insulin-like growth factor I on intrinsic tenocyte activity in equine flexor tendons. *Am. J. Vet. Res.* 1997, 58, 103-109.
199. Naam N. H.: Staged flexor tendon reconstruction using pedicled tendon graft from the flexor digitorum superficialis. *J. Hand Surg.* 1997, 22A, 323-327.
200. Nagay B., Dominiczak K., Nagay L., Zajączek S.: Badania doświadczalne i kliniczne nad gojeniem się ścięgien w różnych środowiskach tkankowych i w różnych warunkach dynamicznych. *Chir. Narządów Ruchu Ortop. Pol.* 1983, 48, 329-336.
201. Nystrom A., Backman C., Backman C., Berheim U., Karlsson L., Karlsson A.: Digital amputation, replantation and cold intolerance. *J. Reconstr. Microsurg.* 1991, 7, 175-178.
202. Okoniewski R., Teleszyński M., Kaźmierski C.: Wyniki leczenia operacyjnego uszkodzeń ścięgien mięśni zginaczy palców ręki. *Chir. Narządów Ruchu Ortop. Pol.* 1967, 32, 413-417.
203. Paneva – Cholevitch E.: Two – stage plasty in flexor tendon injuries of the fingers within the digital synovial sheath. (Report). *Acta Chir. Plast.*, 1965, 7, 112 – 124.
204. Peacock E. E.: A study of the circulation in normal tendons and healing grafts. *Ann. Surg.* 1959, 149, 415-428.
205. Peck F. H., Bucher C. A., Watson J. S., Roe A.: A comparative study of two methods of controlled mobilization of flexor tendon repairs in zone 2. *J. Hand Surg.* 1998, 23B, 41– 45.
206. Pennington D. G.: Atraumatic retrieval of the proximal end of a severed digital flexor tendon. *Plast. Reconstr Surg.* 1977, 60, 468-469.
207. Pennington D. G.: The influence of tendon sheath integrity and vincular blood supply on adhesion formation following tendon repair in hens. *Br. J. Plast. Surg.* 1979, 32, 302-306.
208. Petersen P., Petrick M., Connor H., Conklin D.: Grip strength and hand dominance: challenging the 10% rule. *Am. J. Occup. Ther.* 1989, 43, 444-447.
209. Peterson W. W., Manske P. R., Lesker P. A.: The effects of flexor sheath integrity on nutrient uptake by chicken flexor tendons. *Clin. Orthop.* 1985, 201, 259 –263.
210. Peterson W. W., Manske P. R., Lesker P. A.: The effect of flexor sheath integrity on nutrient uptake by primate flexor tendons. *J. Hand Surg.* 1986, 11A, 413-416.

211. Peterson W. W., Manske P. R., Dunlap J., Horwitz D. S., Kahn B.: Effect of various methods of restoring flexor sheath integrity on the formation of adhesions after tendon injury. *J. Hand Surg.* 1990, 15A, 48–56.
212. Phillips G. F., McGrouther D. A., Andrews B. J.: Finger mobility following flexor tendon repair. *J. Hand Surg.* 1985, 10B, 331–336.
213. Pielka S., Borowiec K., Konzal S.: Wyniki leczenia uszkodzeń ścięgien zginaczy palców ręki w materiale kliniki. *Pol. Hand Surg.* 1985, 1/5, 73-77.
214. Potenza A. D.: Prevention of adhesions to healing digital flexor tendons. *JAMA* 1964, 187, 99–103.
215. Potenza A. D.: Mechanizm of healing of digital flexor tendons. *Hand* 1969, 1, 40-41.
216. Prowans P.: Bierna czasowa proteza ścięgna - możliwości zastosowania w chirurgii odtwórczej ręki. *Rozprawa habilitacyjna, Szczecin, 2005.*
217. Pruitt D. L., Manske P. R., Fink B.: Cyclic stress analysis of flexor tendon repair. *J. Hand Surg.* 1991, 16A, 701–707.
218. Pruitt D. L., Aoki M., Manske P. R.: Effect of suture knot location on tensile strength after flexor tendon repair. *J. Hand Surg.* 1996, 21B, 969–973.
219. Pruitt D. L., Tanaka H., Aoki M., Manske P. R.: Cyclic stress testing after in vivo healing of canine flexor tendon lacerations. *J. Hand Surg.* 1996, 21A, 974–977.
220. Pulvertaft R. G.: Tendon grafts for flexor tendon injuries in the fingers and thumb: a study of techniques and results. *J. Bone Joint Surg.* 1956, 38B, 175–194.
221. Pulvertaft R. G.: Suture materials and tendon junctures. *Am. J. Surg.* 1965, 109, 346–352.
222. Pulvertaft R. G.: Tendon grafting. Twenty-five years of hand surgery. *J. Bone Joint Surg.* 1973, 55, 42-48.
223. Pytłasiński M.: Ocena odległych wyników dwuetapowych operacji naprawczych ścięgien mięśni zginaczy palców rąk. *Rozprawa doktorska. Wrocław. 1995.*
224. Reicher M., Łasiński W.: Mięśnie kończyny górnej. W: *Anatomia człowieka. t. I, wyd. XI, red. W. Łasiński, PZWL Warszawa 1997, 783-851.*
225. Reimann A. F., Daseler E. H., Anson B. J., Beaton L. E.: The palmaris longus muscle and tendon: A study of 1600 extremities. *Anat. Rec.* 1944, 89, 495-505.
226. Rice J., Yanni D.: The reversed Esmarch tourniquet technique for the retrieval of cut flexor tendons. *J. R. Coll. Surg. Edinb.* 1995, 40, 419–420.
227. Roberts M., Rutherford J. H., Harris D.: The effect of ultrasound on flexor tendon repairs in the rabbit. *Hand* 1982, 14, 17–20.
228. Robertson G. A., Al-Quattan M. M.: A biomechanical analysis of a new interlock suture technique for flexor tendon repair. *J. Hand Surg.* 1992, 17B, 92–93.
229. Rosen B.: Recovery of sensory and motor function after nerve repair: a rationale for evaluation. *J. Hand Ther.* 1996, 9, 315-327.
230. Rosen B., Lundborg G.: A new model instrument for outcome after nerve repair. *Hand Clin.* 2003, 19, 463-470.

231. Ruch D. S., Vallee J., Li Z., Paterson S. B., Holden M., Koman L. A.: The acute effect of peripheral nerve transection on digital thermoregulatory function. *J. Hand Surg.* 2003, 28A, 481-488.
232. Ruijs A. C. J., Jaquet J. B., Daanen H. A. M., Hovius S. E. R.: Cold intolerance of the hand measured by the CISS questionnaire in a normative study population. *J. Hand Surg.* 2006, 31B, 533-536.
233. Rutowski R., Czarnecki K.: Ocena odległych wyników dwuetapowych operacji naprawczych ścięgien zginaczy palców ręki z użyciem wszczepów silastikowych. *Pol. Hand Surg.* 1985, 1/5, 69-72.
234. Saldana M. J., Ho P. K., Lichtman D. M., Chow J. A., Dovel S., Thomas L. J.: Flexor tendon repair and rehabilitation in zone II: open sheath technique versus closed sheath technique. *J. Hand Surg.* 1987, 12A, 1110-1114.
235. Salisbury R. E., Levine N. S., McKeel D. W.: Tendon sheath reconstruction with artificial implants: A study of ultrastructure. In *AAOS Symposium on Flexor Tendon Surgery in the Hand*. St. Louis, CV Mosby, 1975, 59-65.
236. Salvi V.: Delayed primary suture in flexor tendon division. *Hand* 1971, 3, 181-183.
237. Samson L.: Ocena wyników leczenia złamań dalszej nasady kości promieniowej. Rozprawa doktorska. Gdańsk, 2007.
238. Savage R.: In vitro studies of a new method of flexor tendon repair. *J. Hand Surg.* 1985, 10B, 135-141.
239. Savage R., Risitano G.: Flexor tendon repair using a "six strand" method of repair and early active mobilisation. *J. Hand Surg.* 1989, 14B, 396-399.
240. Schneider L. H., Hunter J. M., Norris T. R., Nadeau P. O.: Delayed flexor tendon repair in no man's land. *J. Hand Surg.* 1977, 2, 452-455.
241. Schneider L. H.: The history of flexor tendon suture. In: *Flexor Tendon Injuries*. Boston, Little Brown and Co., 1985, 1-4.
242. Schuind F., Garcia-Elias M., Cooney W. P., An K. N.: Flexor tendon forces: in vivo measurements. *J. Hand Surg.* 1992, 17A, 291-298.
243. Seradge H.: Elongation of the repair configuration following flexor tendon repair. *J. Hand Surg.* 1983, 8, 182-185.
244. Shaieb M. D., Singer D. I.: Tensile strengths of various suture techniques. *J. Hand Surg.* 1997, 22B, 764-767.
245. Siegel R. E.: Galen on Psychology, Psychopathology, and Function and Diseases of the Nervous System. An Analysis of His Doctrines, Observations and Experiments. Basel, S. Karger, 1973, 53-62.
246. Silfverskiold K. L., May E. J., Tornvall A. H.: Gap formation during controlled motion after flexor tendon repair in zone II: a prospective clinical study. *J. Hand Surg.* 1992, 17A, 539-546.
247. Silfverskiold K. L., Andersson C. H.: Two new methods of tendon repair: an in vitro evaluation of tensile strength and gap formation. *J. Hand Surg.* 1993, 18A, 58-65.

248. Silfverskiold K. L., May E. J.: Gap formation after flexor tendon repair in zone II: results with a new controlled motion programme. *Scand. J. Plast. Reconstr. Hand Surg.* 1993, 27, 263–268.
249. Silfverskiold K. L., May E. J.: Flexor tendon repair in zone II with a new suture technique and an early mobilization program combining passive and active motion. *J. Hand Surg.* 1994, 19A, 53–60.
250. Silfverskiold K. L., May E. J.: Early active mobilization of tendon grafts using mesh reinforced suture techniques. *J. Hand Surg.* 1995, 20B, 301-307.
251. Silicomed – informator firmy produkującej protezę ścięgna. Warszawa ul. Walecznych 30/9 03-916.
252. Silva M. J., Hollstien S. B., Brodt M. D., Boyer M. I., Tetro A. M., Gelberman R. H.: Flexor digitorum profundus tendon-to-bone repair: An ex vivo biomechanical analysis of 3 pullout suture techniques. *J. Hand Surg.* 1998, 23, 120-126.
253. Simpson S. L., Hertzog M. S., Barja R. H.: The planatris tendon graft: An ultrasound study. *J. Hand Surg.* 1991, 16A, 708-711.
254. Singer D., Doi K., Morrison W. A.: Comparative study of the use of prefabricated bone tendon grafts and conventional tendon grafts in flexor tendon reconstruction. *J. Hand Surg.* 1989, 14, 830-836.
255. Small J. O., Brennen M. D., Colville J.: Early active mobilisation following flexor tendon repair in zone 2. *J. Hand Surg.* 1989, 14B, 383–391.
256. Smith P., Jones M., Grobbelaar A.: Two-stage grafting of flexor tendons: results after mobilisation by controlled early active movement. *Scand. J. Plast. Reconstr. Surg. Hand Surg.* 2004, 38, 220–227.
257. Snow J. W.: Ulnar half of extensor digiti quinti proprius tendon for flexor grafts. *Plast. Reconstr. Surg.* 1968, 42, 603-604.
258. Snow J. W., Littler J. W.: A non-suture distal fixation technique for tendon grafts. *Plas. Reconstr. Surg.* 1971, 47, 91–92.
259. Soejima O., Diao E., Lotz J. C., Hariharan J. S.: Comparative mechanical analysis of dorsal versus palmar placement of core suture for flexor tendon repairs. *J. Hand Surg.* 1995, 20A, 801–807.
260. Sollerman C., Ejeskar A.: Sollerman hand function test. A standarised method and its use in tetraplegic patients. *Scand. J. Plast. Reconstr. Hand Surg.* 1995, 29, 167-176.
261. Sood M. K., Elliot D.: A new technique of attachment of flexortendons to the distal phalanx without a button tie-over. *J. Hand Surg.* 1996, 21B, 629–632.
262. Sourmelis S. G., McGrouther D. A.: Retrieval of the retracted flexor tendon. *J. Hand Surg.* 1987, 12B, 109 –111.
263. Stanisiz A.: Analiza korelacji. Podstawy statystyki dla prowadzących badania naukowe. Odcinek 21: Analiza korelacji. *Med. Prakt.* 2000, 10, 176 – 181.
264. Stenstrom S.: A new method for distal anastomosis in flexor tendon grafting. *Scand. J. Plast. Reconstr. Surg.* 1967, 1, 64–67.
265. Strickland J. W.: Bone, nerve and tendon injuries of the hand in children. *Pediatr. Clin. North. Am.* 1975, 22, 451– 463.

-
266. Strickland J. W., Glogovac S. V.: Digital function following flexor tendon repair in zone II: a comparison of immobilization and controlled passive motion techniques. *J. Hand Surg.* 1980, 5, 537–543.
 267. Strickland J. W.: Flexor tendon repair: Indiana method. *The Indiana Hand Center Newsletter* 1993, 1, 1–12.
 268. Strickland J. W.: Flexor tendon injuries: I. Foundations of treatment. *J. Am. Acad. Orthop. Surg.* 1995, 3, 44–54.
 269. Strickland J. W.: Flexor tendon injuries: II. Operative technique. *J. Am. Acad. Orthop. Surg.* 1995, 3, 55–62.
 270. Strickland J. W.: The Indiana method of flexor tendon repair. *Atlas Hand Clin.* 1996, 1, 77–103.
 271. Strickland J. W.: Flexor tendons—acute injuries. In: Green DP, Hotchkiss RN, Pederson WC, eds. *Green's operative hand surgery*. 4th ed. New York: Churchill Livingstone, 1999, 1851–1897.
 272. Strickland J. W.: Development of flexor tendon surgery: twenty–five years of progress. *J. Hand Surg.* 2000, 25A, 214–234.
 273. Strzyżewski H.: Temporary flexor tendon prosthesis of the fingers and artificial pulley-underlay units. *Proceedings of the Rehabilitation Engineering Center. Poznań*, 1979.
 274. Szabo R. M., Younger E.: Effects of indomethacin on adhesion formation after repair of zone II tendon lacerations in the rabbit. *J. Hand Surg.* 1990, 15A, 480–483.
 275. Takasugi H., Inoue H., Akahori O.: Scanning electron microscopy of repaired tendon and pseudo-sheath. *Hand* 1976, 8, 228–234.
 276. Tanaka H., Manske P. R., Pruitt D. L., Larson B. J.: Effect of cyclic tension on lacerated flexor tendons in vitro. *J. Hand Surg.* 1995, 20A, 467–473.
 277. Tanaka, T., Zhao, C., Ettema, A.M., Zobitz, M.E., An, K., Amadio, P.C.: Tensile strength of a new suture for fixation of tendon grafts when using a weave technique. *J. Hand Surg. Am.* 2006, 31, 982–986.
 278. Tang J. B., Seiichi I., Masamichi U.: Surgical management of the tendon sheath at different repair stages. Biomechanical and morphological evaluations of direct sheath closure, partial sheath excision, and interposing sheath grafting. *Chin. Med. J.* 1990, 103, 295–303.
 279. Tang J. B.: Flexor tendon repair in zone 2C. *J. Hand Surg.* 1994, 19B, 72–75.
 280. Tang J. B., Ishii S., Usui M., Yamamura T.: Flexor sheath closure during delayed primary tendon repair. *J. Hand Surg.* 1994, 19A, 636–640.
 281. Tang J. B.: Indications, methods, postoperative motion and outcome evaluation of primary flexor tendon repairs in zone 2. *J. Hand Surg.* 2007, 32E, 118–129.
 282. Taras J. S.: Primary flexor tendon repair. *Oper. Tech. Orthop.* 1993, 3, 270–277.
 283. Thatcher H. H.: Use of stainless steel rods to canalize flexor tendon sheaths. *Southern Med. J.* 1939, 32, 13–18.
 284. Titley O. G.: A modification of the catheter method for retrieval of divided flexor tendons. *J. Hand Surg.* 1996, 21B, 391–392.

285. Tonkin M., Lister G.: Results of primary tendon repair with closure of the tendon sheath. *Aust. N. Z. J. Surg.* 1990, 60, 947–952.
286. Tottenham V. M., Wilton-Bennett K., Jeffrey J.: Effects of delayed therapeutic intervention following zone II flexor tendon repair. *J. Hand Ther.* 1995, 8, 23-26.
287. Trail I. A., Powell E. S., Noble J.: The mechanical strength of various suture techniques. *J. Hand Surg.* 1992, 17B, 89–91.
288. Tran H. N., Cannon D. L., Lieber R. L., Abrams R. A.: In vitro cyclic tensile testing of combined peripheral and core flexor tenorrhaphy suture techniques. *J. Hand Surg.* 2002, 27A, 518-524.
289. Tubiana R.: Grafts of the flexor tendons of the fingers and of the thumb. Technique and results. *Rev. Chir. Orthop. Reparatrice Appar. Mot.* 1960, 46, 191–214.
290. Uchiyama S., Coert J. H., Bergland L., Amadio P. C., An K. N.: Method for the measurement of friction between tendon and pulley. *J. Orthop Res.* 1995, 13, 83–89.
291. Urbaniak J. R., Goldner J. L.: Laceration of the flexor pollicis longus tendon: delayed repair by advancement, free graft, or direct suture. *J. Bone Joint Surg.* 1973, 55A, 1123-1148.
292. Urbaniak J. R., Bright D. S., Gill L. H., Goldner J. L.: Vascularization and the gliding mechanism of free flexor tendon grafts inserted by the silicone rod method. *J. Bone Joint Surg. Am.* 1974, 56, 473-482.
293. Urbaniak, J.R., Cahill, J.D., Mortenson, R.A.: Tendon suturing methods: analysis of tensile strengths. *American Academy of Orthopaedic Surgeons Symposium on Tendons Surgery in the Hand.* St. Louis, Mosby, 1975, 70–80.
294. Urbaniak J. R.: Repair of the flexor pollicis longus. *Hand Clin.* 1985, 1, 69-76.
295. Urbaniak J. R., Roth J., Nunley A.: The results of replantation after amputation of a single finger. *J. Bone Joint Surg.* 1985, 67A, 611-619.
296. Valenti P., Gilbert A.: Two-stage flexor tendon grafting in children. *Hand Clin.* 2000, 573-578.
297. Verdan C. E.: Primary repair of flexor tendon. *J. Bone Joint Surg.* 1960, 42, 647-657.
298. Voerman V. F., v. Egmond J., Crul B. J.: Normal values for sensory thresholds in cervical dermatomes: a critical note on the use of Semmes-Weinstein monofilaments. *Am. J. Physical. Med. and Rehab.* 1999, 78, 24-29.
299. Wade P. J., Muir I. F., Hutcheon L. L.: Primary flexor tendon repair: the mechanical limitations of the modified Kessler technique. *J. Hand Surg.* 1986, 11B, 71–76.
300. Wade P. J., Wetherell R. G., Amis A. A.: Flexor tendon repair: significant gain in strength from the Halsted peripheral suture technique. *J. Hand Surg.* 1989, 14B, 232–235.
301. Walaszek I., Żyłuk A., Piotuch B.: Wczesne wyniki naprawy uszkodzeń ścięgien zginaczy w strefie II, zmodyfikowaną, czteronitkową metodą Stricklanda. *Pol. Przegl. Chir.* 2008, 78, 1185-1198.
302. Weber E. R.: Synovial fluid nutrition of flexor tendons. *Orthop. Res. Soc.* 1979, 4, 227.

-
303. Wehbe M. A., Hunter J. M.: Flexor tendon gliding in the hand. Part I. In vivo excursions. *J. Hand Surg.* 1985, 10A, 570–574.
 304. Wehbe M. A., Hunter J. M.: Flexor tendon gliding in the hand. Part II. Differential gliding. *J. Hand Surg.* 1985, 10A, 575–579.
 305. Wehbe M. A., Mawr B., Hunter J. M., Schneider L. H., Goodwyn B. L.: Two-stage flexor-tendon reconstruction: ten-year experience. *J. Bone Joint Surg.* 1986, 68A, 752–763.
 306. Wehbe M. A.: Tendon graft donor sites. *J. Hand Surg.* 1992, 17A, 1130-1132.
 307. Werdin F., Schaller H. E.: Kombinierte Beugsehnen-Und Nervenverletzungen der Hand. *Orhopaede.* 2008, 37, 1202-1209.
 308. Williams R. J., Amis A. A.: A new type of flexor tendon repair. Biomechanical evaluation by cyclic loading, ultimate strength and assessment of pulley friction in-vitro. *J. Hand Surg.* 1995, 20B, 578 –583.
 309. Wilson R. L.: Flexor tendon grafting. *Hand Clin.* 1985, 1, 97–107.
 310. Wilson S., Sammut D.: Flexor tendon graft attachment: A review of methods and a newly modified tendon graft attachment. *J. Hand Surg.* 2003, 28B, 116-120.
 311. Winspur I., Phelps D. B., Boswick J. A. Jr.: Staged reconstruction of flexor tendons with a silicone red and a “pedicled” sublimis transfer. *J. Plast. Reconstr. Surg.* 1978, 61, 756 –761.
 312. Zbrodowski A., Gajisin S., Grodecki J.: Mesotenons of digital flexor muscles and their vasculature. *Hand* 1981, 13, 231–238.
 313. Żyłuk A.: Metody usprawniania palców ręki po operacyjnym leczeniu uszkodzeń ścięgien zginaczy w strefie I i II. *Chir. Narządów Ruchu Ortop. Pol.* 1999, 64, 327-333.
 314. Żyłuk A.: Zespół nadwrażliwości na oziębienie - przegląd piśmiennictwa. *Chir. Narządów Ruchu Ortop. Pol.* 2006, 71, 97-102.

8. STRESZCZENIE

Leczenie uszkodzeń szpr u ludzi do dzisiaj jest trudne ze względu na tworzenie blizn i zrostów, które ograniczają ruchomość ścięgna. Szczególnie kłopotliwe jest leczenie uszkodzeń zastarzałych i tych, które dotyczą strefy pochewkowej, nazwanej przez Bunella „*no man's land*”, gdzie wyniki są najgorsze. Z tych względów zająłem się badaniami doświadczalnymi i klinicznymi nad leczeniem zastarzałych uszkodzeń szpr w „strefie ziemi niczyjej”. Badania doświadczalne polegały na zbadaniu wytrzymałości połączenia przeszczep ścięgna-paliczek kostny palca różnymi metodami zespolenia na modelu dla dorosłych i dzieci. Oceniałem biomechaniczną wytrzymałość zespolenia na zerwanie oraz wydłużenie przy obciążeniu 20 N. Pierwsza wartość określa maksymalną wytrzymałość zespolenia, druga wydłużenie przy sile 20 N, które jest graniczne dla zastosowania czynnego usprawniania. W badaniu doświadczalnym dla dorosłych posłużyłem się czterema modelami połączenia przeszczep ścięgna-paliczek kostny obrazującymi zespolenie przeszczepu ścięgna:

- z kikutem FDP (PI-FDP-A)
- poprzez kotwicę kostną (PI-A-A)
- poprzez wszycie w paliczek według Wilsona (PI-B-A)
- poprzez przeciągnięcie przeszczepu na płytkę paznokcia według Snowa i Little-
ra (PI-N-A)

W badaniu doświadczalnym dla dzieci posłużyłem się dwoma modelami tego połączenia obrazującymi zespolenie przeszczepu ścięgna

- z kikutem FDP (PI-FDP-C)
- poprzez kotwicę kostną (PI-A-C)

W grupie dorosłych największą wytrzymałość uzyskało połączenie za pomocą kotwicy, które uprawnia do czynnego usprawniania. Najmniejszą wytrzymałość zaobserwowałem w połączeniu według Snowa i Little'a o wartościach poniżej możliwości czynnego usprawniania. Pozostałe dwa połączenia uzyskały podobne wyniki wytrzymałości, uprawniające do ćwiczeń czynnych, jednak gorsze od połączenia PI-A-A.

W grupie dzieci połączenie PI-FDP-C wykazało właściwości biomechaniczne uprawniające do ćwiczeń czynnych w przeciwieństwie do połączenia PI-A-C, które nie kwalifikuje do takiego usprawniania.

Wydłużenie badanych próbek przy obciążeniu 20 N, zarówno w modelu dla dorosłych jak i dla dzieci, nakazuje ostrożność w usprawnianiu ze względu na zwiększone ryzyko braku zrostu przy powstaniu przerwy między paliczkiem, a przeszczepem ścięgna oraz utratę przesuwu ścięgna.

Badania kliniczne polegały na zastosowaniu protezy ścięgna własnego pomysłu oraz rozwiązań ocenianych w badaniu doświadczalnym w rekonstrukcji ścięgien zginaczy palców ręki u 18 chorych. U badanych chorych w rekonstrukcji użyłem pomysłu Panna-Cholevitch polegającym na użyciu odwróconego FDS jako przeszczepu. W ocenie wyników posłużyłem się badaniem funkcji ręki według Buck-Gramco, TAM i zmodyfikowanej skali Stricklanda oraz oceną siły, funkcji nerwów oraz oceną subiektywną według DASH.

Zaobserwowałem, że uszkodzenie nerwu towarzyszące pierwotnemu uszkodzeniu ścięgna pogarsza wyniki leczenia nawet w długim okresie obserwacji. W badaniu klinicznym obiektywnym i subiektywnym zaburzenia czucia wpływają niekorzystnie na wyniki leczenia.

Nietolerancja zimna może wystąpić także po urazie ścięgien bez uszkodzenia nerwu, ale w mniejszym natężeniu. Utrzymuje się ona również przy długim okresie obserwacji.

Jak wskazują wyniki kwestionariusza DASH, zauważone w badaniu klinicznym upośledzenie funkcji rekonstruowanego ścięgna zginacza palca ręki rzadko jest przyczyną znaczących dolegliwości ze strony chorego.

Uzyskane dobre wyniki w badaniu klinicznym zachęcają do dalszego stosowania protezy ścięgna własnego pomysłu.

9. SUMMARY

The treatment of flexor tendon injuries in humans is difficult because of scar and adhesion formation, that decrease the tendon range of motion. The treatment of inveterate lesions or injuries that are located in the tendon sheath zone, named by Bunnel the „no man’s land”, is particularly difficult and yield the worst results. For these reasons, I undertook clinical and experimental research on inveterate flexor tendon injuries in the „no man’s land”. In the experimental study, the durability of the connection between the tendon graft and the bone of the phalanx, in an adult and in a pediatric model, for different types of connection. The biomechanical resistance to rupture and the elongation at 20 N load was evaluated. The first value describes the maximal loading that the connection can resist without rupture, and the second value describes the elongation after loading of the connection 20 N force, which is considered to be the lowest force which allow active rehabilitation. In the experimental study in adults I used four different tendon graft – phalanx connections, as follows:

- with the FDP stump (PI-FDP-A)
- with bone anchor (PI-A-A)
- using the bone suture to the phalanx, as described by Wilson (PI-B-A)
- pulling the tendon graft out of the phalanx bone over the fingernail as described by Snow and Littler (PI-N-A)

In the experimental study in children I used two different tendon graft – phalanx connections, as follows:

- with the FDP stump (PI-FDP-C)
- with bone anchor (PI-A-C)

In the adult group, the strongest connection was with the use of the bone anchor, which allow active rehabilitation. The weakest connection was found to be the Snow and Littler method, which does not allow active rehabilitation. The following two connections performed similarly, and they allow active rehabilitation, however, they were found to be weaker than the PI-A-A connection.

In the pediatric group, the PI-FDP-C connection proved to be strong enough to allow active rehabilitation, in contrast to the PI-A-C connection, which doesn’t qualify to the active protocol.

The elongation after 20 N loading, both in adults as well as in children, demands caution when applying rehabilitation because of increased risk of nonunion after gap formation between the tendon graft and the phalanx bone.

In the clinical trial, I used an original tendon prosthesis of my own design, which I used in flexor tendon reconstruction in 18 patients. During surgery, the Paneva-Cholevitch flexor tendon reconstruction model was used, with the use of the inverted FDP tendon as graft. In the clinical evaluation, the Buck-Gramcko, TAM and Strickland modified scale was used, as well as grip force measurement, nerve function tests, and the DASH questionnaire.

I observed that a nerve lesion that accompanies the initial tendon lesion worsens the treatment results even after a long follow-up period. In both objective and subjective clinical evaluation the decreased touch sensibility negatively influenced treatment results.

Cold intolerance can occur after tendon lesions even without accompanying nerve injuries, however, it is not as intense as after nerve lesions. It remains also after a long follow-up period.

The DASH questionnaire shows that a decreased function of the reconstructed tendon is seldom the cause of major patient's complaints.

The obtained results encourage to use the described above original flexor tendon prosthesis.