

Kinga Ciemniewska-Gorzela

**Funkcja stawu kolanowego po rekonstrukcji
władła krzyżowego przedniego**

Rozprawa doktorska

Promotor:
Prof. dr hab. med. Andrzej Szulc
Katedra i Klinika Ortopedii i Traumatologii Dziecięcej
Uniwersytet Medyczny
im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu

Poznań 2010

Panu prof. dr hab. med. Andrzejowi Szulcowi
za zawsze cenne uwagi i wszelką pomoc.

Panu dr med. Tomaszowi Piontkowi i zespołowi Rehasport Clinic
dziękuję za cenne uwagi i pomoc w wykonaniu badań.

Spis treści

1. WSTĘP	9
1.1. Wprowadzenie	9
1.2. Uwagi anatomiczne	10
1.3. Biomechanika stawu kolanowego	14
1.3.1. Osie stawu kolanowego	14
1.3.2. Ruch rotacji w stawie kolanowym w płaszczyźnie strzałkowej	16
1.3.3. Ruch rotacji w stawie kolanowym w osi goleni	16
1.3.4. Stabilizacja przednio-tylna stawu kolanowego	17
1.3.5. Rola więzadeł krzyżowych w mechanicznej stabilizacji stawu kolanowego	17
1.3.6. Mięśnie zginacze i prostowniki stawu kolanowego i ich rola w stabilizacji przednio-tylnej stawu kolanowego w czasie różnych aktywności człowieka	19
1.3.6.1 Receptory mięśniowe i ich rola w kontroli pracy mięśni	21
1.3.7. Więzadło krzyżowe przednie, jako „narząd zmysłu”	22
1.4. Funkcja stawu kolanowego	24
1.4.1. Ocena funkcji stawu kolanowego	24
1.4.2. Kompleks kinematyczny stawu kolanowego	25
1.4.3. Propriocepcja a funkcja stawu kolanowego	26
1.4.3.1. Koncepcja Rivy	26
1.4.4. Siła mięśniowa a funkcja stawu kolanowego	29
1.4.4.1. Sposoby pomiaru siły mięśniowej	30
1.4.5. Subiektywne skale oceny dolegliwości stawu kolanowego	32
1.4.6. Testy oceny funkcjonalnej	34
1.5. Mechaniczna niestabilność przednio-tylna stawu kolanowego i sposoby jej pomiaru	35
1.5.1. Sposoby pomiaru przesunięcia przednio-tylnego goleni względem uda	35
1.5.2. Kryteria pomiaru niestabilności mechanicznej	36
1.6. Rekonstrukcja więzadła krzyżowego przedniego	37
2. ZAŁOŻENIA BADAWCZE I CELE PRACY	38
2.1. Założenia badawcze	38
2.2. Cele pracy	38
2.2.1. Cel główny pracy	38
2.2.2. Cele szczegółowe pracy	38
3. MATERIAŁ BADAŃ	39
3.1. Pochodzenie materiału badań	39
3.2. Kryteria doboru materiału badań	39
3.3. Kryteria wykluczające	39
3.4. Kryteria obojętne	39
3.5. Technika operacyjna	40

3.6. Postępowanie pooperacyjne	43
3.7. Charakterystyka materiału	45
3.8. Kryteria podziału.....	47
4. METODYKA BADAŃ	49
4.1 Harmonogram badań	49
4.2. Ocena kliniczna.....	49
4.3. Ocena sposobu kontroli wzrokowo-proprioceptywnej.....	49
4.4. Ocena izokinetyczna	52
4.5. Metodyka oceny wyników	55
4.5.1. Metodyka oceny badania klinicznego.....	55
4.5.1.1. Formularz subiektywnej oceny kolana IKDC 2000 (załącznik nr 1).....	55
4.5.1.2. 100 punktowa skala oceny stawu kolanowego wg Lysholma (załącznik nr 2)	56
4.5.1.3. Test Lachmana i test „szuflady przedniej”	56
4.5.2. Metodyka oceny badania sposobu kontroli wzrokowo proprioceptywnej.....	56
4.5.3. Metodyka oceny badania izokinetycznego	57
4.5.4. Analiza statystyczna wyników.....	58
5. WYNIKI	61
5.1. Wyniki badania klinicznego	61
5.1.1 Wyniki subiektywnej oceny kolana IKDC 2000 [tabele 8-13]	61
5.1.1.1. Wyniki subiektywnej oceny kolana IKDC 2000 dla wszystkich chorych.....	62
5.1.1.2. Wyniki subiektywnej oceny kolana IKDC 2000 dla chorych z grupy A	62
5.1.1.3. Wyniki subiektywnej oceny kolana IKDC 2000 dla chorych z grupy B	62
5.1.2. Wyniki oceny stawu kolanowego wg Lysholm'a.....	62
5.1.2.1. Wyniki oceny stawu kolanowego wg Lysholm'a dla wszystkich chorych	63
5.1.2.2. Wyniki oceny stawu kolanowego wg Lysholm'a dla chorych z grupy A	63
5.1.2.3. Wyniki oceny stawu kolanowego wg Lysholm'a dla chorych z grupy B	63
5.1.3. Wyniki testu Lachmana [tabele 14-22]	64
5.1.3.1. Wyniki testu Lachmana dla wszystkich chorych	64
5.1.3.1.1. Wyniki testu Lachmana dla wszystkich chorych dla kończyny zdrowej	64
5.1.3.1.2. Wyniki testu Lachmana dla wszystkich chorych dla kończyny chorej	64
5.1.3.1.3. Wyniki różnicy wartości testu Lachmana dla kończyny zdrowej i dla kończyny chorej dla wszystkich chorych	64
5.1.3.2. Wyniki testu Lachmana dla chorych z grupy A.....	65
5.1.3.2.1. Wyniki testu Lachmana dla chorych z grupy A dla kończyny zdrowej	65
5.1.3.2.2. Wyniki testu Lachmana dla chorych z grupy A dla kończyny chorej	65
5.1.3.2.3. Wyniki różnicy wartości testu Lachmana dla kończyny zdrowej i dla kończyny chorej dla chorych z grupy A	65
5.1.3.3. Wyniki testu Lachmana dla chorych z grupy B	65
5.1.3.3.1. Wyniki testu Lachmana dla chorych z grupy B dla kończyny zdrowej	65
5.1.3.3.2. Wyniki testu Lachmana dla chorych z grupy B dla kończyny chorej	66
5.1.3.3.3. Wyniki różnicy wartości dla testu Lachmana kończyna zdrowa – kończyna chora dla chorych z grupy B.....	66
5.1.4. Wyniki testu „szuflady przedniej” [tabele 23-31]	66
5.1.4.1. Wyniki testu „szuflady przedniej” dla obu grup.....	66
5.1.4.1.1. Wyniki testu „szuflady przedniej” dla obu grup dla kończyny zdrowej.....	66
5.1.4.1.2. Wyniki testu „szuflady przedniej” dla wszystkich chorych dla kończyny chorej	66

.....	66
5.1.4.1.3. Wyniki różnicy wartości dla testu „szuflady przedniej” kończyna zdrowa – kończyna chora dla wszystkich chorych	67
5.1.4.2. Wyniki testu „szuflady przedniej” dla chorych z grupy A.....	67
5.1.4.2.1. Wyniki testu „szuflady przedniej” dla chorych z grupy A dla kończyny zdrowej	67
5.1.4.2.2. Wyniki testu „szuflady przedniej” dla chorych z grupy A dla kończyny chorej	67
5.1.4.2.3. Wyniki różnicy wartości testu „szuflady przedniej” dla kończyny zdrowej i dla kończyny chorej dla chorych z grupy A	67
5.1.4.3. Wyniki testu „szuflady przedniej” dla chorych z grupy B	67
5.1.4.3.1. Wyniki testu „szuflady przedniej” dla chorych z grupy B dla kończyny zdrowej	67
5.1.4.3.2. Wyniki testu „szuflady przedniej” dla chorych z grupy B dla kończyny chorej	68
5.1.4.3.3. Wyniki różnicy wartości dla testu „szuflady przedniej” kończyna zdrowa dla kończyny chorej dla chorych z grupy B	68
5.2. Wyniki badania sposobu kontroli – wzrokowo – proprioceptywnej [tabele 32-37]	68
5.2.1. Wyniki badania sposobu kontroli – wzrokowo – proprioceptywnej dla wszystkich chorych....	68
5.2.1.1. Wyniki badania sposobu kontroli – wzrokowo – proprioceptywnej dla wszystkich chorych dla kończyny zdrowej	69
5.2.1.2. Wyniki badania sposobu kontroli – wzrokowo – proprioceptywnej dla wszystkich chorych dla kończyny chorej	69
5.2.2. Wyniki badania sposobu kontroli – wzrokowo – proprioceptywnej dla chorych z grupy A	69
5.2.2.1. Wyniki badania sposobu kontroli – wzrokowo – proprioceptywnej dla chorych z grupy A dla kończyny zdrowej	69
5.2.2.2. Wyniki badania sposobu kontroli – wzrokowo – proprioceptywnej dla chorych z grupy A dla kończyny chorej	70
5.2.3. Wyniki badania sposobu kontroli – wzrokowo – proprioceptywnej dla chorych z grupy B	70
5.2.3.1. Wyniki badania sposobu kontroli – wzrokowo – proprioceptywnej dla chorych z grupy B dla kończyny zdrowej	70
5.2.3.2. Wyniki badania sposobu kontroli – wzrokowo – proprioceptywnej dla chorych z grupy B dla kończyny chorej	70
5.3. Wyniki badania izokinetycznego [tabele 38-45]	71
5.3.1. Wyniki badania izokinetycznego dla wszystkich chorych	71
5.3.1.1. Wyniki badania izokinetycznego dla wszystkich chorych dla kończyny zdrowej	71
5.3.1.2. Wyniki badania izokinetycznego dla wszystkich chorych dla kończyny chorej	72
5.3.1.3. Wyniki badania izokinetycznego, porównanie kończyna zdrowa dla kończyny chorej dla wszystkich chorych	72
5.3.2. Wyniki badania izokinetycznego dla chorych z grupy A	72
5.3.2.1. Wyniki badania izokinetycznego dla chorych z grupy A dla kończyny zdrowej	72
5.3.2.2. Wyniki badania izokinetycznego dla chorych z grupy A dla kończyny chorej	73
5.3.2.3. Wyniki badania izokinetycznego, porównanie kończyna zdrowa dla kończyny chorej dla chorych z grupy A	73
5.3.3. Wyniki badania izokinetycznego dla chorych z grupy B	73
5.3.3.1. Wyniki badania izokinetycznego dla chorych z grupy B dla kończyny zdrowej	73
5.3.3.2. Wyniki badania izokinetycznego dla chorych z grupy B dla kończyny chorej	74
5.3.3.3. Wyniki badania izokinetycznego, porównanie kończyna zdrowa dla kończyny chorej dla chorych z grupy B	74
5.4. Analiza porównawcza uzyskanych wyników	75
5.4.1. Analiza porównawcza wyników badania klinicznego	75
5.4.1.1. Analiza porównawcza wyników subiektywnej oceny kolana IKDC 2000	75
5.4.1.2. Analiza porównawcza wyników skali oceny stawu kolanowego wg Lysholma	75
5.4.1.2.1. Korelacja wyników skali oceny stawu kolanowego wg Lysholma i subiektywnej oceny kolana IKDC 2000 – kontrola wewnętrzna dla wszystkich badanych	

.....	76
5.4.1.2.2.. Korelacja wyników skali oceny stawu kolanowego wg Lysholma i subiektywnej oceny kolana IKDC 2000 – kontrola wewnętrzna dla badanych grupy A ...	76
5.4.1.2.3. Korelacja wyników skali oceny stawu kolanowego wg Lysholma i subiektywnej oceny kolana IKDC 2000 – kontrola wewnętrzna dla badanych grupy B ...	76
5.4.1.3. Analiza porównawcza wyników testu Lachmana	76
5.4.1.3.1. Analiza porównawcza wyników testu Lachmana między grupami	76
5.4.1.3.2. Analiza porównawcza wyników testu Lachmana między kończyną zdrową a chora	76
5.4.1.4. Analiza porównawcza wyników testu „szuflady przedniej”	76
5.4.1.4.1. Analiza porównawcza wyników testu „szuflady przedniej” między grupami.....	76
5.4.1.4.2. Analiza porównawcza wyników testu „szuflady przedniej” między kończyną zdrową a chora	77
5.4.2. Analiza porównawcza wyników badania kontroli wzrokowo-proprioceptywnej [tabele: 56 – 65]	77
5.4.2.1. Analiza porównawcza wyników badania kontroli wzrokowo-proprioceptywnej między grupami.....	77
5.4.3. Analiza porównawcza wyników badania izokinetycznego [tabele 66-76]	80
5.4.3.1. Analiza porównawcza wyników badania izokinetycznego między grupami.....	80
5.4.3.2. Analiza porównawcza wyników badania izokinetycznego między kończyną zdrową a chora	82
5.5. Podsumowanie wyników.....	82
5.6. Określenie zależności między wybranymi parametrami oceny izokinetycznej a wynikami oceny klinicznej.....	83
5.6.1. Zależności między wybranymi parametrami oceny izokinetycznej a wynikami oceny klinicznej dla ogółu badanych	84
5.6.1.1. Korelacje między wynikami oceny izokinetycznej a subiektywnymi skalami oceny funkcji stawu kolanowego	84
5.6.1.2. Korelacje skal między wynikami oceny izokinetycznej a subiektywnymi skalami oceny funkcji stawu kolanowego	84
5.6.1.3. Korelacje między wynikami oceny izokinetycznej a wynikami oceny stabilności mechanicznej stawu kolanowego	85
5.6.1.4. Korelacje skal między wynikami oceny izokinetycznej a wynikami oceny stabilności mechanicznej stawu kolanowego	85
5.6.2. Zależności między wybranymi parametrami oceny izokinetycznej a wynikami oceny klinicznej dla badanych z grupy A	85
5.6.2.1. Korelacje między wynikami oceny izokinetycznej a subiektywnymi skalami oceny funkcji stawu kolanowego	85
5.6.2.2. Korelacje skal między wynikami oceny izokinetycznej a subiektywnymi skalami oceny funkcji stawu kolanowego	86
5.6.2.3. Korelacje między wynikami oceny izokinetycznej a wynikami oceny stabilności mechanicznej stawu kolanowego	86
5.6.2.4. Korelacje skal między wynikami oceny izokinetycznej a wynikami skal oceny stabilności mechanicznej stawu kolanowego	86
5.6.3. Zależności między wybranymi parametrami oceny izokinetycznej a wynikami oceny klinicznej dla badanych z grupy B	87
5.6.3.1. Korelacje między wynikami oceny izokinetycznej a subiektywnymi skalami oceny funkcji stawu kolanowego	87
5.6.3.2. Korelacje skal między wynikami oceny izokinetycznej a subiektywnymi skalami oceny funkcji stawu kolanowego	87
5.6.3.3. Korelacje między wynikami oceny izokinetycznej a wynikami oceny stabilności mechanicznej stawu kolanowego	87
5.6.3.4. Korelacje skal między wynikami oceny izokinetycznej a wynikami oceny stabilności mechanicznej stawu kolanowego	87
5.7. Określenie zależności między wynikami wybranych parametrów oceny izokinetycznej a	

wybranymi parametrami oceny sposobu kontroli wzrokowo - proprioceptywnej	87
5.7.1. Zależności między wybranymi parametrami oceny izokinetycznej a wybranymi parametrami oceny sposobu kontroli wzrokowo - proprioceptywnej dla ogółu badanych	88
5.7.2. Zależności między wynikami skal wybranych parametrów oceny izokinetycznej a wybranymi parametrami oceny sposobu kontroli wzrokowo - proprioceptywnej dla ogółu badanych	88
5.7.3. Zależności między wybranymi parametrami oceny izokinetycznej a wybranymi parametrami oceny sposobu kontroli wzrokowo - proprioceptywnej dla badanych z grupy A	89
5.7.4. Zależności między wynikami skal wybranych parametrów oceny izokinetycznej a wybranymi parametrami oceny sposobu kontroli wzrokowo - proprioceptywnej dla badanych z grupy A	89
5.7.5. Zależności między wybranymi parametrami oceny izokinetycznej a wybranymi parametrami oceny sposobu kontroli wzrokowo - proprioceptywnej dla badanych z grupy B	90
5.7.6. Zależności między wynikami skal wybranych parametrów oceny izokinetycznej a wybranymi parametrami oceny sposobu kontroli wzrokowo - proprioceptywnej dla badanych z grupy B	90
5.8. Określenie zależności między wynikami oceny klinicznej od wybranych parametrów oceny sposobu kontroli wzrokowo - proprioceptywnej.....	91
5.8.1. Zależności między wybranymi parametrami oceny klinicznej a wybranymi parametrami oceny sposobu kontroli wzrokowo - proprioceptywnej dla ogółu badanych	91
5.8.1.1. Korelacja między oceną sposobu kontroli wzrokowo-proprioceptywnej a wynikami oceny subiektywnej funkcji kolana	91
5.8.1.2. Korelacja skal między oceną sposobu kontroli wzrokowo-proprioceptywnej a wynikami oceny subiektywnej funkcji kolana	91
5.8.1.3. Korelacja między oceną sposobu kontroli wzrokowo-proprioceptywnej a wynikami oceny stabilności mechanicznej stawu kolanowego	92
5.8.1.4. Korelacja skal między oceną sposobu kontroli wzrokowo-proprioceptywnej a wynikami oceny stabilności mechanicznej stawu kolanowego.....	92
5.8.2. Zależności między wybranymi parametrami oceny klinicznej a wybranymi parametrami oceny sposobu kontroli wzrokowo - proprioceptywnej dla badanych z grupy A	92
5.8.2.1. Korelacja między oceną sposobu kontroli wzrokowo-proprioceptywnej a wynikami oceny subiektywnej funkcji kolana	92
5.8.2.2. Korelacja skal między oceną sposobu kontroli wzrokowo-proprioceptywnej a wynikami oceny subiektywnej funkcji kolana	93
5.8.2.3. Korelacja między wynikami oceny sposobu kontroli wzrokowo-proprioceptywnej a wynikami oceny stabilności mechanicznej stawu kolanowego	93
5.8.2.4. Korelacja skal między oceną sposobu kontroli wzrokowo-proprioceptywnej a wynikami oceny stabilności mechanicznej stawu kolanowego.....	93
5.8.3. Zależności między wybranymi parametrami oceny klinicznej a wybranymi parametrami oceny sposobu kontroli wzrokowo - proprioceptywnej dla badanych z grupy B	93
5.8.3.1. Korelacja między wynikami oceny sposobu kontroli wzrokowo-proprioceptywnej a wynikami oceny subiektywnej funkcji kolana	93
5.8.3.2. Korelacja skal między oceną sposobu kontroli wzrokowo-proprioceptywnej a wynikami oceny subiektywnej funkcji kolana	94
5.8.3.3. Korelacja między wynikami oceny sposobu kontroli wzrokowo-proprioceptywnej a wynikami oceny stabilności mechanicznej stawu kolanowego	94
5.8.3.4. Korelacja skal między oceną sposobu kontroli wzrokowo-proprioceptywnej a wynikami oceny stabilności mechanicznej stawu kolanowego.....	94
5.8.4. Zależności między wybranymi parametrami oceny klinicznej.....	94
5.8.4.1. Korelacja między wynikami oceny subiektywnej funkcji stawu kolanowego a wynikami oceny stabilności mechanicznej stawu kolanowego dla ogółu badanych	94
5.8.4.2. Korelacja skal między wynikami oceny subiektywnej funkcji stawu kolanowego a wynikami oceny stabilności mechanicznej stawu kolanowego dla ogółu badanych.....	95
5.8.4.3. Korelacja między wynikami oceny subiektywnej funkcji stawu kolanowego a wynikami oceny stabilności mechanicznej stawu kolanowego dla badanych z grupy A	95
5.8.4.4. Korelacja skal między wynikami oceny subiektywnej funkcji stawu kolanowego a wynikami oceny stabilności mechanicznej stawu kolanowego dla badanych z grupy A.....	95
5.8.4.5. Korelacja między wynikami oceny subiektywnej funkcji stawu kolanowego a wynikami oceny stabilności mechanicznej stawu kolanowego dla badanych z grupy B	95
5.8.4.6. Korelacja skal między wynikami oceny subiektywnej funkcji stawu kolanowego a	

wynikami oceny stabilności mechanicznej stawu kolanowego dla badanych z grupy B.....	95
5.8.4.7. Korelacja między wynikami pozostałych parametrów oceny klinicznej dla ogółu badanych	96
5.8.4.8. Korelacja między wynikami pozostałych parametrów oceny klinicznej dla badanych z grupy A	96
5.8.4.9. Korelacja między wynikami pozostałych parametrów oceny klinicznej dla badanych z grupy B	96
6. DYSKUSJA	97
6.1. Omówienie materiału badań	97
6.2. Omówienie metodyki badań	97
6.2.1. Kliniczna przydatność subiektywnych skal oceny funkcji kolana	97
6.2.2. Kliniczna wartość oceny stabilności mechanicznej kolana za pomocą urządzenia „Rolimeter”	98
6.2.3. Przydatność oceny sposobu kontroli wzrokowo-proprioceptywnej w badaniach klinicznych ..	99
6.2.4. Użyteczność oceny izokinetycznej siły mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego w badaniach klinicznych	100
6.3. Omówienie uzyskanych wyników w świetle piśmiennictwa.....	100
6.3.1. Odtworzenie stabilności mechanicznej a ocena subiektywna funkcji kolana	100
6.3.2. Omówienie wyników oceny izokinetycznej mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego u pacjentów po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego	102
6.3.3. Omówienie oceny sposobu kontroli wzrokowo – proprioceptywnej u chorych po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego w statycznym i dynamicznym teście Rivy	103
6.3.4. Omówienie zależności między wynikami oceny klinicznej i oceny izokinetycznej mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego u pacjentów po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego	103
6.3.5. Omówienie zależności między wynikami oceny klinicznej i oceny sposobu kontroli wzrokowo – proprioceptywnej u chorych po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego	106
6.3.6. Omówienie zależności między wynikami oceny izokinetycznej mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego i oceny sposobu kontroli wzrokowo – proprioceptywnej u chorych po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego	107
6.4. Podsumowanie.....	107
7. WNIOSKI.....	109
8. STRESZCZENIE.....	110
9. PIŚMIENNICTWO.....	118

1. WSTĘP

- 1.1 Wprowadzenie
- 1.2. Uwagi anatomiczne
- 1.3. Biomechanika stawu kolanowego
 - 1.3.1. Osie stawu kolanowego
 - 1.3.2. Ruch rotacji w stawie kolanowym w płaszczyźnie strzałkowej
 - 1.3.3. Ruch rotacji w stawie kolanowym w osi goleni
 - 1.3.4. Stabilizacja przednio-tylna stawu kolanowego
 - 1.3.5. Rola więzadeł krzyżowych w mechanicznej stabilizacji stawu kolanowego
 - 1.3.6. Mięśnie zginacze i prostowniki stawu kolanowego i ich rola w stabilizacji przednio-tylnej stawu kolanowego w czasie różnych aktywności człowieka
 - 1.3.7. Węzadło krzyżowe przednie, jako „narząd zmysłu”
- 1.4. Funkcja stawu kolanowego
 - 1.4.1. Ocena funkcji stawu kolanowego
 - 1.4.2. Kompleks kinematyczny stawu kolanowego
 - 1.4.3. Propriocepcja a funkcja stawu kolanowego
 - 1.4.3.1. Koncepcja Rivy
 - 1.4.4. Siła mięśniowa a funkcja stawu kolanowego
 - 1.4.4.1. Sposoby pomiaru siły mięśniowej
 - 1.4.5. Subiektywne skale oceny dolegliwości stawu kolanowego
 - 1.4.6. Testy funkcjonalnej oceny
- 1.5. Mechaniczna niestabilność przednio-tylna stawu kolanowego i sposoby jej pomiaru
 - 1.5.2. Kryteria pomiaru niestabilności mechanicznej
- 1.6. Rekonstrukcja więzadła krzyżowego przedniego

1.1. Wprowadzenie

Uszkodzenie więzadła krzyżowego przedniego stanowi około 50% wszystkich obrażeń wewnętrznych stawu kolanowego po jego urazie [68]. Sytuacja ta prowadzi do niestabilności stawu kolanowego a w konsekwencji do rozwoju wczesnych zmian zwyrodnieniowych stawu [25,57,61,73,74,87]. W celu zapobieżenia powstawaniu tych zmian wykonuje się rekonstrukcje więzadła krzyżowego przedniego. Rozwinięcie się technik operacji artroskopowych stawu kolanowego spowodowało, że rekonstrukcja więzadła krzyżowego przedniego stała się operacją, która w stosunkowo niewielkim stopniu uszkadza inne struktury stawu. Do rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego wykorzystuje się najczęściej 1/3 środkową więzadła rzepki (przeszczep kość-więzadło-kość -PBTB) [25,91], ścięgna mięśni półścięgnistego i smukłego [71] oraz allografty, trwają też prace nad biomateriałami i materiałami syntetycznym. Istnieją też dwa główne modele stabilizacji przeszczepu. „Rigid-fix” [21,90], stabilizacja przeszczepów w kości gąbczastej za pomocą śrub (kiedyś tytanowych lub stalowych obecnie również z materiałów biowchłaniających) lub pinów [21,90] oraz systemy typu „Endo-baton” [21,90] „zawieszające” przeszczep ścięgna na korówce zewnętrznej kości udowej za pomocą taśm i nici niewchłaniających oraz specjalnych małych płytek tytanowych [21,90]. Systemy typu „Endo-baton” przez możliwość wykorzystania tylko ścięgna mięśnia półścięgnistego pozwalają zminimalizować traumatyzację okolicznych tkanek [21,90]. Duża skuteczność rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego w stabilizacji

mechanicznej stawu kolanowego zachęciła wielu ortopedów do poszukiwania coraz to lepszych technik operacyjnych w celu zwiększenia mechanicznej wytrzymałości przeszczepu i miejsca jego fiksacji oraz skrócenia czasu operacji jak i późniejszej rehabilitacji. Okazuje się jednak, że dobra stabilizacja mechaniczna stawu kolanowego to tylko jeden z elementów, który daje szansę odzyskania jego prawidłowej funkcji. Badania wielu autorów [1,6,12,13,20,50,57,61,79,84,86,99] wskazują, że istnieją przynajmniej trzy mechanizmy prowadzące do rozwoju niestabilności stawu kolanowego (określanej dalej przeze mnie „utrata funkcji stawu kolanowego”) po uszkodzeniu więzadła krzyżowego przedniego. Po pierwsze, uszkodzenie więzadła krzyżowego przedniego jako biernego stabilizatora stawu kolanowego prowadzi do mechanicznej niestabilności stawu. Po drugie, zniszczeniu ulegają mechanoreceptory i wolne zakończenia nerwowe znajdujące się w więzadle (głównie w okolicy jego przyczepów), co prowadzi do przerywania dróg czucia głębokiego prowadzących informacje z receptorów więzadłowych, z następowym zaburzeniem koordynacji mięśni kontrolujących staw kolanowy. Po trzecie, zwiększona, nieprawidłowa ruchomość niestabilnego stawu kolanowego wywołuje zmienione reakcje mechanoreceptorów innych struktur stawowych, co prawdopodobnie powoduje w ośrodkowym układzie nerwowym (OUN) powstawanie zaburzonych informacji będących źródłem błędnych wrażeń pozycji i ruchu uszkodzonego stawu. Taka sytuacja może prowadzić do zaburzenia koordynacji nerwowo – mięśniowej mięśni kontrolujących staw kolanowy [1,6,12,13,57,86,99]. Dane powyższe wskazują na konieczność analizowania problemu uszkodzenia więzadła krzyżowego przedniego i spowodowanej tym niestabilności stawu kolanowego w kontekście tzw. „kompleksu kinematycznego stawu kolanowego”. Przywrócenie dobrej stabilizacji mechanicznej oraz właściwych dynamicznych interakcji między OUN a receptorami i efektorami „kompleksu kinematycznego stawu kolanowego” pozwala na odzyskanie prawidłowej funkcji stawu. Podkreślony wyżej dynamiczny charakter interakcji układ nerwowy – układ mięśniowo-szkieletowy wymaga również dynamicznych testów dla jego oceny.

1.2. Uwagi anatomiczne

Staw kolanowy jest anatomicznie złożonym stawem łączącym kość udową z kością piszczelową. Jego szkielet kostny stanowią: nasada dalsza kości udowej i nasada bliższa kości piszczelowej, które tworzą staw udowo- piszczelowy oraz rzepka formująca wraz z powierzchnią rzepkową kości udowej staw rzepkowo-udowy. Stawy te obejmuje wspólna torebka stawowa tak, że przestrzenie międzystawowe obydwu stawów komunikują się bezpośrednio ze sobą. Nasada dalsza kości udowej ma kształt podobny do dwóch połączonych płóz (kłykiec boczny i przyśrodkowy kości udowej). Przestrzeń między kłykciami kości udowej nazywa się wcięciem międzykłykciowym. Dwie dość płaskie powierzchnie stawowe kłykci kości piszczelowej przedziela w linii środkowej wyniosłość międzykłykciowa [29].

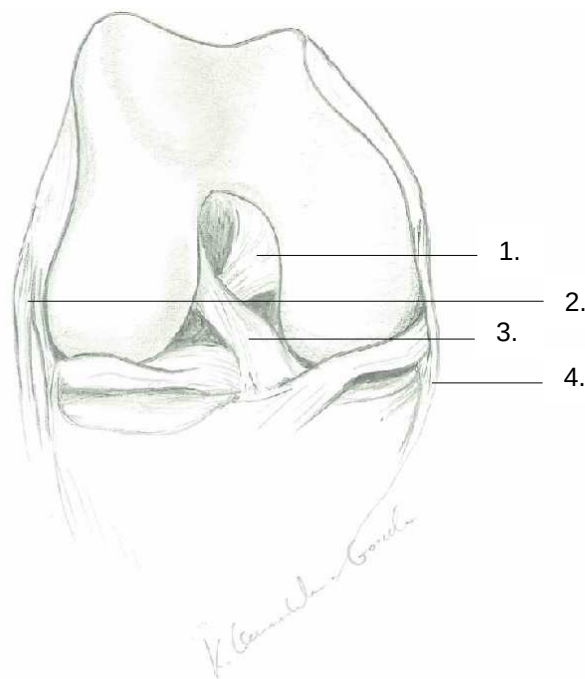
Powierzchnie stawowe kości udowej i piszczelowej oddzielają dwie łąkotki: przyśrodkowa i boczna. Łąkotki mają kształt półksiężyców, które bardzo dobrze dopasowują obie powierzchnie

stawu udowo-piszczelowego. Łąkotki przyczepiają się do kości piszczelowej za pomocą miękkich pasm łącznotkankowych. Przyczepy rogów łąkotki bocznej położone są blisko siebie a jej „więzadło wieńcowe” luźne dzięki temu łąkotka boczna ma stosunkowo dużą ruchomość. Przyczepy rogów łąkotki przyśrodkowej położone są daleko od siebie. Takie położenie ogranicza ruchy w obrębie wklęsłego kłykcia przyśrodkowego kości piszczelowej [29].

Torebka stawowa od góry przyczepia się ok. 3 cm powyżej rzepki i tworzy kaletkę nadrzepkową; od tyłu sięga przyczepu mięśnia brzuchatego łydki; na stronie bocznej zakręca ku dołowi do nadkłykcia bocznego kości udowej, gdzie przyczepia się ścięgno mięśnia podkolanowego i więzadło poboczne strzałkowe; od dołu uwypukla się powyżej łąkotki bocznej, zachodząc na kość piszczelową. Węzadła krzyżowe stawu kolanowego zlokalizowane są pozastawowo (na zewnątrz torebki stawowej) [29].

Węzadła stawu kolanowego

- Węzadło poboczne piszczelowe (MCL) przebiega od nadkłykcia kości udowej do kłykcia kości piszczelowej (przyczepy zaznaczono na rysunku (ryc.1). Od więzadła pobocznego piszczelowego odchodzą włókna stabilizujące do łąkotki przyśrodkowej [10,21,26,29,60].
- Węzadło poboczne strzałkowe (LCL) przebiega od nadkłykcia bocznego kości udowej do głowy strzałki oraz część jego pasma tzw. więzadło podkolanowe skośne przyczepia się do powierzchni tylnej kłykcia bocznego kości piszczelowej (przyczepy zaznaczono na (ryc.1). Węzadło poboczne strzałkowe nie ma połączenia z łąkotką boczną [10,21,26,29,60].
- Węzadło krzyżowe przednie (ACL): jego przyczep piszczelowy znajduje się w tzw. dołku międzykłykciowym przednim kości piszczelowej między rogiem przednim łąkotki przyśrodkowej i rogiem tylnym łąkotki bocznej. Biegnie skośnie do góry i do boku do tylnej części powierzchni przyśrodkowej kłykcie bocznego kości udowej (ryc.1). Niektórzy autorzy wyróżniają dwa lub trzy pęczki więzadła, inni zwracają uwagę, że więzadło stanowi w rzeczywistości jedną całość mającą kształt taśmy, a napinanie się poszczególnych jego części w czasie ruchu jest charakterystyczne dla napięć obserwowanych dla tego typu cięgna [10,21,26,29,60].
- Węzadło krzyżowe tylne (PCL): jego przyczep piszczelowy znajduje się na powierzchni tylnej nasady kości piszczelowej. Biegnie skośnie do góry i do przyśrodku do przedniej części powierzchni bocznej kłykcie przyśrodkowego kości udowej (ryc.1.). Podobnie jak w przypadku więzadła krzyżowego przedniego, niektórzy autorzy wyróżniają dwa pęczki więzadła, inni zwracają uwagę, że więzadło stanowi w rzeczywistości jedną całość mającą kształt taśmy [10,21,26,29,60].



Ryc.1. Schemat więzadeł stabilizujących staw kolanowy: 1 – PCL, 2 – LCL, 3 – ACL, 4 - MCL

Unaczynienie

Unaczynienie tętnicze kolana pochodzi głównie od tętnicy podkolanowej. Odchodzące od niej gałęzie tętnicze: tętnica górna przyśrodkowa kolana, tętnica górna boczna kolana, tętnica dolna przyśrodkowa kolana, tętnica dolna boczna kolana tworzą sieć stawową kolana. Jedynie tętnica środkowa kolana nie bierze udziału w tworzeniu sieci stawowej kolana. Dodatkowo od góry i od strony przyśrodkowej uda biegnie tętnica zstępująca kolana od tętnicy udowej. Od dołu i od strony bocznej biegnie tętnica wsteczna piszczelowa przednia, odchodząca od tętnicy piszczelowej przedniej [29].

Krew żylna spływa przez siatkę naczyń żylnych głębokich towarzyszących naczyniom tętnicznym oraz przez dopływy naczyń żylnych do żył: odpiszczelowej i odstrzałkowej [29].

Unerwienie

Unerwienie okolicy stawu kolanowego i samego stawu pochodzi od nerwów: strzałkowego wspólnego i piszczelowego. Unerwienie skóry okolicy kolana pochodzi od gałęzi skórnych nerwu udowego od przodu oraz od gałęzi nerwu skórnego uda tylnego i gałęzi skórny nerwu strzałkowego od tyłu [29].

Kaletki okolicy stawu kolanowego

W okolicy stawu kolanowego wyróżnić można 8 kaletek: kaletka nadrzepkowa znajdująca się między powierzchnią przednią kości udowej a ścięgnem mięśnia czworogłowego uda; zachyłek podkolanowy- między ścięgnem mięśnia podkolanowego a kłykiem bocznym kości piszczelowej; kaletka gęsia – oddziela ścięgna mięśnia krawieckiego, smukłego i półścięgnistego; kaletka przyśrodkowa mięśnia brzuchatego łydki – leży pod przyczepem bliższym ścięgna głowy przyśrodkowej mięśnia brzuchatego łydki; kaletka mięśnia półbłoniastego – między głową

przyśrodkową mięśnia brzuchatego łydki a ścięgnem mięśnia półbłoniastego; kaletka podskórna przedrzepkowa – leży między skórą a przednią powierzchnią rzepki, kaletka podskórna podrzepkowa – leży między skórą a guzowatością piszczeli; kaletka podrzepkowa głęboka – leży między więzadłem rzepki a przednią powierzchnią kości piszczelowej [29].

Mięśnie działające na staw kolanowy

- Mięsień napinacz powięzi szerokiej i pośladkowy wielki - przyczepia się od kolca biodrowego przedniego górnego i przedniej części grzebienia biodrowego przez pasmo biodrowo-piszczelowe do kłykcia bocznego kości piszczelowej.
- Mięsień krawiecki – od kolca biodrowego przedniego górnego i górnej części wcięcia poniżej kolca do górnej części przyśrodkowej powierzchni kości piszczelowej.
- Mięsień czworogłowy uda:
 - o M. prosty uda – od kolca biodrowego przedniego dolnego i powierzchni kości biodrowej nad panewką do podstawy rzepki oraz za pomocą więzadła rzepki do guzowatości piszczeli,
 - o M. obszerny boczny – od krętarza większego i wargi bocznej kresy chropawej do podstawy rzepki oraz za pomocą więzadła rzepki do guzowatości piszczeli,
 - o M. obszerny przyśrodkowy – od kresy międzykrętarzowej i wargi przyśrodkowej kresy chropawej kości udowej do podstawy rzepki oraz za pomocą więzadła rzepki do guzowatości piszczeli,
 - o M. obszerny pośredni – od przedniej i bocznej powierzchni trzonu kości udowej do podstawy rzepki oraz za pomocą więzadła rzepki do guzowatości piszczeli.
- Mięsień smukły – od trzonu i gałęzi dolnej kości łonowej do górnej części przyśrodkowej powierzchni kości piszczelowej.
- Mięsień półbłoniasty – od guza kulszowego do powierzchni przyśrodkowej części górnej kości piszczelowej.
- Mięsień półścięgnisty – od guza kulszowego do górnej części przyśrodkowej powierzchni kości piszczelowej.
- Mięsień dwugłowy uda
 - o Głowa długa od guza kulszowego
 - o Głowa krótka od kresy chropawej i kresy nadkłykciowej bocznej kości udowej, obie głowy kończą się wspólnym ścięgnem przyczepiającym się do powierzchni bocznej głowy strzałki (ścięgno rozdzielone przez więzadło poboczne strzałkowe kolana).
- Mięsień brzuchaty łydki:
 - o Głowa boczna- od części bocznej kłykcia bocznego kości udowej,
 - o Głowa przyśrodkowa – od powierzchni podkolanowej kości udowej i powyżej kłykcia przyśrodkowego kości udowej, obie głowy kończą się ścięgnem Achillesa, które przyczepia się do powierzchni tylnej kości piętowej.

- Mięsień podeszwowy – od końca dolnego kresy nadkłykciowej bocznej kości udowej i więzadła podkolanowego skośnego wąskim pasmem ścięgnistym biegnie do przyśrodkowej części powierzchni tylnej kości piętowej.
- Mięsień podkolanowy – od powierzchni tylnej kłykcia bocznego kości udowej i ławotki bocznej do powierzchni tylnej kości piszczelowej powyżej kresy mięśnia płaszczkowatego.
- Mięsień stawowy kolana (m. articularis genus) opisywany przez niektórych autorów (Grant 1999r) leży głęboko pod mięśniem obszernym pośrednim. Zbudowany jest z włókien odchodzących z powierzchni przedniej kości udowej i przyczepiających się do torebki stawowej stawu kolanowego. Mięsień ten napina torebkę stawową podczas prostowania stawu kolanowego [29].

1.3. Biomechanika stawu kolanowego

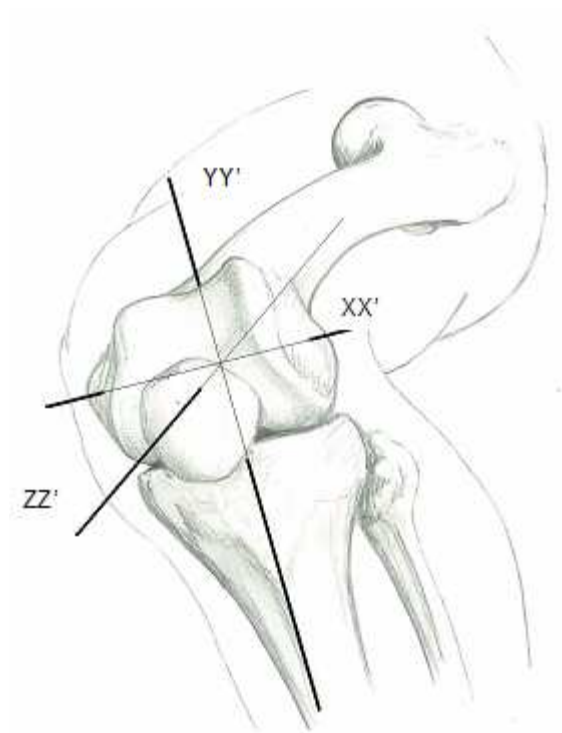
1.3.1. Osie stawu kolanowego

Staw kolanowy określany jest najczęściej jako staw jednoosiowy (mający jeden stopień swobody – co umożliwia ruch w stawie w jednej płaszczyźnie). Dokładniejsze opracowania wskazują na istnienie jeszcze jednego lub dwóch stopni swobody dla stawu kolanowego umożliwiających niewielkie ruchy w innych płaszczyznach mające jednak mniej istotne znaczenie dla funkcji kolana.

1. Pierwszy i zarazem podstawowy dla stawu kolanowego stopień swobody jest związany z poprzeczną osią stawu kolanowego XX' . Oś poprzeczna leży w płaszczyźnie czołowej i biegnie horyzontalnie przez obydwa kłykcie kości udowych. (ryc.2.) Jest to oś obrotu dla ruchów zgięcia i prostowania stawu kolanowego. Jej lokalizacja zmienia się w zależności od pozycji w stawie.

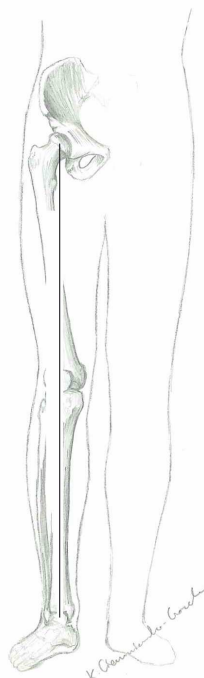
2. Drugi stopień swobody umożliwia ruch rotacji kolana wzdłuż długiej osi goleni przy zgiętym stawie kolanowym. Budowa kolana uniemożliwia ruch tego typu w stawie przy wyprostowanej w kolanie kończynie. Przebieg osi rotacji w „płaszczyźnie horyzontalnej” YY' ilustruje rycina. (ryc.2.) Cudzysłów wskazuje, że użyte pojęcie płaszczyzny horyzontalnej w tym wypadku jest nieścisłe ponieważ w rzeczywistości położenie płaszczyzny tego ruchu jest zmienne i zależy od stopnia zgięcia w stawie kolanowym, natomiast ruch rotacji w rzeczywistej płaszczyźnie horyzontalnej (przy wyprostowanym kolanie) jest dla normalnego stawu kolanowego niemożliwy. W pracy tej jednak dla uproszczenia będę się dalej posługiwać pojęciem „płaszczyzny horyzontalnej” w cudzysłowie dla opisywania tego rodzaju ruchu.

3. Oś ZZ' przedstawiona na rycinie 2 (ryc.2.) jest osią rotacji w płaszczyźnie czołowej. Nie jest to jednak ruch na tyle istotny, żeby można było opisywać tę oś jako trzeci stopień swobody stawu kolanowego. Wychylenia w płaszczyźnie czołowej rzędu kilku stopni są możliwe przy zgiętym stawie kolanowym natomiast są niemożliwe do wykonania w wyproście. Nadmierna ruchomość w tej płaszczyźnie wskazuje na uszkodzenie więzadeł stawu [60,93].



Ryc.2. Osie stawu kolanowego

Oś mechaniczna kończyny dolnej określana w pozycji stojącej jest to linia łącząca środki stawu biodrowego, kolanowego i skokowego górnego. Dla prawidłowo zosiuwanej kończyny środek stawu kolanowego nie powinien odchyłać się od linii łączącej środek biodra i stawu skokowego górnego więcej niż 3 mm (ryc.3.) [60,93].



Ryc.3. Oś mechaniczna kończyny dolnej

1.3.2. Ruch rotacji w stawie kolanowym w płaszczyźnie strzałkowej

Ruch rotacji w stawie kolanowym w płaszczyźnie strzałkowej jest to podstawowy ruch w stawie kolanowym. Jego zakres mierzony jest w odniesieniu do tzw. pozycji referencyjnej (pozycja referencyjna – ustawienie kończyny tak żeby oś boczna piszczeli ustawiona była w osi bocznej kończyny dolnej).

Wyprost jest to pozycja w stawie kolanowym, która odpowiada pozycji referencyjnej. Często można osiągnąć ruch bierny prostowania w stawie kolanowym przekraczający 5-10° odchylenia goleni ku górze od poziomu goleni w pozycji referencyjnej. Wychylenie to często zwane jest fizjologicznym przeprostem stawu kolanowego. U niektórych ludzi zakres tego ruchu przekracza 10° i wskazuje na nieprawidłowość określaną jako genu recurvatum.

Prostowanie w stawie kolanowym jest to ruch, podczas którego powierzchnie tylne uda i goleni oddalają się od siebie. Aktywny ruch prostowania kolana od pozycji referencyjnej (tzw. aktywne rzeczywiste prostowanie) jest niewielkiego stopnia i zależy od pozycji kończyny w stawie biodrowym. Wynika to z różnego oddalenia od siebie przyczepów mięśnia prostego uda przy różnych ustawieniach kończyny w stawie biodrowym. Prostowanie relatywne to ruch oddalania się powierzchni tylnej goleni od uda przy wyjściowej pozycji zgięcia w stawie kolanowym w kierunku pozycji referencyjnej.

Zginanie jest to ruch, podczas którego tylne powierzchnie uda i goleni zbliżają się do siebie. Zakres zgięcia absolutnego mierzymy od pozycji referencyjnej natomiast tzw. zgięcie relatywne jest to zakres ruchu goleni od ustawienia kończyny w pozycji jakiegokolwiek wartości zgięcia w stawie kolanowym w kierunku uda. Zakres ruchu czynnego zgięcia absolutnego jest mniejszy niż biernego i wynosi około 140°, natomiast zakres zgięcia absolutnego biernego wynosi około 160° - kontakt pięty z udem [93].

1.3.3. Ruch rotacji w stawie kolanowym w osi goleni

Zakres czynnej rotacji wewnętrznej i zewnętrznej w stawie kolanowym w osi goleni mierzymy w pozycji siedzącej z kończynami zgiętymi w stawach kolanowych 90° i swobodnie opuszczonymi goleniami. Punktem odniesienia jest II promień stopy, który w tej pozycji powinien odchyłać się nieznacznie do boku od płaszczyzny strzałkowej. W czasie czynnej rotacji goleni do środka dochodzi jednocześnie do przywiedzenia przodostopia (pomiar zatem nie jest dokładny). Zakres tego ruchu w warunkach prawidłowych powinien wynosić około 30°. Ruchowi czynnej rotacji zewnętrznej goleni w stawie kolanowym towarzyszy natomiast ruch odwiedzenia przodostopia, zakres tego ruchu wynosi około 40°.

Ruch biernej rotacji w stawie kolanowym w osi goleni mierzony jest w pozycji leżenia na brzuchu z kończynami zgiętymi w stawie kolanowym 90°, a punktem orientacyjnym jest również II promień stopy. W tej pozycji można uzyskać ruch rotacji wewnętrznej około 30-35° i rotacji

zewewnętrznej około 45-50° (pomiar z błędem wynikającym jak wyżej z jednoczesnego odpowiednio przywiedzenia lub odwiedzenia przodostopia).

Mówiąc o ruchu rotacji w stawie kolanowym w osi goleni należy pamiętać o tak zwanym ruchu rotacji automatycznej. Ruch ten wynika z budowy stawu kolanowego i jest niezależny od woli ani od sposobu badania. Ruch automatycznej rotacji zewnętrznej w stawie kolanowym towarzyszy ruchowi prostowania kończyny i jest największy w końcowym zakresie prostowania (ok. 5°), natomiast automatyczny ruch rotacji wewnętrznej pojawia się na początku zginania kończyny w stawie kolanowym [93].

1.3.4. Stabilizacja przednio-tylna stawu kolanowego

Mechanizm stabilizacji przednio-tylnej kolana jest inny dla ustawienia kolana w tyłozgięciu i inny dla zgięcia i wyprostowania w stawie. W pozycji stojącej, kiedy kolano jest wyprostowane lub delikatnie zgięte siły ciężkości przyłożone do środka ciężkości ciała przesunięte są do tyłu od osi zginania i prostowania kolana, co powoduje, że dla utrzymania pionowej pozycji ciała konieczne jest aktywowanie mięśnia czworogłowego uda w celu zrównoważenia sił działających na staw kolanowy. Kiedy kolano jest ustawione w tyłozgięciu położenie środka ciężkości przesuwa się do przodu od tej osi tak, że siły grawitacji działają w kierunku pogłębienia tego ustawienia, dlatego napięcie mięśnia czworogłowego uda nie jest konieczne dla utrzymania wyprostowanej kończyny. Torebka stawowa i więzadła limitują tyłozgięcie stanowiąc bierną stabilizację stawu kolanowego. Mechanizm ten wyjaśnia dlaczego możliwe jest chodzenie na wyprostowanych kończynach przy porażeniu mięśnia czworogłowego uda. Dodatkowymi, dynamicznymi stabilizatorami kolana ograniczającymi tyłozgięcie kolana są mięśnie: podkolanowy, zginacze kolana i mięsień brzuchaty łydki [93].

1.3.5. Rola więzadeł krzyżowych w mechanicznej stabilizacji stawu kolanowego

Więzadła krzyżowe można opisać, jako cięgna stabilizujące połączenie kość udowa- kość piszczelowa. Ich wytrzymałość jest wprost, a elastyczność odwrotnie proporcjonalna do objętości więzadła. Z powodu kształtu przyczepów więzadeł do kości długość ich poszczególnych włókien jest różna w związku, z czym więzadło nie napina się na całym swym przebiegu w tym samym stopniu, co ma istotne znaczenie kliniczne. Rekrutacja poszczególnych włókien więzadeł jest zależna od ustawienia w stawie kolanowym i zmienia się w czasie ruchu. Ponadto włókna więzadeł krzyżowych nie są ustawione równolegle, lecz w zależności od ustawienia w stawie w różnym stopniu skręcone, co również ma wpływ na ich wytrzymałość, a przede wszystkim na zwartość stawu kolanowego w przestrzeni we wszystkich płaszczyznach [2,10,21,26,60,95].

Ustawienie kolana w wyproście powoduje napięcie większości włókien ACL i powierzchownej części tylnej włókien PCL. Przeprost w stawie dodatkowo zwiększa napięcie włókien ACL w mechanizmie ich przyparcia przez strop wcięcia międzykłykciowego. W zakresie

ruchu w stawie między 30° a 60° napięcie obu więzadeł krzyżowych jest podobne. Zwiększenie zakresu zgięcia powoduje zwiększenie napięcia i rekrutację większej liczby włókien PCL a rozluźnienie ACL. Przy zgięciu w stawie kolanowym ponad 90° napiętych jest większość włókien PCL natomiast tylko nieliczne włókna ACL z jego powierzchownej części przedniej [2,10,21,26,60,95].

Znamiennym faktem istotnym dla funkcji kolana i znaczenia więzadeł krzyżowych jako swego rodzaju „receptorów stawowych” jest to, że w każdym momencie zawsze jakaś część włókien obu więzadeł jest napięta [2,10,21,26,60,95].

Ich rola mechaniczna dla stabilizacji kolana polega na utrzymaniu kontaktu między powierzchniami stawowymi w czasie ruchu w stawie w każdej płaszczyźnie. Zaobserwowano, że więzadła krzyżowe powodują poślizg kłykci kości udowych na kłykciach kości piszczelowych w kierunku odwrotnym do kierunku toczenia się kłykci, i tak ruchowi zginania w stawie towarzyszy ruch toczenia się kłykci kości udowej ku tyłowi; w tym momencie napięcie ACL wywołuje poślizg kłykci kości udowej do przodu, co zapobiega stoczeniu się kłykci kości udowych z plato piszczeli [10,21,26,60,95].

W czasie rotacji wewnętrznej w stawie kolanowym w płaszczyźnie czołowej dochodzi do skrzyżowania więzadeł krzyżowych natomiast w płaszczyźnie horyzontalnej zaznacza się ich równoległy przebieg. Kolano rotując się do wewnątrz napina włókna ACL przy jednoczesnym rozluźnieniu PCL. Skręcenie się obydwu więzadeł względem siebie powoduje przyparcie powierzchni stawowych kości udowej i piszczelowej i usztywnienie stawu. Jednocześnie włókna ACL odchodzące do rogu tylnego łąkotki przyśrodkowej napinają się pociągając do tyłu róg tylny łąkotki przyśrodkowej, co zabezpiecza ją przed uszkodzeniem [2,10,21,26,60,95].

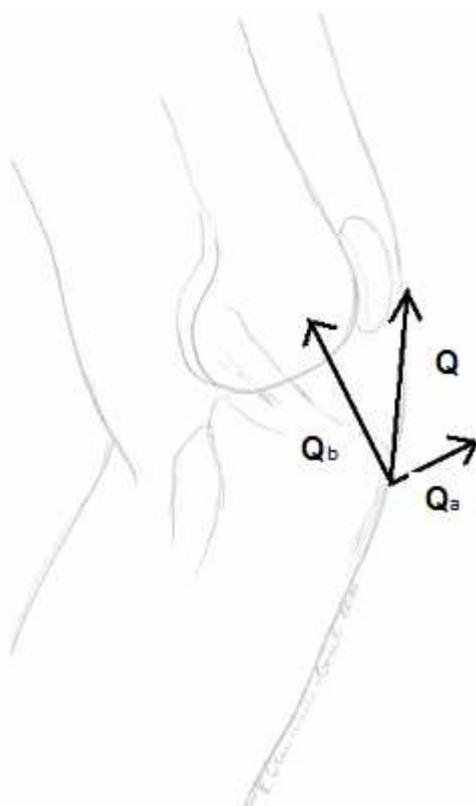
Sytuacja jest odwrotna w czasie rotacji w stawie kolanowym na zewnątrz, wówczas w płaszczyźnie czołowej więzadła krzyżowe układają się równolegle a w płaszczyźnie horyzontalnej wyraźnie się krzyżują. W rezultacie tego powierzchnie stawowe kości udowej i piszczelowej oddalają się od siebie a staw kolanowy rozluźnia. Rotowanie kolana do boku powoduje rozluźnienie włókien ACL przy jednoczesnym napięciu PCL i jego włókien odchodzących do rogu tylnego łąkotki bocznej, co w mechanizmie podobnym do wyżej opisanego dla łąkotki przyśrodkowej działa protekcyjnie dla rogu tylnego łąkotki bocznej [2,10,21,26,60,95].

Bardziej szczegółowo zagadnienie roli więzadła krzyżowego przedniego w stabilizacji stawu kolanowego w trakcie biegu z gwałtowną zmianą kierunku opisali Butler i wsp. analizując napięcia poszczególnych części ACL w trakcie rotacji przy kolanie zgiętym i ustawionym w wyproście przy obciążonej kończynie. Zgodnie z ich badaniami szybka, gwałtowna rotacja zewnętrzna w stawie kolanowym przy zgiętym stawie ok. 90° wywołuje silne napięcie włókien części przedniej więzadła krzyżowego przedniego i przy działających zbyt dużych siłach uszkodzenie tej części włókien. Część tylna włókien więzadła krzyżowego przedniego jest często uszkodzana w wyproście kolana lub jego przeprście, a część środkowa włókien ACL jest najczęściej uszkodzana przy kolanie zgiętym między 30° a 90°. Dodatkowo, jeśli kolano jest zgięte ok. 90° to większość włókien ACL jest rozluźniona i dopiero przy rotacji zewnętrznej kolana ponad 20° jego napięcie staje się krytyczne i może dojść do jego uszkodzenia [10].

1.3.6. Mięśnie zginacze i prostowniki stawu kolanowego i ich rola w stabilizacji przednio-tylnej stawu kolanowego w czasie różnych aktywności człowieka

Kończyny dolne działają w dwóch typach tzw. łańcucha kinematycznego: w łańcuchu kinematycznym otwartym i zamkniętym. Rola analogicznych grup mięśniowych w stabilizacji kolana jest różna dla obydwu typów łańcucha kinematycznego [30,49,82,93].

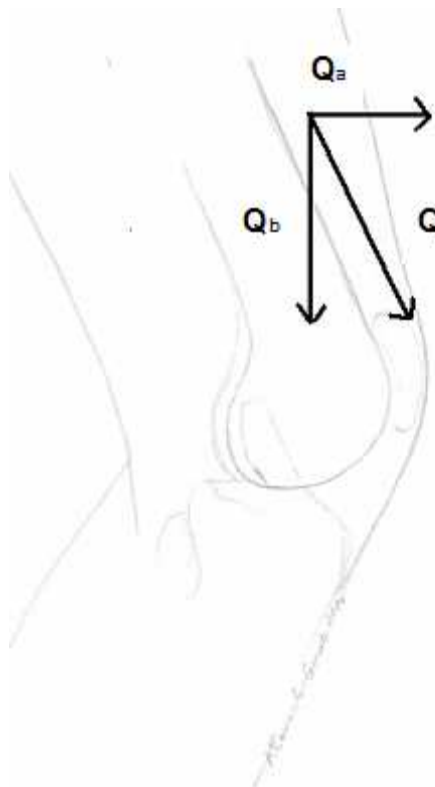
Wyjaśniając sytuację pracy mięśnia czworogłowego uda w łańcuchu otwartym powołam się głównie na pracę Bodor'a [9]. W przedstawionych przez niego badaniach pacjent siedzi na fotelu dynamometru z ustabilizowanym udem i prostuje nogę w stawie kolanowym. Mięsień czworogłowy kurczy się powodując zbliżanie się do siebie obydwu przyczepów. Ustabilizowane udo pozwala tylko na ruch piszczeli w stronę wyprostu. Wektor Q siły mięśnia czworogłowego zwrócony jest ku górze ze składową Q_a zwróconą do przodu i Q_b skierowaną ku górze. Komponent Q_a powoduje przesunięcie piszczeli do przodu napinając więzadło krzyżowe przednie. (ryc.4)



Ryc.4. Wektory sił działających na segment udowy w czasie prostowania kolana przy ustabilizowanym udzie (kinematyczny łańcuch otwarty); Q – wektor siły mięśnia czworogłowego, Q_a – składowa Q zwrócona do przodu, Q_b – składowa Q zwrócona ku górze

Praca w łańcuchu kinematycznym zamkniętym: kończyna dolna jest oparta o podłoże, ustabilizowana jest goleń a ruchomym segmentem kończyny dolnej jest udo. Wyprost kończyny w stawie kolanowym w łańcuchu kinematycznym zamkniętym można opisać na przykładzie narciarza

na stoku, który z przysiadu podnosi się do wyprost. W tej sytuacji skurcz mięśnia czworogłowego powoduje zbliżanie się jego przyczepów, ustabilizowana goleń pozwala na ruch tylko segmentu udowego - wektor Q działania siły mięśnia czworogłowego uda przyłożony jest do segmentu udowego i zwrócony ku dołowi, a jej składowe to Q_a skierowana do przodu i Q_b skierowana ku dołowi. Składowa Q_a powoduje przesunięcie do przodu uda w stosunku do piszczeli co działa w kierunku rozluźnienia więzadła krzyżowego przedniego (ryc.5) [9].



Ryc.5. Wektory sił działających na segment udowy w czasie prostowania kolana przy ustabilizowanej goleni (kinematyczny łańcuch zamknięty); Q – wektor siły mięśnia czworogłowego, Q_a – składowa Q zwrócona do przodu, Q_b – składowa Q zwrócona ku dołowi

Rola mięśni kulszowo-goleniowych dla osłony więzadła krzyżowego przedniego jest ciągle szeroko dyskutowana. Jest wiele prac, które w oparciu o badania przeprowadzone w warunkach łańcucha kinematycznego otwartego dowodzą ich najbardziej istotnego wpływu na ograniczenie przedniego przesunięcia piszczeli [7,47,101]. Mięśnie te, działając jako agonista więzadła krzyżowego przedniego przeciwdziałają jego nadmiernemu rozciągnięciu i uszkodzeniu. Sytuacja jednak jest inna przy ich aktywności w warunkach łańcucha kinematycznego zamkniętego. Wówczas wektory sił zarówno prostowników jak i zginaczy stawu kolanowego są przyłożone do segmentu udowego i skierowane w dół. Przyczepiające się od guza kuszowego i do goleni, i przebiegające do tyłu od stawu kolanowego, kości udowej i stawu biodrowego mięśnie kulszowo-goleniowe, kurcząc się zbliżają swoje przyczepy. Ustabilizowanie goleni powoduje, że ruch może odbyć się tylko na poziomie miednicy, która odchyła się wówczas ku tyłowi prowadząc do prostowania w stawie biodrowym, co sprzyjając osiągnięciu przez człowieka pozycji pionowej. W

warunkach zamkniętego łańcucha kinematycznego główną rolą mięśni kulszowo-goleniowych jest kontrola przodopochylenia miednicy i tułowia. Rola mięśni kulszowo-goleniowych jako dynamicznych stabilizatorów stawu kolanowego w warunkach zamkniętego łańcucha kinematycznego wydaje się drugorzędna [9,82,93].

1.3.6.1 Receptory mięśniowe i ich rola w kontroli pracy mięśni

Sterownie ruchem i kontrola równowagi jest procesem bardzo złożonym, w którym istotną rolę odgrywają mięśnie i to zarówno jako efekторы jak i elementy czuciowe przez znajdujące się w mięśniach receptory [36,37,57].

Do receptorów mięśniowych zaliczamy tzw. wrzecionka mięśniowe zbudowane z 5-12 włókien mięśniowych śródrzecionowych i otaczającej je torebki. Występują one między włóknami poprzecznie prążkowanymi mięśnia, w błonach łącznotkankowych śródmiażdżowych.

Różnice w budowie włókien śródrzecionowych, w ich unerwieniu eferentnym i aferentnym powodują, że informacje wychodzące z wrzecion są bardzo zróżnicowane, a omówienie ich i roli jaką pełnią w sterowaniu ruchem i kontroli równowagi przekracza ramy niniejszej rozprawy. Na podkreślenie zasługuje fakt, że obecnie, właśnie wrzecionom mięśniowym przypisuje się główne znaczenie w przenoszeniu informacji do ośrodkowego układu nerwowego o stanie czynności mięśni i o położeniu poszczególnych części ciała względem siebie. Obok narządu przedsionkowego i narządów ścięgnistych – są one odpowiedzialne za utrzymanie równowagi oraz za koordynację czynności różnych mięśni (np. antagonistów) i za utrzymanie właściwego ich napięcia [36,37,57].

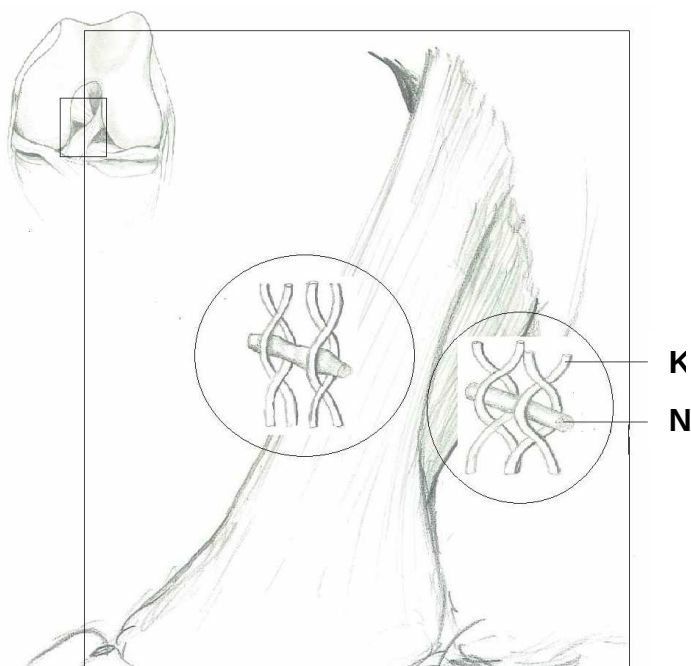
Kolejnymi receptorami znajdującymi się w mięśniach są narządy ścięgna Golgiego. Są one umieszczone głównie na granicy włókien mięśniowych i ścięgien. W ich skład wchodzi włókna ścięgien, będące przedłużeniem włókien mięśniowych. Między te włókna wnika końcowy odcinek dendrytu komórki pseudojednowypustkowej zwoju rdzeniowego (p. ryc.6.). Ucisk lub skrzywienie dendrytu przez włókna kolagenowe ścięgien wywołuje pobudzenie aferentne, wstępujące do rdzenia kręgowego. Włókna mięśniowe wnika do torebki narządu ścięgnistego pochodzą od różnych jednostek ruchowych (wszystkich trzech typów) danego mięśnia, a każda jednostka ruchowa łączy się z przynajmniej czterema narządami ścięgnistymi. Narząd ścięgnisty może być pobudzany przez skurcz mięśnia lub jego rozciąganie bierne. Uważa się, że specyficznym bodźcem pobudzającym narządy ścięgna jest skurcz połączonej z nim jednostki ruchowej, gdyż ponad 50% narządów ścięgnistych nie jest pobudzanych przez bierne rozciąganie mięśnia. Zatem wbrew temu co sądzono dawniej, narządy ścięgna są bardzo czuły i niskoprogowymi receptorami. Informacje do rdzenia kręgowego przenoszone są z tych receptorów przez włókna nerwowe szybkie typu I (aferentacja typu Ib) [36,37,57].

1.3.7. Węzadło krzyżowe przednie, jako „narząd zmysłu”

W ośrodkowym układzie nerwowym są rejestrowane i przetwarzane informacje pochodzące zarówno z zewnątrz jak i z wnętrza organizmu. Informacje te dostarczane są do ośrodkowego układu nerwowego za pośrednictwem narządów zmysłu. W skład narządu zmysłu wchodzi receptory (komórki zmysłowe) stanowiące jego części pobudliwe oraz inne tkanki (nie nerwowe) - części niepobudliwe, ułatwiające bądź modyfikujące działanie bodźców na receptory [36,37]. Wszystkie wyżej wymienione elementy znaleźć możemy również w węzadle krzyżowym przednim. Części pobudliwe tego „narządu zmysłu” to komórki nerwowe ze specyficznymi zakończeniami włókien nerwowych stanowiącymi część receptorową włókna. W węzadle krzyżowym przednim występują następujące typy zakończeń nerwowych:

- zakończenia Ruffiniego – wolnoadaptujące się o niskim progu pobudliwości mechanicznej; odpowiedzialne za wrażenia statycznej pozycji w stawie, wielkości ciśnienia wewnątrzstawowego, wielkość rotacji w stawie; posiadają aktywność toniczną w ustawieniu w stawie kolanowym w pozycji pośredniej,
- ciała Paciniego – szybkoadaptujące się o niskim progu pobudliwości mechanicznej; czułe na przyspieszenia i opóźnienia w czasie ruchów stawu kolanowego, nie są pobudzane w spoczynku i w ruchu jednostajnym rotacyjnym,
- zakończenia Golgiego – wolnoadaptujące się o wysokim progu pobudliwości nerwowej, wrażliwe w ekstremalnych zakresach ruchów w stawie,
- wolne zakończenia nerwowe – nieaktywne w czasie normalnej czynności stawu uaktywniają się w sytuacji uszkodzenia węzadła oraz jego drażnienia związkami chemicznymi [48,54,57].

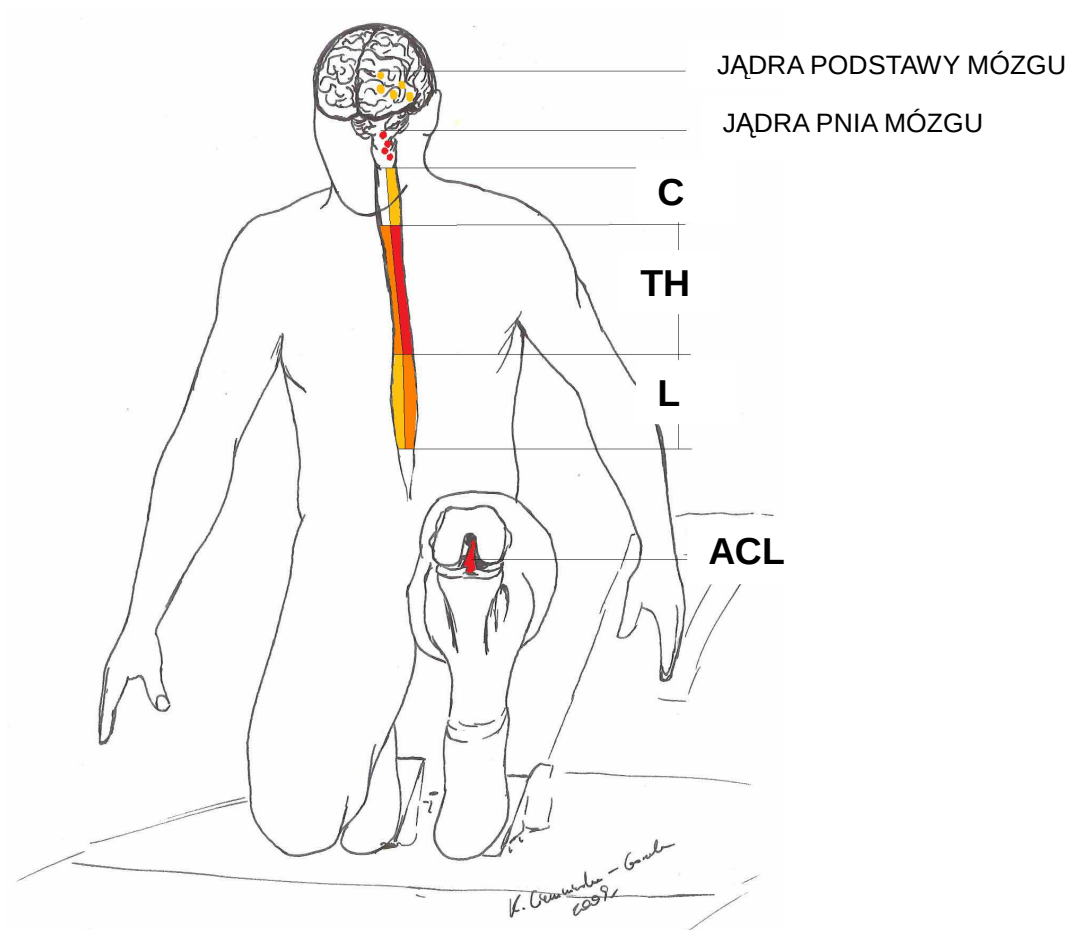
Do części niepobudliwych węzadła krzyżowego przedniego zaliczamy włókna i komórki tkanki łącznej. Dzięki układowi tych włókien i ich przebiegowi w stosunku do zakończeń nerwowych części niepobudliwe stanowią nie tylko rusztowanie dla części receptorowych, ale też biorą bezpośredni udział w wywoływaniu i modyfikowaniu pobudzeń w zakończeniach nerwowych.(ryc.6.)



Ryc.6. Schemat przedstawiający działanie pęczków włókien więzadła na receptory ścięgniste na przykładzie działania „narządów ścięgniastych”; N – włókno nerwowe, K – włókna kolagenowe

Drogi czucia z „narządu zmysłu” jakim jest więzadło krzyżowe przednie nie są jednoznacznie opisane. Wiadomo, że część informacji dociera do kory mózgu stanowiąc podstawę wiedzy człowieka o ruchu i pozycji w stawie [48,54,57,91]. Badania przeprowadzone na szczurach po zakażeniu więzadła krzyżowego przedniego wirusem neurotropowym (pseudorabies virus – PRV) i oznaczeniu drogi jego migracji z użyciem technik immunohistochemicznych wykazały, że drogi aferentne z więzadła krzyżowego przedniego prowadzą przez rdzeń kręgowy do pnia mózgu. W odcinku lędźwiowym rdzenia - ekspresja znacznika była umiarkowana po stronie kończyny z zakażonym ACL i słaba po stronie kończyny zdrowej. W odcinku piersiowym rdzenia - ekspresja znacznika była silna po stronie kończyny z zakażonym ACL i umiarkowana po stronie kończyny zdrowej. W odcinku szyjnym rdzenia - ekspresja znacznika była słaba po stronie z zakażonym ACL i znacznik był niewykrywalny po stronie zdrowej kończyny. W pniu mózgu ekspresja znacznika była silna w zakresie jąder siatkowatych. W zakresie jąder podstawy mózgu, ekspresja znacznika była słaba [80]. Na podstawie tych informacji wykonałam rycinę (ryc.7) przedstawiającą hipotetyczny rozkład impulsacji w OUN po pobudzeniu ACL mogący odnosić się także do pobudzenia ACL u człowieka.

Część pobudzeń docierających do ośrodków podkorowych daje początek odruchom mięśniowym mięśni kontrolujących staw kolanowy w celu zachowania równowagi biomechanicznej stawu w czasie jego czynności. Można dostrzec tu pewną analogię do odruchów optokinetycznych.



EKSPRESJA IMPULSACJI

SILNA

NIEWIELKA

UMIARKOWANA

BRAK

Ryc.7. Hipotetyczny rozkład impulsacji w OUN po stymulacji ACL; C - odcinek szyjny rdzenia kręgowego, TH – odcinek piersiowy rdzenia kręgowego, L – odcinek lędźwiowy rdzenia kręgowego.

1.4. Funkcja stawu kolanowego

Prawidłowe funkcjonowanie stawu kolanowego polega na utrzymaniu stabilności połączenia segmentów: udo i goleń przy ruchach kończyny w czasie stania, chodzenia, biegania i innych aktywnościach związanych np. z uprawianiem sportu oraz zabezpieczeniu płynności i ekonomiki ruchów [66].

1.4.1. Ocena funkcji stawu kolanowego

W medycynie funkcjonalnej rozwój wiarygodnych metod pomiaru jest szczególnie trudny, gdyż tak istotne w praktyce klinicznej parametry jak siła, funkcja, ból są trudne w ocenie. Szeroko

promowane obecnie podejmowanie decyzji terapeutycznych zgodnie z zasadami medycyny opartej na faktach (Evidence Based Medicine) (EBM)), jest możliwe tylko przy stosowaniu rzetelnych, systematycznych badań naukowych. Podejmowanie decyzji terapeutycznych, polegające na integracji własnych doświadczeń klinicznych z rozwiązaniami stosowanymi przez innych badaczy, umożliwia wybór najlepszej możliwej drogi postępowania. Tylko standaryzowane skale pomiarów, projektowane w ściśle określonym celu dla konkretnej populacji, zapewniają możliwości szczegółowego wykonywania badań klinicznych oraz stanowią klucz oceny i porównania wyników [47,65,66,103]. Wybór metody opierać się powinien na spodziewanych zmianach. Dodatkowo jej czułość musi umożliwiać zebranie danych rejestrujących te zmiany. Metody charakteryzujące się bardzo wysoką czułością w ocenie pojedynczych cech mogą nie odnotować zmian na poziomie funkcji, podobnie jak i skale o zbyt niskiej czułości mogą nie uwzględnić zbyt subtelnych różnic funkcjonalnych [66,103].

Brak jest jednak uniwersalnej skali, umożliwiającej ocenę całkowitych zmian funkcjonalnych zachodzących w kolanie na skutek rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego. Z tego powodu wybierana metoda musi służyć określonym przez badającego celom, i umożliwić rejestrowanie zmian funkcjonalnych zachodzących w badanym obszarze. Sądzę, że zebranie podstawowych danych dotyczących czynników wpływających na funkcjonowanie stawu kolanowego, pozwoli na ocenę potrzeb w zakresie rehabilitacji oraz ocenę działania i efektywności dotychczas stosowanej terapii. Ponadto umożliwi planowanie celów leczenia i da narzędzie ukierunkowujące osoby podejmujące decyzje terapeutyczne.

1.4.2. Kompleks kinematyczny stawu kolanowego

Barret omawiając problem propriocepcji po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego zwrócił uwagę, że funkcja stawu kolanowego nie może być rozpatrywana tylko w aspekcie jego mechanicznej stabilności [6]. Przedstawił on koncepcję tzw. kompleksu kinematycznego stawu kolanowego. Według Barret'a na kompleks kinematyczny stawu kolanowego składają się:

- OUN (górny i dolny neuron ruchowy)
- narząd wzroku i narząd przedsionkowy
- receptory okolicy stawu kolanowego
- mechanoreceptory więzadeł i torebki stawu kolanowego
- mechanoreceptory ścięgien mięśni okolicy stawu kolanowego
- wrzecionka mięśniowe mięśni kontrolujących staw kolanowy
- receptory skórne
- efekторы okolicy stawu kolanowego
 - o prostowniki: m. czworogłowy uda
 - o zginacze: mm. kulszowo-goleniowe, m. smukły, m. krawiecki, m. brzuchaty łydki, m. podkolanowy

o m. napinacz powięzi szerokiej uda (zależności od wyjściowej pozycji w stawach biodrowym i kolanowym działa zarówno jako prostownik jak i zginacz stawu kolanowego)

- stabilizatory bierne stawu kolanowego
 - o powierzchnie stawowe k. udowej, k. piszczelowej i rzepki
 - o torebka stawu kolanowego
 - o więzadła: więzadła krzyżowe przednie i tylne, więzadła poboczne piszczelowe i strzałkowe, więzadło podkolanowe łukowate, więzadło rzepki, troczki rzepki boczny i przyśrodkowy, więzadło łokotkowo-udowe
 - o łąkotki boczna i przyśrodkowa z więzadłem międzyłąkotkowym (poprzecznym)
 - o ciało tłuszczowe i kaletki maziowe [6].

1.4.3. Propriocepcja a funkcja stawu kolanowego

W 1906 roku, Sherrington wprowadził pojęcie „propriocepcji” definiując je, jako przepływ sygnałów powstających z proprioceptorów (receptory struktur stawowych, ścięgien, mięśni i narządu przedsionkowego) i docierających do rdzenia kręgowego, które mogą dać początek reakcjom odruchowym [57]. Od tego czasu wielu autorów nadawało pojęciu propriocepcja różne znaczenie koncentrując się głównie na komponencie świadomej czucia pochodzącego z proprioceptorów [5,6,24,36,37,39,57,58,59,62,63,75,85,87,88,89,91,92]. Wszyscy autorzy jednak są zgodni, że współzależność propriocepcji i zwrotnych reakcji nerwowo-mięśniowych jest ważnym czynnikiem wpływającym na zachowanie czynnościowej stabilności stawów, zachowania równowagi, regulacji napięcia mięśniowego oraz koordynacji ruchowej [5,6,24,36,37,39,57,58,59,62,63,75,85,87,88,89,91,92].

Dysfunkcja związana z niestabilnością stawu kolanowego spowodowana uszkodzeniem więzadła krzyżowego przedniego związana jest nie tylko z mechaniczną destabilizacją stawu, ale również z uszkodzeniem receptorów więzadła odpowiedzialnych za propriocepcję stawu [1,5,6,7,12,24,48,54,57,58,59,84,85,87,88,89,99]. Okazuje się, że zaburzenie sygnałów z uszkodzonego stawu powoduje również nieprawidłowości w percepcji ruchu i pozycji analogicznego stawu kończyny zdrowej [59,75,92]. Stosowane do tej pory badania czucia i pozycji w stawie są niewystarczające dla oceny wpływu propriocepcji na zachowanie funkcjonalnej stabilności stawów, a podejmowane próby skorelowania wyników badań czucia ruchu i pozycji w stawie z wynikami subiektywnych skal oceny funkcjonalnej stawu kolanowego dają sprzeczne rezultaty [5,6,7,14,39,63,92]. Wynika stąd, że zagadnienie propriocepcji i funkcjonalnej stabilizacji stawu ze względu na przedmiot badania narzuca potrzebę wypracowania innych od dotychczas stosowanych metod oceny.

1.4.3.1. Koncepcja Rivy

Opublikowana w 2000 roku koncepcja Rivy porządkuje wiedzę dotyczącą zagadnienia propriocepcji i jej roli w utrzymaniu funkcjonalnej stabilizacji stawu oraz pozwala na jej szersze

zastosowanie w praktyce. Autor ten wprowadził po raz pierwszy pojęcie archeopropriocepcji. Podkreślił również rolę komponenty uświadomionej i nieświadomionej propriocepcji [87,88,89]. Według Rivy archeopropriocepcja dotyczy tej części sygnałów z peryferyjnych proprioceptorów, które docierają do najstarszych struktur ośrodkowego układu nerwowego (oun) (rdzeń kręgowy, śródmózgowie, oraz mózdzek (szczególnie tzw. mózdzek stary - archeocerebellum). Informacje zawarte w tych sygnałach osiągając tylko struktury podkorowe oun pozostają nieświadomione. Pojęcie propriocepcji, w koncepcji Rivy, zarezerwowane jest dla komponenty świadomej czucia proprioceptywnego. Komponentę uświadomioną propriocepcji większość autorów, w tym również Riva definiuje jako specjalny rodzaj czucia dotyku, który obejmuje: czucie pozycji i ruchu w stawie. W omawianej koncepcji to właśnie komponenta nieświadomiona propriocepcji (archeopropriocepcja) jest podstawą proprioceptywnych odruchów nieodczynnych dla stabilizacji funkcjonalnej stawów. Badania dowiodły, że podczas obciążania stawu, odruchy nerwowo-mięśniowe, utrzymujące stabilność stawu są generowane głównie na poziomie rdzenia kręgowego. Ocena czucia pozycji w stawie i kinestezji nie daje więc wystarczających informacji o działaniu odruchów proprioceptywnych, które wydają się być odpowiedzialne za funkcjonalną stabilizację stawu.

Riva zakłada, że nieadekwatna kontrola postawy zawsze jest znakiem funkcjonalnej niestabilności kończyny dolnej nawet przy zachowanej jej mechanicznej stabilności. W celu zachowania równowagi i prawidłowej postawy nie tylko sygnały powstałe w peryferyjnych mechanoreceptorach, ale również w siatkówce oka i błędniku przedsionkowym są integrowane i opracowywane na różnych poziomach ośrodkowego układu nerwowego. W związku z tym Riva wyróżnia trzy systemy informacyjne umożliwiające kontrolę postawy:

System archeoproprioceptywny – „inteligentny”, w którym informacje z ogromnej liczby receptorów rozproszonych w stawach, mięśniach i ścięgnach mogą być przekazywane z bardzo dużą prędkością (ok. 80 – 120 m/s) do ośrodków nerwowych na poziomie rdzenia i śródmózgowia i tam analizowane dając początek natychmiastowej odpowiedzi odruchowej z mięśni. Odpowiedź ta jest modyfikowana przez układ wrzecionko-mięśniowy – mięsień. Dzięki tej natychmiastowej reakcji w sytuacji utraty równowagi ciała system archeoproprioceptywny jest aktywowany jako pierwszy przed innymi systemami.

System kontroli wzrokowej – ruch głowy w przestrzeni pociąga za sobą przesunięcia wzrokowego punktu fiksacji na siatkówce. System kontroli wzrokowej wykrywa te przesunięcia i zapoczątkowuje reakcje odruchowe mięśni w celu odtworzenia pierwotnego obrazu z siatkówki (tzw. odruchy optokinetyczne). Przy otwartych oczach oscylacje głowy w pozycji pionowej są rzędu kilku milimetrów, po zamknięciu oczu zwiększają one zarówno swą amplitudę jak i częstotliwość. Dzięki swemu działaniu system kontroli wzrokowej poprawia precyzyjność systemu archeoproprioceptywnego w kontroli postawy.

System kontroli przedsionkowej – podstawą jego działania jest błędnik przedsionkowy. System ten ma największe opóźnienie w stosunku do pozostałych, bardziej precyzyjnych systemów, dlatego też włącza się jako ostatni w sytuacjach ekstremalnych. Aktywowany jest przy znacznych przyspieszeniach ruchu głowy lub jej dużych odchyleniach przy braku lub

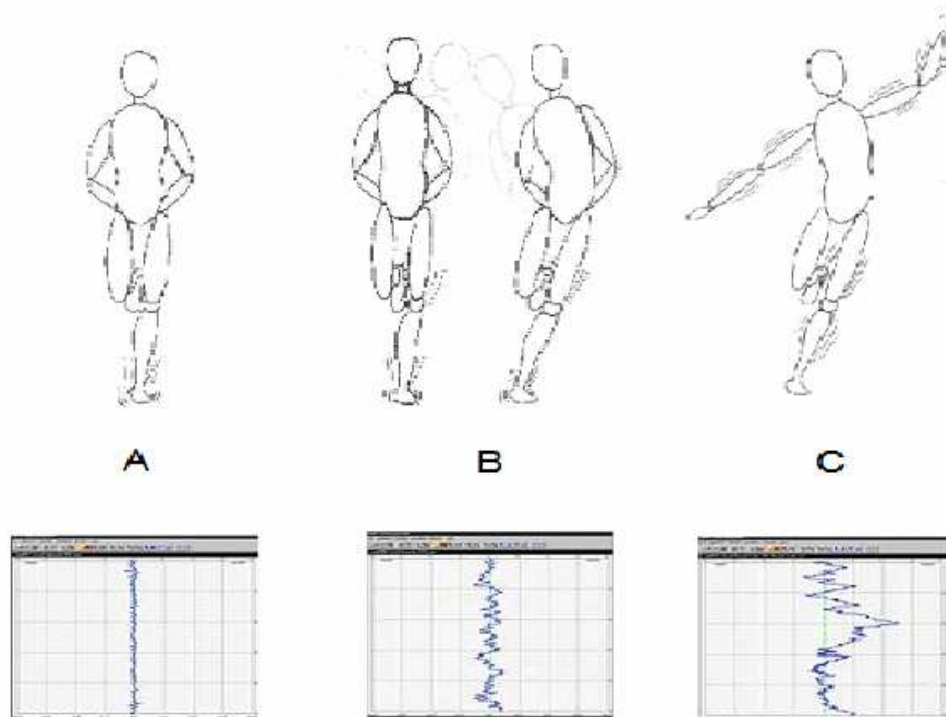
nieprawidłowym działaniu innych systemów (archeoproprioceptywnego i systemu kontroli wzrokowej).

Opierając się na tych spostrzeżeniach Riva opracował metodę oceny kontroli postawy umożliwiającą w warunkach dynamicznych określenie, który system informacyjny ma przewagę u badanej osoby. Posługując się odpowiednim systemem urządzeń na podstawie dynamicznej i statycznej oceny zachowania równowagi Riva wyróżnia trzy sposoby (strategie) kontroli postawy:

Kontrola wzrokowo-proprioceptywna – najsubtelniejszy i najbardziej precyzyjny sposób kontroli postawy oparty głównie na działaniu systemu archeoproprioceptywnego. System wzrokowy służy tu doprecyzowaniu ruchu. Badany stoi na jednej nodze na niestabilnej platformie o nieskończonej liczbie stopni swobody z rękoma złączonymi z tyłu tułowia. Dla zachowania równowagi wykonuje tylko bardzo szybkie o niewielkiej amplitudzie ruchy w stawie skokowym. System przedsionkowy jest w tej sytuacji nieaktywny i nie ingeruje w subtelne, skomplikowane zachowania motoryczne bazujące na sygnałach z dwóch pozostałych systemów informacyjnych.

Zaburzona kontrola wzrokowo-proprioceptywna z kompensacją kończynami górnymi – badany utrzymuje pionową postawę stojąc na jednej nodze na niestabilnej platformie wykorzystując do zachowania równowagi oprócz ruchów w stawie skokowym również ruchy kończyn górnych, które spełniają w określonej sytuacji rolę steru. Sposób ten jest wykorzystywany, gdy działanie systemu archeoproprioceptywnego jest zaburzone. Zmniejsza on ingerencję systemu przedsionkowego w zachowanie równowagi ciała.

Kontrola przedsionkowa (ratunkowa) – najbardziej niedokładny sposób kontroli postawy bazujący na informacjach z systemu przedsionkowego. Aktywowany jest dopiero przy znacznych odchyleniach głowy i jej ruchach z dużym przyspieszeniem lub opóźnieniem. Polega na ciągłych ruchach i przeciwruchach tułowia, bioder i kończyn górnych. Odpowiedź ruchowa wywołana aktywnością systemu przedsionkowego jest zazwyczaj wygórowana w stosunku do sił zaburzających równowagę ciała. Ta nieadekwatna do zastanej sytuacji biomechanicznej wygórowana odpowiedź ruchowa nie pozwala na utrzymanie równowagi na niestabilnej platformie w czasie badania (ryc.8.) [87,88,89].



Ryc.8. Sposoby kontroli postawy wg Rivy: A – prawidłowa kontrola wzrokowo-proprioceptywna, B – zaburzona kontrola wzrokowo-proprioceptywna, C – przedsionkowa (ratunkowa) kontrola postawy

1.4.4. Siła mięśniowa a funkcja stawu kolanowego

Mięśnie stanowią istotny element zapewniający prawidłową funkcję stawu kolanowego. Od ich jakości i skoordynowanej pracy zależy dynamiczna stabilizacja stawów zarówno w czasie spoczynku jak i w sytuacji ruchu w stawie [13]. Wielu autorów dyskutuje na temat strategii dynamicznej (mięśniowej) stabilizacji stawu kolanowego przedstawiając różne koncepcje, jednak wszyscy są zgodni, że to prawidłowa siła mięśniowa jest głównym czynnikiem umożliwiającym osiągnięcie celu, jakim jest właśnie dynamiczna stabilizacja stawu [7,9,13,17,30,60,71,101]. Mówiąc o prawidłowej sile mięśniowej mam na myśli wszystkie grupy mięśniowe działające na staw kolanowy, co wiąże się również z prawidłowym bilansem mięśniowym wokół stawu kolanowego. Pamiętać należy, że neurofizjologiczna integracja z mięśniami jest krytycznym elementem dla oceny funkcji kurczliwych tkanek, dlatego sama interpretacja wyników oceny siły mięśniowej może być nieadekwatna w ocenie prawidłowej funkcji mięśni [19,33,35]. Ocena siły mięśniowej powinna uwzględniać ciągle zmieniające się warunki pracy mięśni w czasie różnych aktywności jak stanie, chodzenie, bieganie, i wiele innych [15,21,30,49]. Te dynamicznie zmieniające się relacje w stawie wymagają od wszystkich grup mięśniowych aktywowania się z odpowiednią siłą w odpowiednim czasie w danym ustawieniu w stawie [15].

1.4.4.1. Sposoby pomiaru siły mięśniowej

Potrzeba wykonywania pomiarów siły mięśniowej zarówno dla badań naukowych jak i w klinice nie może być przeceniona. Manualne testy oceny siły mięśniowej były opisane po raz pierwszy przez dr Roberta Lovett'a w 1912 roku w odniesieniu do pacjentów z neurologicznymi dysfunkcjami [52]. Obecnie dwie najbardziej popularne wersje manualnych testów oceny siły mięśniowej były rozwinięte przez Kendalla i wsp. [52], i Danielsa i wsp. [16]. Testy te są obecnie najbardziej rozpowszechnioną metodą subiektywnej oceny siły mięśniowej. Opierają się na badaniu ręcznym poszczególnych mięśni w określonych pozycjach i przy określonym ruchu. W każdym ruchu oceniany jest jeden mięsień, który głównie za tę czynność odpowiada. Poprzez odpowiednią pozycję izoluje się go od innych mięśni synergistycznych. Lovett rozróżnia następujące stopnie siły mięśnia: 0° - to brak czynnego skurczu mięśnia, 1° - ślad czynnego skurczu mięśnia, 2° - wyraźny skurcz mięśnia i zdolność wykonania ruchu przy pomocy i odciążenia odcinka ruchomego, 3° - zdolność do wykonywania ruchu czynnego samodzielnego z pokonaniem ciężkości danego odcinka ruchomego, 4° - zdolność do wykonania czynnego ruchu z pewnym oporem, 5° - prawidłowa siła, tj. zdolność wykonywania czynnego ruchu z pełnym oporem [15,50]. Skala ta może być wyrażona w procentach i wtedy: 0° = 0%, 1° = 10%, 2° = 25%, 3° = 50%, 4° = 75%, 5° = 100% (modyfikacja Kendalla) [50]. Wyniki badania siły mięśni notuje się na specyficznym formularzu (Mz/Szp. 35 lub PDN 761-XI/58). Dla dokładniejszej oceny siły mięśni stosuje się stopnie pośrednie 2+, 3- wówczas gdy siłę oceniamy jako wyższą od 1° a mniejszą od następnego (modyfikacja Danielsa) [16]. Przez wiele lat lekarze klinicyści rehabilitanci i medycyny sportu, ortopedzi i neurologi musieli korzystać z manualnych testów oceny siły mięśniowej różnych grup mięśniowych stanowiących część badania klinicznego pacjenta. Testy te jakkolwiek klinicznie użyteczne w niektórych przypadkach nie mają na tyle czułości by móc wykryć niewielkie acz istotne deficyty mięśniowe [17,19]. Ponadto, manualne testy są przeznaczone do oceny siły mięśniowej w warunkach statycznych dla odpowiednich stałych kątów ustawienia w stawie [16,52]. Dużą ostrożność należy zachować w ekstrapolowaniu tych wyników na inne ustawienia w stawie, a szczególnie na warunki dynamiczne charakterystyczne dla codziennej aktywności i przede wszystkim aktywności sportowej [15]. Badania manualne są w dużym stopniu subiektywne, a powtarzalność otrzymanych wyników jest gorsza niż przy zastosowaniu specjalistycznych dynamometrów.

Ocena izometryczna siły mięśniowej z zastosowaniem dynamometrów jest obiektywną, ilościową metodą pomiaru siły mięśniowej [16,17,19]. Polega na pomiarze siły skurczu grupy mięśniowej działającej na daną dźwignię przy ustabilizowaniu tej dźwigni w stałej pozycji. Przyczepy mięśni nie mogą w tych warunkach zbliżyć się do siebie. Tego typu skurcz mięśnia nazywamy skurczem izometrycznym. Najprostszym dynamometrem tego typu jest dynamometr do pomiaru siły ścisku dłoni. Oceny izometrycznej siły mięśni można dokonać również na dynamometrach izotonicznych i izokinetycznych jako jedna z możliwych opcji testu [16,17,19]. Korzyści i niedogodności wynikające ze stosowania tego typu oceny przedstawia tabela 1.

Ocena izotoniczna siły mięśniowej polega na tym, że badany porusza dźwignią dynamometru ze zmienną prędkością kątową pokonując stały, zadany wcześniej opór urządzenia

[17,19]. Opór ten jest obliczany jako procent wartości maksymalnej siły dowolnego skurczu izometrycznego badanej grupy mięśniowej w standardowej, ustalonej dla danego stawu w protokole badania, pozycji w stawie. Skurcz mięśnia powoduje zbliżanie się do siebie przyczepów mięśni tak, że wartość napięcia mięśni nie zmienia się (skurcz izotoniczny). Zazwyczaj w testach izotonicznych ocenia się siłę mięśniową dla kilku różnych obciążeń, np. dla prostowników stawu kolanowego jest to 20%, 40% i 60% maksymalnej wartości siły dowolnego skurczu izometrycznego prostowników kolana przy ustawieniu w zgięciu w stawie 70°. Z danych powyższych urządzenie oblicza średnie wartości mocy i pracy mięśni dla poszczególnych obciążeń. Ograniczeniem testów izotonicznych jest to, że opór zadany w czasie ruchu nie może w nich przekroczyć najsłabszego punktu zakresu ruchu, zatem mięśnie nie mogą wygenerować maksymalnej możliwej siły.

Dynamometr do izokinetycznej oceny mięśni jest kolejnym narzędziem służącym do oceny siły mięśniowej, który dodatkowo umożliwia ocenę innych cech funkcji mięśni takich jak praca, moc, wytrzymałość [17,19]. Pomiary te umożliwiają również obliczenie współczynnika stosunku siły mięśniowej między kończynami jak i między przeciwstawnymi grupami mięśniowymi (agonist/antagonist ratio) dla ogólnej badanej populacji np. sportowców.

Podstawą teoretyczną badań izokinetycznych jest założenie, że kończyna porusza się ze stałą prędkością kątowąadaną przez dynamometr. Utrzymanie stałej prędkości, zgodnie z drugą zasadą dynamiki Newona, jest możliwe dzięki temu, że urządzenie generuje siły o wielkości zbliżonej do tej, którą generują mięśnie działającej na nie kończyny, ale przeciwnie skierowaną. Powinniśmy pamiętać, że siły generowane przez mięśnie nie są stałe w każdym punkcie zakresu ruchu i zależą od aktualnego kąta ustawienia w stawie, wielkości dźwigni kostnych oraz napięcia mięśniowego zależnego od aktualnego rozciągnięcia włókien mięśniowych i stymulacji nerwowej. Poszczególne grupy mięśniowe badane w testach izokinetycznych rozwijają swoją maksymalną siłę przez cały zakres ruchów. Na przykład w połowie zakresu ruchu, (kiedy mięsień ma optymalne rozciągnięcie włókien i związane z tym optymalne napięcie i najlepsze warunki do rozwinięcia maksymalnej siły skurczu) izokinetyczny dynamometr utrzymuje stałą prędkość kątową ruchu ramienia dźwigni, dzięki czemu więcej siły może być wygenerowane przez mięśnie. Odwrotnie w punktach skrajnych zakresu ruchu, kiedy mięśnie są w niekorzystnej fizjologicznej i biomechanicznej sytuacji dynamometr ciągle zachowuje stałą prędkość kątową, ale mniejsza siła generowana jest przez mięśnie żeby tą prędkość utrzymać. Ponieważ urządzenie nie narzuca stałego oporu pracującym mięśniom ruch może odbywać się z obciążeniami większymi niż tzw. najsłabszy (krytyczny) punkt dla danej grupy mięśniowej. Izokinetyczne testy umożliwiają mięśniom generowanie maksymalnej siły w czasie dowolnych ruchów przez ich pełen zakres zapisując jednocześnie wartość wygenerowanego maksymalnego momentu siły i ustawienie w stawie w tym momencie. Testy izokinetyczne są dużo bardziej bezpieczne niż izotoniczne, dlatego, że dynamometr generuje opór, który nigdy, przez cały zakres ruchu, nie przekracza możliwości pacjenta (ograniczenia bólowe, dyskomfort i inne) [17,19].

Tab.1. Korzyści i niedogodności wynikające ze stosowania poszczególnych metod oceny siły mięśniowej

Testy	Korzyści	Niedogodności
Izometryczny (bez użycia nowoczesnych stanowisk pomiarowych)	Kiedy przeciwwskazany jest ruch w stawie Wymaga niewielkiego lub żadnego sprzętu	Siła skurczu mięśni zależy od zadanego ustawienia w stawie Brak wzrokowej odpowiedzi zwrotnej dla obiektywizacji postępu w odtwarzaniu siły mięśniowej
Izotoniczny	Włączona jest naturalna komponenta pracy koncentrycznej i ekscentrycznej Wzmacnianie mięśni przy zwiększających się zadanych obciążeniach Możliwość stymulacji mięśni działających na wiele stawów jednocześnie Możliwość uzyskania i zapisania obiektywnych wyników Jest łatwo przeprowadzić w postaci ćwiczeń w zamkniętym łańcuchu kinetycznym	Wartość obciążenia jest limitowana przez najsłabszy punkt danego zakresu ruchu Nie można ocenić takich parametrów jak proca, moc, i moment siły Silniejsze mięśnie mogą kompensować dysfunkcje słabszych w czasie ćwiczeń w zamkniętym łańcuchu kinetycznym
Izokinetyczny	Umożliwia pracę i ocenę izolowanych grup mięśniowych Dostosowujący się opór urządzenia do przyłożonej siły, co umożliwia pracę z maksymalnymi obciążeniami przez cały zakres ruchu Dostosowujący się opór urządzenia do przyłożonej siły, co sprawia, że ćwiczenia i test są bezpieczne Obiektywna ocena momentu siły, pracy i mocy badanej grupy mięśniowej	Ocena jest ograniczona do izolowanych grup mięśniowych w głównych płaszczyznach ich działania Ćwiczenia i testy odbywają się w otwartym łańcuchu kinematycznym

1.4.5. Subiektywne skale oceny dolegliwości stawu kolanowego

Wskazaniem do leczenia operacyjnego niestabilności kolana są najczęściej objawy prezentowane przez pacjenta takie jak: „uczucie uciekania kończyny”, ból, blokowanie kolana czy utykanie. Z tego powodu w celu monitorowania wyników leczenia od ok. 30 lat stosuje się specjalne skale dla oceny dolegliwości subiektywnych pacjentów [47,66,103]. Dysfunkcje związane z uszkodzeniem więzadła krzyżowego przedniego są różne dla różnych grup pacjentów i korespondują ściśle z ich oczekiwaniami w stosunku do poziomu swojej aktywności fizycznej. Dla zawodników kontaktowych nawet niewielki problem związany z ich zdrowiem a uniemożliwiający uprawianie sportu na poziomie mistrzowskim jest przez nich postrzegany, jako znaczna dysfunkcja. Inaczej wygląda sytuacja dla pacjentów nie będących zawodnikami, którzy jako znaczną dysfunkcję opisują problemy zdrowotne uniemożliwiające im wykonywanie czynności dnia codziennego. Tak szeroka rozpiętość interpretacji tych samych objawów dla różnych grup chorych

spowodowała, że powstało bardzo dużo skal oceny dolegliwości subiektywnych badanych z różnymi uszkodzeniami stawu kolanowego a adresowanych do ściśle określonej populacji [66,103]. Ponadto, żeby jakaś skala oceny spełniała należycie swoje zadanie jej wyniki muszą być powtarzalne i wskazywać na konkretną dysfunkcję. Dla monitorowania przebiegu leczenia skale muszą też być czułe na zmiany zachodzące w czasie terapii. Najczęściej stosowane na świecie skale oceny dolegliwości subiektywnych w dysfunkcjach kolana przedstawia tabela 2 (tab.2). W Polsce największą popularnością cieszy się, przetłumaczone na język polski, zmodyfikowana skala Lysholma i formularz oceny subiektywnej IKDC 2000.

Tab.2. Skale subiektywnej oceny dolegliwości stawu kolanowego

Skala	Krótki opis skali
zmodyfikowana skala Lysholma	Ośmiopunktowy kwestionariusz przeznaczony w swej pierwotnej wersji dla chorych z uszkodzeniami więzadeł stawu kolanowego. Obecnie zakres jej zastosowania rozszerzono na inne schorzenia kolana. W stu punktowej skali 25 punktów dotyczy oceny stabilności kolana, 25 dotyczy bólu, 15 blokowania, 10 wysięku w stawie, 10 sprawności poruszania się po schodach, 5 utykania, 5 stosowanie pomocy przy chodzeniu i 5 możliwości wykonania przysiadu. Skala jest wysoce powtarzalna i ukierunkowana specyficznie na dysfunkcję kolana. Skalę użyłam do prezentowanych badań i formularz w całości zamieściłam w załączniku 1.
system oceny kolana Cincinnati (Cincinnati Knee Rating System)	Jedenastopunktowy kwestionariusz przeznaczony do oceny funkcji chorego w różnych schorzeniach kolana. Pytania obejmują funkcjonowanie badanego w codziennej aktywności zawodowej, w aktywności sportowej oraz występowanie objawów takich jak: ból, utykanie, blokowanie, uczucie niestabilności kończyny. Dodatkowo w skali są pytania dotyczące ograniczeń funkcjonalnych w czasie uprawiania sportu i codziennej aktywności. W formularz jest też część przeznaczona dla oceny klinicznej obejmującej ocenę niestabilności astrometrem oraz ocenę radiogramów. Skala jest wysoce powtarzalna i ukierunkowana specyficznie na dysfunkcję kolana i czuła na zmiany w przebiegu leczenia.
AAOS (American Academy of Orthopaedic Surgeons Sports Knee Rating Scale)	Skala stanowi część szerokiej oceny MODEMS (Musculoskeletal Outcomes Data Evaluation and Management System) stanowiącej podstawę oceny klinicznej sportowców po urazie kolana. Moduł oceny kolana składa się z 5 części zawierających 23 pytania. Część dotycząca objawów klinicznych zawiera 7 pytań odnośnie sztywności, wysięku. Kolejne 4 pytania dotyczą przesłakiwania i blokowania. Uczucie uciekania kończyny w czasie aktywności fizycznej opisują 4 pytania, również 4 pytania dotyczą ograniczenia w czasie aktywności fizycznej i 4 pytania dotyczą bólu w czasie aktywności fizycznej.
(Activities of Daily Living Scale of the Knee Outcome Survey)	Skala przeznaczona jest do oceny subiektywnej funkcji kolana u chorych z uszkodzeniem ACL jak również ze zmianami zwyrodnieniowymi kolana. Zbudowana jest z 17 pytań z możliwością udzielenia wielu odpowiedzi podzielonych na 2 sekcje. Pierwsza sekcja zawiera 7 pytań dotyczących subiektywnych objawów natomiast druga sekcja zbudowana z 10 pytań dotyczy oceny problemów funkcjonalnych. Wyniki skali silnie korelują z wynikami trzech powyższych skal, jest też nieznacznie czulsza jeśli chodzi o monitorowanie postępów w leczeniu niż powyższe skale.
SANE (Single Numeric Assessment Evaluation)	Sporządzona w celu oceny funkcji chorych w wieku młodzieńczym (college-age) po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego. W skali zawarte jest pytanie jak badany ocenia funkcje swojego kolana w skali od 1 do 100 gdzie 100 punktów oznacza normalną funkcję kolana. Wyniki skali korelują z wynikami skali Lysholma dla populacji ludzi

	młodych. Nowością tej skali złożonej z jednego pytania jest prostota i łatwość oceny, jednak jedno pytanie może być rozmaicie interpretowane przez ludzi z różnymi dolegliwościami kolana jak i na różnym poziomie aktywności fizycznej, dlatego jest przeznaczona dla ściśle określonej populacji.
KOOS (Knee Injury and Osteoarthritis Outcome Score)	Została rozwinięta w celu oceny zmian zwyrodnieniowych u chorych po operacjach na łątkach. Jej powtarzalność, celowość i czułość na zmiany okazała się też wysoka u pacjentów po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego. Poza pytaniami o objawy, funkcję w aktywnościach dnia codziennego i w sporcie zawiera również punkty dotyczące oceny jakości życia.
The quality of life outcome measure for chronic ACL deficiency	Skala skonstruowana w celu oceny funkcji pacjentów po uszkodzeniu więzadła krzyżowego przedniego, którzy wrócili do aktywności sportowej po rehabilitacji bez leczenia operacyjnego. Skala zawiera 31 pytań wizualnej skali analogowej dotyczących dolegliwości subiektywnych, problemów w aktywności dnia codziennego i pracy oraz problemów w uprawianiu sportu.
IKDC (International Knee Documentation Committee)	Jest to kompleksowa ocena 7 "obiektywnych" parametrów badania kolana: wysięk w stawie, zakres ruchów, pomiar niestabilności mechanicznej, przesłuchiwanie, patologiczne zmiany w miejscu pobrania przeszczepu, ocena radiologiczna oraz test „podskoku na jednej nodze. Taką całościową ocenę formularza IKDC uzupełnia, częściej stosowana, subiektywna skala oceny funkcji stawu kolanowego IKDC. Ta część formularza została wykorzystana w badaniach niniejszej pracy i szczegółowo opisana w rozdziale „Materiał i metodyka badań” a formularz w całości przedstawiłam w załączniku 2.

1.4.6. Testy oceny funkcjonalnej

Testy oceny funkcjonalnej obejmują ocenę zachowania się badanego w trakcie wykonywania konkretnych zadań ruchowych [20,34,61,74]. Miarą dysfunkcji jest w tym przypadku stwierdzona asymetria badanego parametru. Do testów oceny funkcjonalnej zaliczamy np.: test zwrotności (bieg po kopercie) – badany przebiega jak najszybciej w poprzek po płaskiej powierzchni po kopercie w kształcie kwadratu o boku 6,3m, „bieg wahadłowy” - bieg na krótkim prostym odcinku z gwałtownym zwrotem na uszkodzonej kończynie w przeciwnym kierunku, „bieg tzw. przekładanką” na krótkim odcinku. W wyżej wymienionych testach mierzy się czas wykonania zadania. Miarą dysfunkcji jest wydłużenie czasu wykonania zadania w stosunku do kończyny zdrowej lub normy dla populacji ludzi zdrowych. W testach podskoku na jednej nodze i trójskoku na jednej nodze miarą dysfunkcji jest asymetria dystansu wyskoku. Ciekawą propozycją tego typu testów jest wprowadzenie oceny przy użyciu platformy pedobarograficznej do oceny sposobu obciążenia stopy lub nacisku kończyny na podłoże, które dają możliwość oceny ilościowej i wykrycia subtelnych asymetrii. Keaysa i wsp. analizowali oceny wielu różnych testów funkcjonalnych w kontekście uszkodzenia więzadła krzyżowego przedniego [51]. Z uzyskanych przez nich wyników okazało się, że jedynym testem mogącym wskazać dysfunkcję kolana i ewentualnie umożliwić monitorowanie przebiegu rehabilitacji jest test „podskok na jednej nodze”. Również test z użyciem platformy pedobarograficznej polegający na ocenie sposobu obciążania stopy w trakcie schodzenia ze schodów przedstawiony przez Mittlmeier’a i wsp. według autorów jest wiarygodny w ocenie monitorowania postępu rehabilitacji po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego [67]. Słabą stroną tych testów jest brak wiedzy o funkcji badanego przed

uszkodzeniem kończyny, a co ma istotny wpływ na wynik uzyskany przez badanego. Wszystkie wyżej wymienione testy dotyczą ogólnej funkcji badanego a nie koncentrują się na ocenie funkcji konkretnego stawu.

1.5. Mechaniczna niestabilność przednio-tylna stawu kolanowego i sposoby jej pomiaru

Zgodnie z definicją biomechaniczną bierna niestabilność stawu (laxity) jest to ruch stawu wywołany siłą przyłożoną z zewnątrz, limitowany przez bierny opór tkanek takich jak: więzadła, torebka stawowa, chrzęstne powierzchnie stawowe czy łąkotki jak w przypadku stawu kolanowego [55].

Wiotkość stawów to możliwość wykonywania ruchów w stawie o zwiększonym zakresie na skutek rozluźnienia jego biernych stabilizatorów tkankowych. Wiotkość stawu jest cechą osobniczą i nie ma związku z uszkodzeniem tych struktur, jest też charakterystyczna dla zespołów z towarzyszącą uogólnioną wiotkością stawów takich jak zespół Marfana czy Ehlersa-Danlosa [55].

Niestabilność (instability) stawu rozumiana, jako nadmierna, patologiczna ruchomość prowadząca do podwichania lub zwichania stawu, może występować na tle wiotkości lub być następstwem uszkodzenia stabilizatorów stawu [55].

1.5.1. Sposoby pomiaru przesunięcia przednio-tylnego goleni względem uda

Jakościowa ocena kliniczna

- Test Lachmana - kolano ustawione w zgięciu ok. 30°, badający jedną ręką podtrzymuje udo natomiast drugą ręką opartą o tylną powierzchnię goleni przesuwając go do przodu względem uda.

Interpretacja: Badanie wykonuje się porównawczo, tak samo dla obu kończyn dolnych; różnica przesunięcia goleni względem uda <5mm – „+”, przesunięcie między 5 a 10 mm – „++”, przesunięcie >10mm – „+++”

- Test szufladkowy przedni – kolano ustawione w zgięciu ok. 90°, badający siada na stopie badanego stabilizując stopę w pozycji pośredniej i opartymi o tylną powierzchnię goleni tuż poniżej kolana rękoma przesuwając go do przodu względem uda.

Interpretacja - jak w teście Lachmana”

- Test skręcania i podwichnięcia kolana („pivot shift” test) – badany leży na plecach, jedną ręką badający chwytając i stabilizując boczny kłykieć kości udowej. Kciuk bada palpacyjnie bliższą część kości piszczelowej lub strzałki. Drugą ręką badający chwytając podudzie, wykonuje rotację wewnętrzną i odwiedzenie (koślawienie). Z tej pozycji staw jest zginany i prostowany (ruchy zgięcia i wyprostu).

Interpretacja: Przy uszkodzonym więzadle krzyżowym przednim kość piszczelowa podwija się do przodu.

Ilościowa ocena przesunięcia przednio-tylnego stawu kolanowego

Artrometry – urządzenia do oceny ilościowej przesunięcia przednio-tylnego stawu kolanowego:

- KT-1000 (MedMetric, San Diego, CA, USA) [22,23,27,94,98]
- KT-2000 (MedMetric, San Diego, CA, USA) [22,27]
- Rolimeter (Aircast Summit, NJ, USA) (ryc.9) [27]
- Stryker Ligament Tester (Stryker, Kalamazoo, MI, USA) [23,94]
- Pomiary z zastosowaniem obrazów RTG
 - o Rentgen Stereophotogrammetric Analysis – RSA [22,23]
 - o MRI [55]

Do celów niniejszych badań zastosowałam Rolimeter (Aircast Summit, NJ, USA). Ułożenie kończyny i sposób zainstalowania astrometru przedstawia ilustracja poniżej. Pomiaru dokonać można w pozycji przyjętej dla testu Lahmana i testu szufladkowego.



Ryc.9. Ułożenie kończyny i sposób zainstalowania astrometru Rolimeter (Aircast Summit, NJ, USA); R – ramię wyskalowane, na którym odczytywany jest wynik.

Badający opiera jedną rękę na rzepce stabilizując artrometr a drugą ręką przesuwając gość ku przodowi tak jak w odpowiednich testach klinicznych. Wynik odczytywany jest na metalowej skali. Wyskalowanie skali jest co 2 mm. W porównaniu z innymi dostępnymi na rynku astrometrami urządzenie jest małe, poręczne i lekkie, które łatwo dezynfekować. Jest proste w obsłudze i nie wymaga dużego doświadczenia od badającego. Badanie ww. astrometrem jest nieobciążające dla badanego. Do niedogodności wynikających z zastosowania astrometru Rolimeter należy zaliczyć: błąd pomiaru 2mm, brak możliwości odczytania wyniku w technologii cyfrowej oraz to, że siła przyłożona do goleni zależy od badającego. Jednakże przydatność kliniczna, wiarygodność i czułość pomiarów wybranego przeze mnie do badań artrometru jest podobna do innych, co potwierdzają wyniki badań opublikowanych w piśmiennictwie.[22,27,40,103]

1.5.2. Kryteria pomiaru niestabilności mechanicznej

W literaturze przyjęto dwa sposoby interpretacji wyników oceny ilościowej niestabilności mechanicznej.

Ocena na podstawie wartości bezwzględnej przesunięcia piszczeli względem uda dla badanej kończyny. Dla tej oceny przyjęto następującą klasyfikację:

Przesunięcie 0-5 mm opisuje się jako „+”

Przesunięcie 6-10 mm opisuje się jako „2+”

Przesunięcie 11-15 mm opisuje się jako „3+”

Na niestabilność stawu wskazuje wynik „2+” i więcej.

Ocena na podstawie różnicy wartości przesunięcia piszczeli względem uda między kończyną uszkodzoną i zdrową. Wartość różnicy >3 mm uważa się za nieprawidłową i wskazuje na niestabilność mechaniczną kolana.

1.6. Rekonstrukcja więzadła krzyżowego przedniego

Rekonstrukcja więzadła krzyżowego przedniego jest operacją polegającą na odtworzeniu więzadła w jego anatomicznej lub najbardziej zbliżonej do anatomicznej lokalizacji [25,26,56,100]. Obecnie, w dobie szybkiego rozwoju technik artroskopowych techniki operacyjne wymagające artrotomii stawu kolanowego odchodzą już do historii ortopedii. Techniki artroskopowej rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego ze względu na sposób stabilizacji przeszczepu w kanałach kostnych można podzielić na techniki tzw. „Endo-baton” [25,26,56,90,100]. „zawieszające” przeszczep ścięgnisty na korówkach zewnętrznych kości udowej i piszczelowej za pomocą taśm i nici niewchłaniających oraz specjalnych małych płytek tytanowych oraz „Rigid-fix” [25,90,100], stabilizacja przeszczepów w kości gąbczastej za pomocą śrub (kiedyś tytanowych lub stalowych obecnie z materiałów biochłaniających) lub pinów [25,90].

Materiały na przeszczep więzadła mogą być autogenne (autografty): ścięgna mięśni półścięgnistego i smukłego, przeszczepy z więzadła rzepki, przeszczepy ze ścięgna mięśnia prostego uda z fragmentem kostnym z rzepki; allogenne (allografty) są to materiały biologiczne ścięgien pobranych ze zwłok i odpowiednio przygotowanych; mogą to być materiały wyżej wymienione oraz dodatkowo wykorzystuje się ścięgno Achillesa z fragmentem kości piętowej, ścięgno mięśnia piszczelowego przedniego [25,90,100].

Odrębną grupę materiałów stanowią przeszczepy syntetyczne. Wyróżniamy trzy typy materiałów syntetycznych: tzw. scaffoldy (matryce) stymulujące lokalne fibroblasty do produkcji kolagenu i wzmocnienia przeszczepu własną tkanką włóknistą (np.: „Carbon fiber-based ligaments” i Leeds-Keio ligament); stenty wzmacniające i wspomagające przebudowę autogennych przeszczepów w czasie ich przebudowy (np.: Kennedy ligament augmentation device – niewchłaniający i Dexon – wchłaniający; protezy, które zastępują własne więzadło, a ich wytrzymałość i funkcja nie zależy od przebudowy biologicznej własnych tkanek organizmu (np.: Gore-Tex, Dacron) [25].

W zależności od liczby rekonstruowanych pęczków więzadła i ilości nawierconych kanałów w kości wyróżniamy rekonstrukcje jednopęczkowe-dwukanałowe (jedeno pasmo ścięgna, jeden kanał udowy i jeden kanał piszczelowy), dwupęczkowe-trzykanałowe (dwa pasma ścięgna, dwa kanały udowe i jeden kanał piszczelowy) i dwupęczkowe czterokanałowe (dwa pasma ścięgna, dwa kanały udowe i dwa kanały piszczelowe) [25]. Szczegóły artroskopowej techniki operacyjnej przedstawiłam

w

rozdziale

trzecim.

2. ZAŁOŻENIA BADAWCZE I CELE PRACY

2.1. Założenia badawcze

2.2. Cele pracy

2.2.1. Cel główny pracy

2.2.2. Szczegółowe cele pracy

2.1. Założenia badawcze

W pracy zakładam, że okres roku po leczeniu niestabilności przednio-tylnej stawu kolanowego po uszkodzeniu więzadła krzyżowego przedniego rekonstrukcją więzadła krzyżowego przedniego techniką artroskopową przeszczepami ze ścięgien mięśni półścięgnistego i smukłego przy prawidłowej rehabilitacji wystarcza do odzyskania dobrej funkcji stawu kolanowego.

Jednocześnie zakładam, że prawidłowa rehabilitacja powinna zawierać elementy treningu proprioceptywnego.

Zakładam również, że dla uzyskania dobrej funkcji stawu kolanowego istotne jest odtworzenie prawidłowego bilansu mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego.

2.2. Cele pracy

2.2.1. Cel główny pracy

Analiza wpływu leczenia niestabilności przednio-tylnej kolana rekonstrukcją więzadła krzyżowego przedniego przeszczepami z mięśni smukłego i półścięgnistego oraz sposobu rehabilitacji pooperacyjnej na funkcję stawu kolanowego.

2.2.2. Cele szczegółowe pracy

1. Ocena funkcji leczonego operacyjnie niestabilnego kolana dokonana przez chorych
2. Ocena stabilności mechanicznej po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego stawu kolanowego
3. Ocena izokinetyczna mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego u pacjentów po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego
4. Określenie sposobu kontroli wzrokowo – proprioceptywnej u chorych po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego w statycznym i dynamicznym teście Rivy.
5. Określenie wpływu wartości badanych parametrów na opinię chorych o funkcji operowanego kolana.

3. MATERIAŁ BADAŃ

- 3.1. Pochodzenie materiału badań
- 3.2. Kryteria doboru materiału
- 3.3. Kryteria wykluczające
- 3.4. Kryteria obojętne
- 3.5. Technika operacyjna
- 3.6. Postępowanie pooperacyjne
- 3.7. Charakterystyka materiału
- 3.8. Kryteria podziału

3.1. Pochodzenie materiału badań

Materiał badań stanowiło 40 pacjentów, 7 kobiet i 33 mężczyzn, w wieku od 14 do 57 lat (średnia 32,4 lata) operowanych w latach 2005 - 2007 w Klinice Ortopedii Dziecięcej UM w Poznaniu z powodu niestabilności przednio-tylnej stawu kolanowego po uszkodzeniu więzadła krzyżowego przedniego rekonstrukcją więzadła krzyżowego przedniego techniką artroskopową przeszczepami ze ścięgien mięśni półścięgnistego i/lub smukłego. Wszyscy pacjenci byli operowani przez jednego ortopedę.

3.2. Kryteria doboru materiału badań

Do badań kwalifikowałam pacjentów, u których z powodu uszkodzenia więzadła krzyżowego przedniego wykonano rekonstrukcje więzadła krzyżowego przedniego techniką artroskopową ze ścięgien mięśni półścięgnistego i/lub smukłego. Okres od momentu uszkodzenia więzadła do momentu wykonania rekonstrukcji wynosił ponad 6 miesięcy – uszkodzenie przewlekłe.

Okres obserwacji przekraczał 12 miesięcy.

3.3. Kryteria wykluczające

Z badań wykluczyłam pacjentów ze współistniejącym uszkodzeniem innego więzadła stawu kolanowego oraz pacjentów, u których w wywiadzie stwierdziłam przebyty uraz innego stawu lub drugiej kończyny.

3.4. Kryteria obojętne

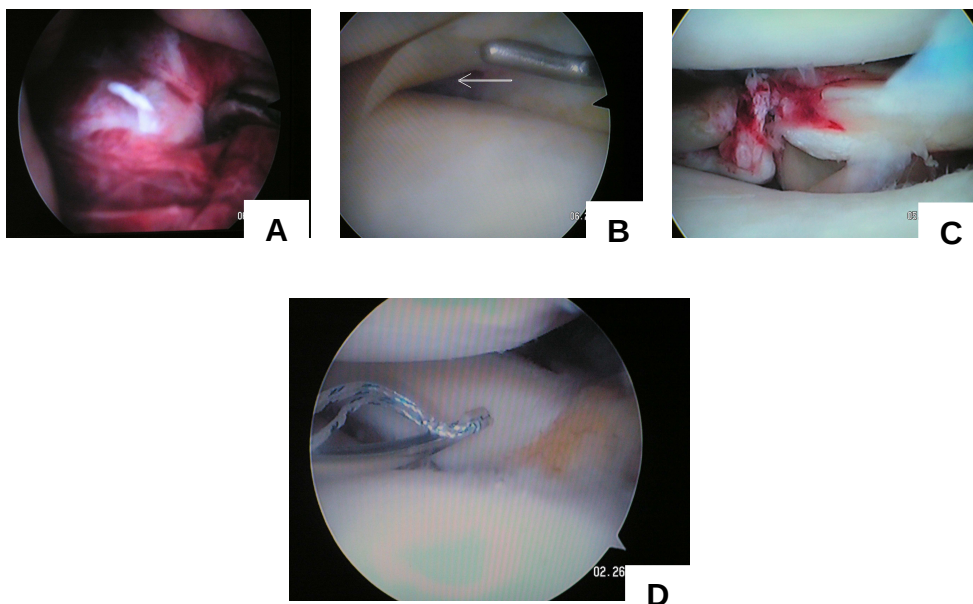
Współistniejące operacje na łąkotkach lub uszkodzenia chrząstki stawowej do III° włącznie nie miały znaczenia w kwalifikacji chorych do grupy badawczej.

3.5. Technika operacyjna

Operacja wykonywana była w znieczuleniu podpajęczym. Pacjentów układano na plecach z opaską Esmarcha na operowanej kończynie.

Artroskopia diagnostyczna

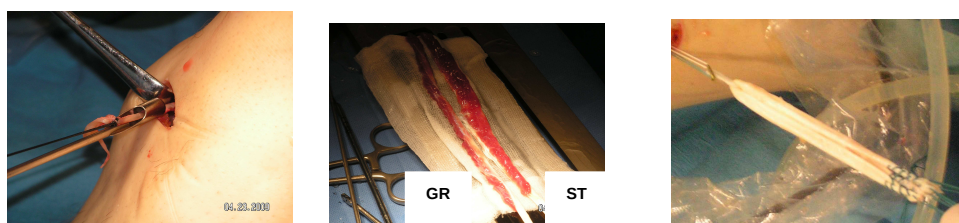
Ocenę stawu przeprowadzano z typowych dojść artroskopowych przednio-przyśrodkowego i przednio bocznego. Artroskopem z optyką 30° oceniano staw kolanowy (uszkodzenia więzadeł, łąkotek, chrząstki stawowej). Uszkodzone kikuty ACL usuwano, a fragmenty uszkodzonych łąkotek były w tym czasie zeszyte lub usunięte. (rys.10.)



Ryc. 10. Przykładowe obrazy z pola operacyjnego: A – uszkodzenie ACL typu „oko cyklopa”, B – uszkodzenie łąkotki przyśrodkowej (strzałka wskazuje szczelinę pęknięcia), C – uszkodzenie łąkotki bocznej, D - zeszytowanie łąkotki bocznej

Przygotowanie przeszczepów

Do rekonstrukcji więzadeł używano ścięgien mięśni półścięgnistego i/lub smukłego (ST/GR) pobieranych z uszkodzonej kończyny. Z dojścia nad gęsią stópką preparowano przyczepy piszczelowe ST i GR, a następnie pobierano ścięgna.

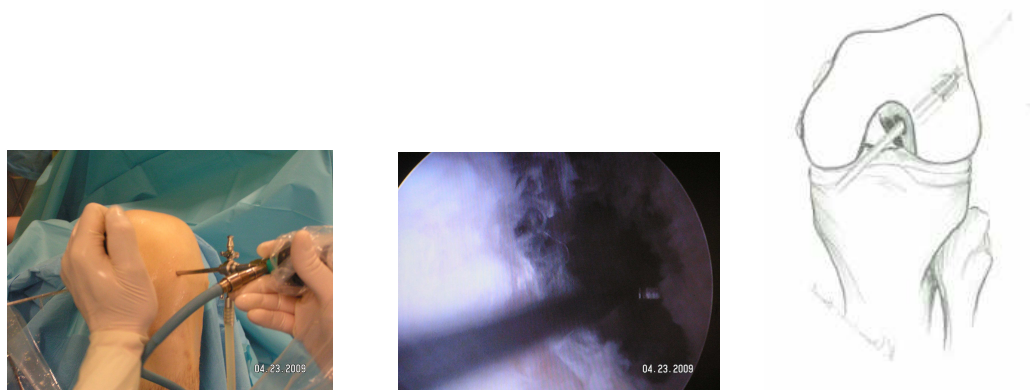


Ryc. 11. Pobranie i przygotowanie ścięgien mięśni smukłego (GR) i półścięgnistego (ST)

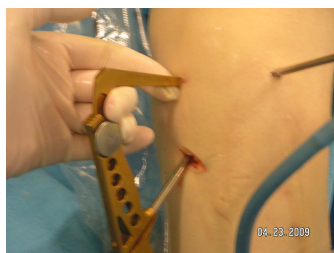
Pobrany materiał był oczyszczany i obszywany nicią niewchłaniającą Ethibond 2. Przeszczep ACL przygotowywano na dwa sposoby (zgodnie z zasadami stosowanej techniki operacyjnej). Dla systemu „Endo – button” przygotowywano przeszczepy złożone z 4-rech pęczków ścięgniętych długości ok. 7 cm, grubości od 7 do 9 mm zaopatrzone w pętlę z niewielką blaszką systemu endo-button. Długość pętli dobierana była tak, żeby w kanale kostnym udowym znajdowało się minimum 1,5 cm części ścięgniętej przeszczepu (najczęściej długość pętli wynosiła 2 cm). Dla systemu „Rygid fix” przygotowywano przeszczepy złożone z 4-rech pęczków ścięgniętych długości 12-14 cm, grubości od 7 do 9 mm. Wewnątrz kanału udowego znajdowało się ok. 3 cm ścięgna przeszczepu. (ryc.11.)

Przygotowanie kanałów kostnych

W czasie gdy asysta przygotowywała przeszczepy, operator wykonywał kanały dla przyszłych więzadeł. W technice „Endo-button”, pod kontrolą artroskopu, wprowadzonego przez dojscie przednio – boczne, przygotowywano z dojscia przednio-przyśrodkowego kanał udowy dla ACL (ryc.12). Następnie po wprowadzeniu celownika do przygotowania kanału piszczelowego wykonywano kanał piszczelowy (ryc.13.). Technika „Rygit-fix” wymaga przygotowania w pierwszej kolejności kanału piszczelowego, a następnie przez kanał piszczelowy kanału udowego.



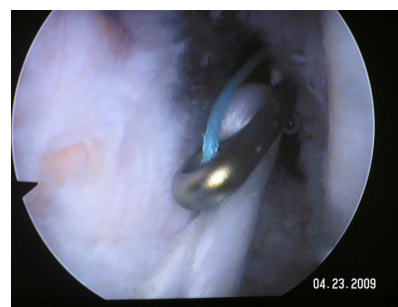
Ryc. 12. Przygotowanie kanału udowego



Ryc. 13. Przygotowanie kanału piszczelowego

Wprowadzenie i mocowanie przeszczepów

Przy pomocy drutu Kirshnera z oczkiem przeciągano przez kanał w kości udowej dla ACL pętlę z nici Ethibond 5. Następnie wyprowadzano pętlę z nici przez kanał piszczelowy. Przeciągano przeszczep ścięgnisty po nici do kanałów kostnych, który następnie zawieszany był za pomocą systemu pętli i blaszki na korówce kości udowej – system „Endo –button” (ryc.14.), lub mocowany za pomocą pinów w części kości gąbczastej kości udowej. Do umocowania przeszczepu w kanale kości piszczelowej stosowano śruby z bioabsorbowalnych materiałów, a w systemie „Endo-button” dodatkowo przeszczep zawieszany był na korówce piszczeli za pomocą nici i tytanowego lub wykonanego z bioabsorbowalnego materiału guzika (ryc.15.).

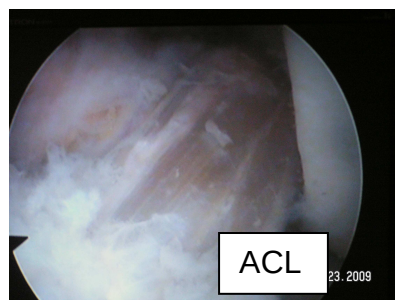


Ryc. 14. Wprowadzenie i mocowanie przeszczepu



Ryc.15. Schemat przebiegu i umocowania w kanałach kostnych przeszczepu więzadła krzyżowego przedniego

W okolicę gęsiej stópki i przedziału boczno lub przyśrodkowego stawu kolanowego zakładano dreny Redona (rys.16.). Czas operacji wynosił od 30 do 60 min.



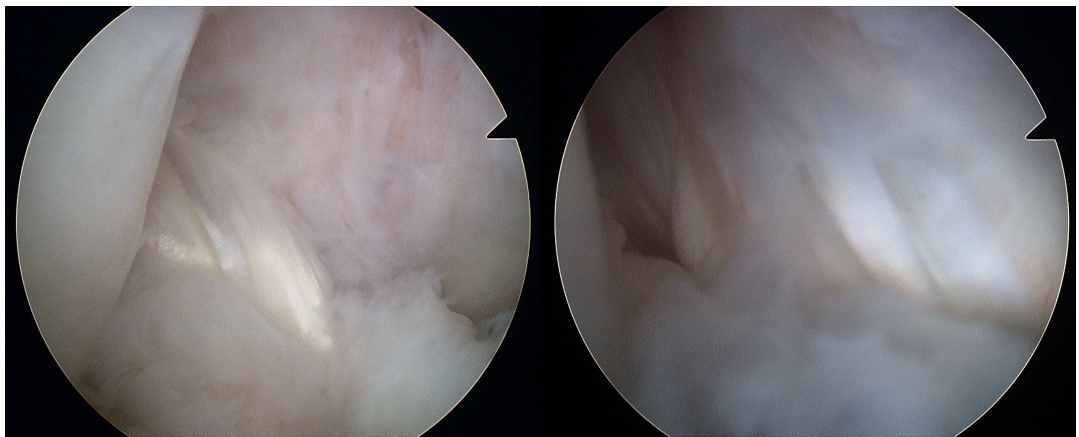
Ryc. 16. Wprowadzenie drenów i zamknięcie ran operacyjnych; widoczny przeszczep ACL w anatomicznej lokalizacji

3.6. Postępowanie pooperacyjne

Na bloku operacyjnym zaopatrywaliśmy operowaną kończynę w ortezę stabilizującą staw kolanowy w zgięciu 10° - 30°. Pacjent po operacji pozostawał w szpitalu dwie doby. Od pierwszych godzin po operacji kontrolowaliśmy ból i obrzęk za pomocą zimnych okładów, wyższego ułożenia kończyny i leków przeciwbólowych.

Ćwiczenia propriocepcji wprowadzaliśmy od pierwszej doby po operacji, a ćwiczenia izometryczne siły mięśni kulszowo-goleniowych od 2 doby po operacji.

Rok po operacji obserwowaliśmy przebudowany żywy przeszczep więzadła krzyżowego przedniego. (ryc.17.)



Ryc.17. Widok artroskopowy przeszczepu więzadła krzyżowego przedniego w anatomicznej lokalizacji u pacjentki, u której z powodu uszkodzenia łąkotki przyśrodkowej wykonano ponownie artroskopię rok po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego i zeszczeniu łąkotki przyśrodkowej.

3.7. Charakterystyka materiału

Tab.4. Chorzy rehabilitowani z elementami treningu proprioceptywnego

Inicjały badanych	Operowana kończyna	Data operacji	Rodzaj operacji	Technika operacyjna	Data badania kontrolnego
K.D.	PKD	2006-03-15	Rekonstrukcja ACL	ST+GR*, Rigid fix (Mitek)	2007-03-26
R.H.	PKD	2007-08-01	Rekonstrukcja ACL	ST**, Endo-button (Smith&Nephew)	28-07-2008
K.P.	PKD	2005-11-16	Rekonstrukcja ACL + zeszyście MM***	ST+GR, Endo-button (Stortz)	2007-02-17
W.P.	LKD	2006-02-15	Rekonstrukcja ACL +częściowa menissectomia MM	ST, Endo-button (Stortz)	2007-02-16
P.D.	PKD	2006-03-15	Rekonstrukcja ACL + zeszyście MM	ST+GR, Rygid fix (Strayker)	2007-03-15
K.M.	LKD	2006-05-08	Rekonstrukcja ACL + częściowa menissectomia MM	ST, Rygid fix (Strayker)	2007-06-02
R.W.	LKD	2006-08-31	Rekonstrukcja ACL	ST, Endo-button (Smith&Nephew)	2008-02-08
N.P.	LKD	2007-03-14	Rekonstrukcja ACL + zeszyście MM	ST, Endo-button (Smith&Nephew)	2008-04-08
J.A.	PKD	2006-10-26	Rekonstrukcja ACL	ST+GR, Endo-button (Smith&Nephew)	21-08-2008
U.K.	PKD	2006-11-08	Rekonstrukcja ACL + częściowa menissectomia MM	ST+GR, Endo-button (Smith&Nephew)	2008-02-05
K.A.	LKD	2007-03-07	Rekonstrukcja ACL	ST, Endo-button (Smith&Nephew)	2008-04-09
B.R.	PKD	2007-03-01	Rekonstrukcja ACL	ST+GR, Endo-button (Smith&Nephew)	10-07-2008
P.K.	LKD	2007-02-08	Rekonstrukcja ACL + częściowa menissectomia MM	ST+GR, Endo-button (Smith&Nephew)	04-08-2008
J.B.	PKD	2006-11-02	Rekonstrukcja ACL + częściowa menissectomia MM	ST, Endo-button (Smith&Nephew)	28-08-2008
C.A.	LKD	2007-01-10	Rekonstrukcja ACL + zeszyście MM	ST+GR, Endo-button (Smith&Nephew)	2008-02-09
K.M.	PKD	2007-06-20	Rekonstrukcja ACL	ST, Endo-button (Smith&Nephew)	1-7-2008
K.S.	PKD	2007-08-20	Rekonstrukcja ACL	ST+GR, Endo-button (Smith&Nephew)	25-08-2008
Z.Ł.	PKD	2007-03-19	Rekonstrukcja ACL	ST+GR, Endo-button (Smith&Nephew)	11-09-2008
K.B.	LKD	2007-04-13	Rekonstrukcja ACL	ST, Endo-button (Smith&Nephew)	05-07-2008
M.M.	LKD	2006-10-09	Rekonstrukcja ACL	ST, Endo-button (Smith&Nephew)	05-09-2008

ST+GR* - przeszczep ze ścięgna mięśni półścięgnistego i smukłego

ST** - przeszczep ze ścięgna mięśnia półścięgnistego

MM*** - łąkotka przyśrodkowa

ML**** - łąkotka boczna

Tab.5. Chorzy rehabilitowani bez elementów treningu proprioceptywnego

Inicjały badanych	Operowana kończyna	Data operacji	Rodzaj operacji	Technika operacyjna	Data badania kontrolnego
G.Ł.	PKD	2-12-2005	Rekonstrukcja ACL	ST+GR, Endo-button (Stortz)	19-12-2006
B.W.	LKD	15-2-2006	Rekonstrukcja ACL (po plastyce mozaikowej)	ST, Endo-button (Stortz)	29-3-2007
J.P.	PKD	15-3-2006	Rekonstrukcja ACL	ST+GR, Rigid fix (Mitek)	25-4-2007
Ś.A.	PKD	29-3-2006	Rekonstrukcja ACL	ST, Endo-button (Smith&Nephew)	24-4-2007
Z.P.	LKD	31-5-2006	Rekonstrukcja ACL + częściowa menisc. MM i LM	ST+GR, Rygid fix (Strayker)	26-6-2007
K.M.	LKD	20-04-2007	Rekonstrukcja ACL po częściowej MM	ST+GR, Endo-button (Smith&Nephew)	09-09-2008
D.A.	PKD	10-01-2007	Rekonstrukcja ACL + zeszycie MM	ST+GR, Endo-button (Smith&Nephew)	7-4-2008
J.M.	LKD	17-01-2007	Rekonstrukcja ACL	ST, Endo-button (Smith&Nephew)	3-4-2008
K.J.	LKD	04-01-2005	Rekonstrukcja ACL	ST+GR, Endo-button (Smith&Nephew)	2-6-2006
M.W.	PKD	31-1-2007	Rekonstrukcja ACL + częściowa meniscectomia MM	ST, Endo-button (Smith&Nephew)	2-2-2008
W.A.	LKD	12-03-2007	Rekonstrukcja ACL + częściowa meniscectomia MM	ST+GR, Endo-button (Smith&Nephew)	09-07-2008
J.M.	PKD	10-05-2007	Rekonstrukcja ACL + zeszycie MM	ST+GR, Endo-button (Smith&Nephew)	04-07-2008
H.M.	PKD	15-03-2007	Rekonstrukcja ACL + zeszycie MM	ST, Endo-button (Smith&Nephew)	09-09-2008
W.A.	PKD	02-07-2007	Rekonstrukcja ACL + częściowa meniscectomia MM	ST, Endo-button (Smith&Nephew)	28-07-2008
W.S.	LKD	26-02-2007	Rekonstrukcja ACL + częściowa meniscectomia MM	ST+GR, Endo-button (Smith&Nephew)	05-08-2008
M.D.	PKD	21-12-2006	Rekonstrukcja ACL + częściowa meniscectomia MM	ST, Endo-button (Smith&Nephew)	04-09-2008
C.R.	PKD	04-09-2006	Rekonstrukcja ACL + częściowa meniscectomia MM	ST, Endo-button (Smith&Nephew)	08-09-2008
S.J.	LKD	18-04-2007	Rekonstrukcja ACL + zeszycie MM i ML	ST+GR, Endo-button (Smith&Nephew)	08-09-2008
F.J.	LKD	26-10-2006	Rekonstrukcja ACL	ST, Endo-button (Smith&Nephew)	06-09-2008
N.T.	PKD	09-10-2006	Rekonstrukcja ACL	ST+GR, Endo-button (Smith&Nephew)	08-09-2008

ST+GR* - przeszczep ze ścięgna mięśni półścięgnistego i smukłego

ST** - przeszczep ze ścięgna mięśnia półścięgnistego

MM*** - łąkotka przyśrodkowa

ML**** - łąkotka boczna

3.8. Kryteria podziału

Badani zostali podzieleni na dwie grupy:

- Grupa A – pacjenci rehabilitowani wg protokołu opracowanego i stosowanego w „Rehasport Clinic” zawierającego elementy treningu proprioceptywnego przedstawionych w tabeli 6.
- Grupa B – pacjenci rehabilitowani w przypadkowych placówkach bez elementów treningu proprioceptywnego – weryfikacja na podstawie wywiadu.

Tab.6. Protokół rehabilitacji pacjentów po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego (Rehasport Clinic)

Okres rehabilitacji (w tygodniach)	Rozgrzewka	Praca manualna	Ćwiczenia indywidualne	Trening propriocepcji
2-3,5/4 tydzień (o 2 kulach)	Ciągły bierny ruch (CPM) 2-3 tydz. do 90 stopni, 3-4 ponad 90 stopni, jeżeli pacjent pod koniec 4 tyg. uzyskał 110 stopni to rozpoczynano ćwiczenia na rowerze stacjonarnym bez obciążenia przez 10 - 15 minut	praca manualna nad zakresem ruchu w kolanie	- w siadzie prostym pod kolaniem chorego umieszczano delikatnie napompowany ciśnieniomierz zegarowy i proszono pacjenta by prostował kolano napinając mięsień czworogłowy uda nie unosząc piety nad podłogę, - w staniu przy poręczach wykonywanie ćwiczeń oporowych z gumą założoną powyżej st. kolanowego nogi operowanej i wykonywanie następujących ruchów w biodrze: zgięcia, wyprostu, przywiedzenia, odwiedzenia w kierunku przeciwnym do oporu stawianego przez gumę, - w siadzie na krześle gumę przymocowaną do poręczy zakładano wokół kostki nogi operowanej i chory od pełnego wyprostu wykonywał ruch zgięcia w kolanie do 90 stopni sunąc stopą po podłodze, - ćwiczenia na platformach pedobarograficznych (MTD): obciążanie odpowiednie kończyn dolnych w statyce	pacjent leżał na plecach lub/i brzuchu z nogą opartą stopą o ścianę, terapeuta przykładając ręce ponad kolaniem powolnymi, naprzemiennymi ruchami próbował wytrącić nogę pacjenta z równowagi
3,5/4-6 tydzień (o 1 kuli)	rower stacjonarny z minimalnym obciążeniem 10-15 minut	praca manualna nad zakresem ruchu w kolanie	MTD półprzysiady naprzemian ze wspięciami na palce, - w staniu przy poręczach wykonywanie ćwiczeń oporowych z gumą założoną na wysokości st. skokowego górnego nogi operowanej i wykonywanie następujących ruchów w biodrze przy wyprostowanym kolanie: zgięcia, wyprostu, przywiedzenia i odwiedzenia w kierunku przeciwnym do oporu stawianego przez gumę, -w siadzie na krześle gumę przymocowaną do poręczy zakładamy wokół kostki nogi operowanej i od pełnego wyprostu wykonujemy ruch zgięcia do 90 stopni sunąc stopą po podłodze	pacjent leży na plecach lub/i brzuchu noga oparta jest stopą o piłkę, która spoczywa na ścianie, prawie wyprostowana w stawach kolanowym i biodrowym, terapeuta przykładając ręce ponad kolaniem powolnymi naprzemiennymi ruchami próbuje wytrącić nogę pacjenta z równowagi

6-13 tydzień (bez kul)	1. jazda na rowerze stacjonarnym ze średnim obciążeniem 10-15 minut 2. praca nad ogólną wytrzymałością fizyczną	nad zakresem ruchu w kolanie	wchodzenie jednonóż na stopień o wysokości 15cm i schodzenie do tyłu, - około 7 tyg. wchodzenie jednonóż na stopień o wysokości 22cm i schodzenie do tyłu, - MTD półprzysiady naprzemian ze wspłęciami na palce, w stanie bez poręczy wykonywanie ćwiczeń oporowych z gumą założoną na wysokości st. skokowego górnego nogi nie operowanej stojąc na nodze operowanej i wykonywanie następujących ruchów w biodrze przy wyprostowanym kolanie: zgjęcia, wyprostu, przywiedzenia i odwiedzenia w kierunku przeciwnym do oporu stawianego przez gumę, - w 9 tyg. wykonujemy powyższe ćwiczenie stojąc na poduszce powietrznej – element treningu proprioceptywnego - w siadzie na krześle gumę przymocowaną do poręczy zakładamy wokół kostki nogi operowanej i od pełnego wyprostu wykonujemy ruch zgjęcia do 90 stopni sunąc stopą po podłodze	wykonywanie półprzysiadów na krążku a około 10 tyg. stojąc na jednej nodze na trampolinie, - około 7 tyg. pacjent stoi na jednej nodze na trampolinie a terepeuta rzuca nim jedną piłką a następnie dwoma, - pacjent stoi na jednej nodze na podłodze z zamkniętymi oczami i stara się utrzymać równowagę - pacjent leży na plecach nogi oparte na piłce unosi biodra do góry i zginając kolana przyciąga piłkę do pośladków, - około 8 tyg. pacjent wykonuje powyższe ćwiczenie na jednej nodze, - 8 tydz. basen (pływanie stylem klasycznym nie jest wskazane przez rok od operacji), - 9 tydz. ćwiczenia wytrzymałości siłowej m. czworogłowego uda w łańcuchach zamkniętych na „Atlasie” w zakresie 90 - 40 stopni z obciążeniem 5kg na każdą nogę indywidualnie i tak aż do 13 tyg
---------------------------	--	------------------------------	--	---

13 tydzień: pierwsza ocena z zastosowaniem testów Rivy do oceny sposobu kontroli postawy, MTD do oceny stopnia właściwego rozkładania sił na obie kończyny dolne, dynamometru izokinetycznego Biodex do oceny siły i wytrzymałości siłowej (urządzenie to było używane tylko i wyłącznie do ocen nie prowadzono na nim żadnych ćwiczeń). Od wyników powyższej oceny zależała decyzja o rozpoczęciu przez pacjenta treningów biegowych (pacjentowi nie zezwalano na podjęcie treningów biegowych jeżeli różnica w sile i/lub w wytrzymałości siłowej między nogą operowaną i nie operowaną wynosiła więcej niż 30 procent)

16 tydz. ćwiczenia dynamiczne	bieg z prędkością 8-9km/h	- podskoki obunóż a następnie jednonóż na trampolinie z zatrzymaniem co trzy na ugiętych lekko kolanach, - przeskoki obunóż a następnie jednonóż przez kijek na materacu przód - tył, lewo - prawo
----------------------------------	---------------------------	---

17-18 tydzień	bieg z prędkością 8-9km/h	jw. ale już bez materaca (bez amortyzacji)
---------------	---------------------------	--

18-20 tydzień	bieg z prędkością 8-9km/h	Ćwiczenia dynamiczne ze zmianą kierunku ruchu - podskoki na jednej nodze z obrotem o 90 stopni itd.
---------------	---------------------------	--

26 tydzień: do pełnego uprawiania sportu po wykonaniu drugiej oceny z zastosowaniem testów Rivy do oceny sposobu kontroli postawy, MTD do oceny stopnia właściwego rozkładania sił na obie kończyny dolne, dynamometru izokinetycznego Biodex do oceny siły i wytrzymałości siłowej (pacjentowi nie zezwalano na powrót do sportu jeżeli różnica w sile i/lub w wytrzymałości siłowej między nogą operowaną i nie operowaną wynosiła więcej niż 20 procent)

4. METODYKA BADAŃ

- 4.1 Harmonogram badań
- 4.2 Ocena kliniczna
- 4.3. Ocena sposobu kontroli postawy
- 4.4. Ocena izokinetyczna
- 4.5. Metodyka oceny wyników
 - 4.5.1. Metodyka oceny bania klinicznego
 - 4.5.1.1. Formularz subiektywnej oceny kolana IKDC 2000
 - 4.5.1.2. 100 punktowa skala oceny stawu kolanowego wg Lysholma
 - 4.5.1.3. Test Lachmana i test „szuflady przedniej”
 - 4.5.2. Metodyka oceny badania sposobu kontroli postawy
 - 4.5.3. Metodyka oceny badania izokinetycznego
 - 4.5.4. Analiza statystyczna wyników

4.1 Harmonogram badań

Badania kliniczne, ocenę sposobu kontroli postawy i ocenę izokinetyczną funkcji mięśni u wszystkich chorych przeprowadziłam jednokrotnie. Wyniki badań odnosiłam do wcześniej opisanych i udokumentowanych norm oraz porównałam wyniki otrzymane dla kończyny operowanej i zdrowej (tzw. kontrola wewnętrzna).

4.2. Ocena kliniczna

Ocenę kliniczną przeprowadziłam przy zastosowaniu dwóch skal ocen zawierających informacje o dolegliwościach stawu kolanowego i ich wpływie na funkcjonowanie chorego w życiu codziennym: 100 punktowej skali oceny stawu kolanowego wg Lysholma (załącznik nr 1) oraz formularza subiektywnej oceny kolana 2000 IKDC. (załącznik nr 2).

W teście „szuflady przedniej” i Lachmana za pomocą artrometru „Rolimeter” firmy „Aircast” zmierzyłam różnicę między kończynami dolnymi w przesunięciu piszczeli względem uda.

4.3. Ocena sposobu kontroli wzrokowo-proprioceptywnej

Oceny sposobu kontroli wzrokowo-proprioceptywnej u chorych z uszkodzeniem więzadła krzyżowego przedniego dokonałam za pomocą dynamicznego i statycznego testu Rivy w staniu na jednej nodze. Testy przeprowadzone zostały przy zastosowaniu systemu kontroli postawy – DELOS w pracowni oceny biomechanicznej Rehasport Clinic w Poznaniu.

Na system DELOS składają się [87,88,89]:

- Kontroler Pionu (DVC) – czytnik kontroli postawy. Nagrywa on i wizualizuje w czasie rzeczywistym pochylenie boczne i przednio-tylne ruchy tułowia lub części ciała, na której jest zamocowany,

- Asystent Postawy (DPA) –ramka do podparcia z czujnikiem na podczerwień pozwalająca ocenić najdłuższy, nieprzerwany okres, podczas którego badany nie stracił równowagi,
- Platforma Równowagi (DEB) – elektroniczna platforma, ruchoma (o nieskończonej liczbie stopni swobody) pozwalająca na ocenę czucia głębokiego badanej kończyny na podstawie kontroli pozycji platformy,
- Analizator Systemu Postawy (PSM) – komputer wraz z oprogramowaniem pozwalającym na wizualizację i analizę danych z DVC i DEB.

Przy wykorzystaniu elementów systemu DELOS oceniłam następujące współrzędne:

- Maksymalny czas stania bez podpierania się: wyrażony w sekundach, odnosi się do najdłuższego, nieprzerwanego okresu, podczas którego badany nie oparł rąk o drążek w czasie wykonywania próby (DPA)
- Średnie współrzędnych osiowych: wyrażone w stopniach, odnoszą się do średniej wychyleń tułowia w odniesieniu do pionowej osi ciała. Współrzędne obliczone są dla osi X -wychylenia boczne i osi Y – wychylenia przednio-tyłne (DVC)
- Odchylenia od wypadkowej średnich osi: wyrażone w stopniach, odnosi się do odchylenia chorego od wypadkowej średnich osi próby. Może być obliczone w odniesieniu do osi X lub , osi Y (DVC)
- Średnia błędu: wyrażona w stopniach lub milimetrach, odnosi się do wartości średniej wychylenia platformy w stopniach lub milimetrach w stosunku do płaszczyzny poziomej. Wysokie wartości świadczą o niskim stopniu precyzji ruchu i słabej kontroli proprioceptywnej (DEB)
- Średnia prędkości kołysania: wyrażona w centymetrach na sekundę. Jest to średnia prędkości przesunięcia równoległego punktu podparcia platformy (DEB)
- Wypadkowa średnich osi: wyrażona w stopniach, odnosi się do średniej wartości nachylenia platformy w odniesieniu do płaszczyzny poziomej (DEB)
- Czas utrzymania platformy bez ruchu: wyrażony ilorazem 0% sekund ę, odnosi się do średniej wartości przedziału czasu, w którym badany utrzymał platformę bez ruchu (DEB)
- Niestabilność układu człowiek-platforma – wyrażona w stopniach jest sumą parametrów: „średnie współrzędnych osiowych” i „średnia błędu”. Przedstawia całkowitą niestabilność układu.
- Wskaźnik sposobu utrzymania pionowej postawy (WKP) – jest to iloraz parametrów: „Odchylenia od wypadkowej średnich osi” i „średnia błędu”. Wartości wskaźnika mówią o sposobie kontroli postawy: wartości wskaźnika >60% odpowiadają prawidłowym wzrokowo-proprioceptywnym sposobom kontroli postawy; przedział wartości 40-60% wskazuje na zaburzony wzrokowo-proprioceptywny sposób kontroli postawy; wartości <40% świadczą o przedsionkowym (ratunkowym) sposobie kontroli.

U wszystkich chorych wykonano dwa testy: dynamiczny i statyczny test Rivy. Dynamiczny test Rivy (DRT) polega na tym, że badany stoi na jednej nodze na platformie z czterema stopniami swobody (ruchomość w płaszczyźnie czołowej i strzałkowej) i próbuje utrzymać równowagę (ryc.18.). Analizator danych jednocześnie ocenia dane z „czujnika postawy”, „kontrolera postawy” i wychyleń platformy. Na tej podstawie możliwa jest ocena sposobu kontroli wzrokowo-proprioceptywnej.

Okno wyników dynamicznego testu Rivy w staniu na jednej nodze pozwoliło na podwójny odczyt, odnosząc się do kontroli zarówno DVC jak i DEB. Każdy wykres porównywał dane odnoszące się do współrzędnych „Maksymalny czas stania bez podpierania się” z 10°, 25°, 50° oraz 75° percentylem próby referencyjnej. W ten sposób opisany był rozrzut wartości (np. pięćdziesięciostopniowy percentyl próby jest wartością powyżej lub poniżej której, połowa obserwacji obniża się) oraz odnosił się do wieku badanego. Istnieje wysokie ryzyko upadku (kontuzji) dla wartości poniżej linii poziomej. Krzywe percentyli odnoszą się do najlepszej z 6-ciu kolejnych prób podczas badania każdej kończyny dolnej.



Ryc. 18. Schemat badania kontroli wzrokowo-proprioceptywnej: 1 - Kontroler Pionu (DVC) – czytnik kontroli postawy, 2 - Asystent Postawy (DPA) –ramka do podparcia z czujnikiem na podczerwień, 3 - Platforma Równowagi (DEB) – elektroniczna platforma ruchoma

W SRT badany stoi na jednej nodze na stabilnym podłożu i stara się utrzymać równowagę w zadanym przedziale czasowym. (ryc.19.) Przyczepiony do klatki piersiowej badanego „czujnik postawy” wysyła informacje o stopniu wychylenia tułowia. Dodatkowe informacje pochodzą z „kontrolera postawy” - ramki metalowej i umieszczonym ponad poprzeczką ramki czujnikiem podczerwieni. Badany w momencie utraty równowagi chwyta się ramki a sygnał jest rejestrowany w analizatorze danych (komputer ze specjalnym oprogramowaniem) jednocześnie z danymi z „czujnika postawy”.

W statycznym teście Rivy oceniano krzywe percentylowe odnoszące się do dwóch kolejnych prób w zakresie każdej kończyny dolnej w staniu na jednej nodze na podłodze. Współrzędne odczytywane i oceniane były w taki sam sposób jak w dynamicznym teście Rivy w staniu na jednej nodze z wyłączeniem danych dotyczących wychyleń niestabilnej platformy. Test przeprowadza się przy oczach otwartych i zamkniętych (wyłączenia systemu wzrokowego kontroli postawy), dzięki temu statyczny test Rivy pozwala na wykrycie nieprawidłowości w systemach wizualnym i przedsionkowym.



Ryc.19. Statyczny test Rivy w staniu na jednej nodze – schemat badania.

4.4. Ocena izokinetyczna

Ocena izokinetyczna mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego u pacjentów po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego przeprowadzona była na stanowisku do badań izokinetycznych „Biodex 3” (rys.20.) w pracowni oceny biomechanicznej Rehasport Clinic w Poznaniu

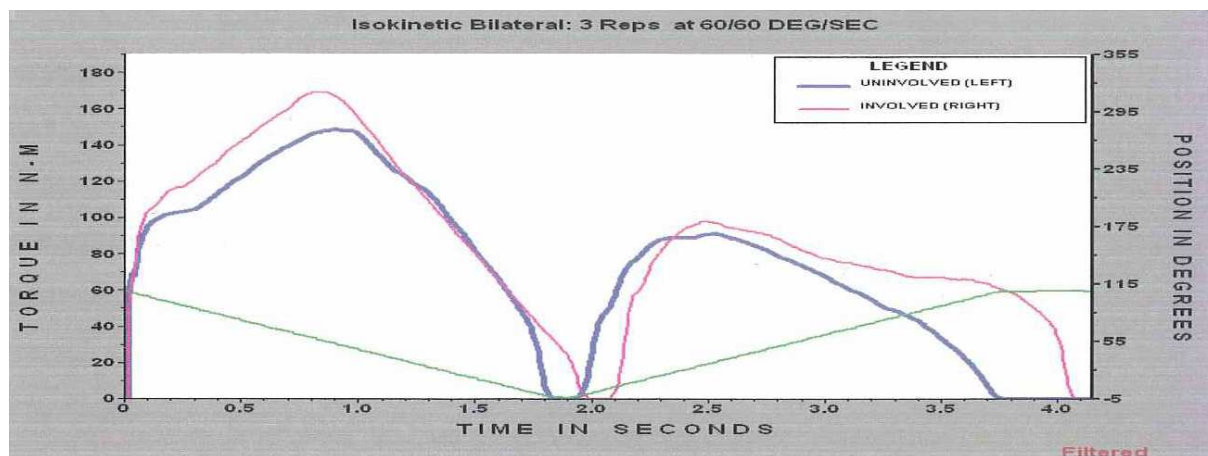


Ryc. 20. Stanowisko do badań izokinetycznych

Test izokinetyczny

Poniżej przedstawiam oceniane przy prędkościach kątowych 60°/s i 240°/s parametry prędkościowo-siłowe mięśni z ich interpretacją kliniczną:

- Szczytowa wartość maksymalnego momentu siły prostowników i zginaczy stawu kolanowego (Peak Torque) – maksymalna wartość momentu siły w każdym momencie w czasie testu. Może być oznaczana liczbowo dla maksymalnej wartości (jak w niniejszym opracowaniu) lub w zależności od potrzeb badania również jako maksymalna wartość momentu siły w 20 sekundzie próby lub w zależności od kąta ustawienia kończyny w momencie kiedy kończyna zgięta jest pod kątem 20°. W zależności od rodzaju schorzenia i badanego stawu różne parametry mogą być użyteczne. Do opracowań statystycznych dla celów badań naukowych przyjęto brać do analizy wyniki szczytowej wartości maksymalnego momentu siły najwyższe dla danej próby. Wartość ta świadczy o maksymalnych możliwościach siłowych badanej grupy mięśni. (ryc.21.) [17,19].



Ryc.21. Przykładowy wykres szczytowej wartości maksymalnego momentu siły (PkTrq- Peak torque) w funkcji czasu otrzymany u jednego z badanych. Na wykresie gdzie oś x opisuje czas a oś y wartości momentów sił jest to najwyższy punkt krzywej i odpowiada maksymalnej wartości momentu siły jaką może wygenerować pracująca grupa mięśni dla jednej próby. W raporcie otrzymanym u każdego badanego obliczana była średnia szczytowych momentów sił tzn. uśredniona wartość szczytowego momentu siły obliczona dla wszystkich wykonanych prób. Średnia momentów sił lepiej opisuje właściwości pracującej grupy mięśniowej dlatego, że funkcja zależy od zdolności powtórzeń.

- Szczytowa wartość maksymalnego momentu siły prostowników i zginaczy stawu kolanowego w stosunku do masy ciała ($PkTrq/Weight$) (%) – współczynnik szczytowej wartości maksymalnego momentu siły znormalizowany do masy ciała. Współczynnik ten lepiej opisuje możliwości badanego ponieważ badany o większej masie ciała generujący takie same momenty sił co badany o mniejszej masie ciała jest w rzeczywistości funkcjonalnie słabszy. Współczynnik ten umożliwia również wykonanie analizy statystycznej w grupie niejednorodnej pod względem masy ciała.
- Wartość kąta, przy którym otrzymano szczytową wartość maksymalnego momentu siły dla ruchów prostowania i zginania stawu kolanowego ($Angle@PkTrq$) – wartość kąta ustawienia kończyny przy którym osiągnięta jest szczytowa wartość maksymalnego momentu siły.
- Maksymalna moc prostowników i zginaczy stawu kolanowego (Max. Power) – stosunek wartości maksymalnej pracy wykonanej w określonym czasie do tego czasu. Mówi o tym jak szybko mięśnie mogą wygenerować maksymalny moment siły. Jest to klinicznie ważne ponieważ im większa moc danej grupy mięśniowej tym szybciej i skuteczniej mogą one działać w sytuacji ekstremalnej i tym samym mniejsze jest prawdopodobieństwo doznania kontuzji.
- Maksymalna praca prostowników i zginaczy stawu kolanowego dla najlepszej próby ($Max. Work \times Rep.$) – maksymalna wartość wykonanej pracy dla jednego z spośród wszystkich wykonanych powtórzeń. Powinna pojawić się w czasie pierwszych powtórzeń.

- Całkowita praca prostowników i zginaczy stawu kolanowego w czasie testu (Total Work) – wartość całej pracy wykonanej w czasie wszystkich powtórzeń jednego testu. Mówi o tym czy i w jakim stopniu badany jest w stanie utrzymać szczytowe wartości maksymalnych momentów sił dla wszystkich powtórzeń. Przy interpretacji tego wyniku należy sprawdzić czy test przeprowadzony był dla pełnego zakresu ruchów dlatego, że mniejszy zakres ruchu powoduje zmniejszenie wartości całkowitej pracy chociaż szczytowe momenty sił mogą być generowane na wysokim poziomie.
 - Indeks wytrzymałości prostowników i zginaczy stawu kolanowego (Endiur. Index)(%), Index wytrzymałości jest kalkulowany przez system Biodex w ten sposób, że obliczany jest stosunek całkowitej pracy wykonanej w pierwszej 1/3 serii powtórzeń do całkowitej pracy wykonanej w ostatniej 1/3 powtórzeń. Współczynnik ten pozwala ocenić wytrzymałość mięśni.
 - Stosunek procentowy szczytowych maksymalnych momentów sił zginaczy do prostowników (Flx/Ext Ratio%) – informuje o prawidłowym lub zaburzonym bilansie sił mięśni zginaczy i prostowników kolana. Zaburzony bilans mięśniowy może zwiększać prawdopodobieństwo doznania urazu.
- Przykładowy raport z przeprowadzonego badania oceny izokinetycznej mięśni przedstawiłam w 4-tym załączniku.

4.5. Metodyka oceny wyników

4.5.1. Metodyka oceny badania klinicznego

4.5.1.1. Formularz subiektywnej oceny kolana IKDC 2000 (załącznik nr 1)

Zgodnie z wytycznymi oceny formularza subiektywnej oceny kolana IKDC 2000, dla oceny odpowiedzi na każde pytanie zastosowałam technikę liczebników porządkowych tak, że ocena 0 przypisana została odpowiedziom reprezentującym najniższy poziom aktywności lub najwyższy poziom dolegliwości.

Wskaźnik IKDC interpretuje się jako miarę funkcji stawu kolanowego, której wyższe wskaźniki wskazują na wyższy poziom aktywności i niższy poziom dolegliwości.

Wyniki wskaźnika kolana IKDC pozwoliły na przyporządkowanie badanych do grup pacjentów z funkcją ocenianą jako:

- bardzo dobry – 90-100,
- dobry – 76-89,
- dostateczny – 50-75,
- niedostateczny - < 50.

4.5.1.2. 100 punktowa skala oceny stawu kolanowego wg Lysholma (załącznik nr 2)

Analizie poddałam dane liczbowe otrzymane po wypełnieniu samodzielnie przez pacjenta formularza 100 punktowej skali oceny stawu kolanowego wg Lysholma. Skala składa się z 8 grup pytań. Każdej odpowiedzi przyporządkowana była zgodnie z formularzem odpowiednia ilość punktów. Im liczba otrzymanych punktów większa, tym wyższy poziom funkcjonalny chorego. Razem pacjent otrzymać może 100 punktów.

Wyniki subiektywnej oceny dolegliwości kolana wg Lysholma pozwoliły na przyporządkowanie badanych do grup pacjentów z funkcją ocenianą jako:

- doskonała - 90-100,
- bardzo dobra – 80-89,
- dobra – 70-79,
- dostateczna – 60-69,
- niedostateczna - < 60.

4.5.1.3. Test Lachmana i test „szuflady przedniej”

Analizie statystycznej poddałam dane otrzymane z pomiaru ilościowego różnicy wartości przesunięcia piszczeli względem uda między kończyną uszkodzoną i zdrową.

Wartość różnicy przesunięcia piszczeli względem uda nogi operowanej i zdrowej dla testu Lachmana i „szuflady przedniej” wskazuje na stopień niestabilności przednio-tylnej kolana:

- Stabilność bardzo dobra <2 mm
- Stabilność dobra 2-3mm
- Stabilność dostateczna < wartość przesunięcia dla nogi zdrowej ($3 < x < Z$ gdzie: O= wynik dla kończyny operowanej, Z= wynik dla kończyny zdrowej i $x = O - Z$)
- Stabilność niedostateczna > wartości przesunięcia dla nogi zdrowej ($x > Z$)

4.5.2. Metodyka oceny badania sposobu kontroli wzrokowo proprioceptywnej

Analizę statystyczną wyników oceny sposobu kontroli wzrokowo-proprioceptywnej przeprowadzono dla wartości bezwzględnej wyniku najlepszej z pośród wykonanych prób parametrów niestabilność układu człowiek - stabilne podłoże - platforma oraz wskaźnika sposobu utrzymania pionowej postawy.

Dla celów analitycznych konieczne było scalenie danych zebranych w trakcie badania sposobu kontroli wzrokowo-proprioceptywnej według norm dla wybranych parametrów statycznych (STR) i dynamicznych (DRT) testów Rivy.

Analizowano wyniki skal dla:

- Odchylenia od wypadkowej średnich osi STR oczy otwarte i STR oczy zamknięte:
 - o Doskonały – 5,1-6,
 - o Bardzo dobry – 4,1-5,
 - o Dobry – 3,1-4,
 - o Dostateczny – 2,1-3,

- o Niedostateczny – 1-2.
- Odchylenia od wypadkowej średnich osi DRT:
 - o Doskonały – 5,1-6,
 - o Bardzo dobry – 4,1-5,
 - o Dobry – 3,1-4,
 - o Dostateczny – 2,1-3,
 - o Niedostateczny – 1-2.
- Prawdopodobieństwo doznania kolejnego urazu (pdku):
 - o Niskie – 2,
 - o Średnie – 1,
 - o Wysokie – 0.

Niestabilność układu człowiek-platforma - suma odchyłeń w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej + DEB – suma odchyłeń i zatrzymań deski kontroli równowagi mierzonych w jednostce czasu, wyniki:

- doskonały – 0-1,
- bardzo dobry 1-2,5,
- dobry 2,5-5,
- dostateczny 5-9,
- niedostateczny >9.

Wskaźnik sposobu utrzymania pionowej postawy –wyniki:

- prawidłowa strategia posturalna - >60,
- zaburzona 40-60,
- zła <40.

4.5.3. Metodyka oceny badania izokinetycznego

Analizę statystyczną wyników oceny izokinetycznej wykonano dla szczytowej wartości maksymalnego momentu siły prostowników i zginaczy stawu kolanowego (Peak Torque), szczytowej wartość maksymalnego momentu siły prostowników i zginaczy stawu kolanowego w stosunku do masy ciała (PkTrq/Weight) (%) oraz dla stosunku procentowego szczytowej wartości maksymalnego momentu siły zginaczy do prostowników (Flx/Ext Ratio%).

Dla celów analitycznych scalono dane zebrane w trakcie badania izokinetycznego. W efekcie tego zabiegu uzyskano zmienne dotyczące kończyn zdrowych oraz kończyn operowanych. Na podstawie tych zmiennych opracowano skale zgodnie z wytycznymi według norm [17].

Skale wyników oceny izokinetycznej

Skala wyników dla szczytowej wartości szczytowego maksymalnego momentu siły prostowników i zginaczy stawu kolanowego w stosunku do masy ciała (PkTrq/Weight) (%):

- Prostowniki:

- o Niedostateczny <200
- o Dostateczny 200-249
- o dobry 250-299
- o bardzo dobry 300-349
- o doskonały >350
- Różnica między kończynami nie powinna przekraczać 10%
 - o dobry < 10%
 - o dostateczny 11 – 20%
 - o zły > 20%
- Zginacze:
 - o Niedostateczny <100
 - o dostateczny 100-149
 - o dobry 150-199
 - o bardzo dobry 200-250
 - o doskonały >250
- Różnica między kończynami nie powinna przekraczać 10%
 - o dobry < 10%
 - o dostateczny 11 – 20%
 - o zły > 20%
- Stosunek procentowy siły zginaczy do prostowników (Flx/Ext Ratio%)
 - o doskonały – 62
 - o bardzo dobry – 57-61 (przewaga prostowników) i 63-67(przewaga zginaczy)
 - o dobry – 50- 56 (przewaga prostowników) i 68-71(przewaga zginaczy)
 - o zły <51(przewaga prostowników) i >72(przewaga zginaczy)

4.5.4. Analiza statystyczna wyników

Na początku analizy wykonano testy określające czy istnieją różnice istotne statystycznie między wynikami badań chorych z izolowanym uszkodzeniem i chorych z towarzyszącymi innymi wewnętrznymi uszkodzeniami kolana. Po stwierdzeniu braku różnic istotnych statystycznie w tych populacjach wykonano dalsze testy.

Określenie wartości minimalnych, maksymalnych, średnich, median oraz odchyłeń standardowych charakteryzuje cechy ilościowe. Rozkłady zmiennych w grupach A i B oraz ze względu na płeć, wiek czy kończynę operowaną porównano nieparametrycznym testem Manna-Whitneya.

Analiza statystyczna obejmowała:

- Statystyki opisowe parametrów względem sposobu rehabilitacji
- Statystyki opisowe parametrów względem wieku
- Statystyki opisowe względem operowanej kończyny

- Rozkład wyników testów w podziale na sposób rehabilitacji
- Korelacje skal – ogółem
- Korelacje skal dla badanych grupy A
- Korelacje skal dla badanych grupy B
- Korelacje wszystkich zmiennych ogółem
- Korelacje wszystkich zmiennych dla badanych grupy A
- Korelacje wszystkich zmiennych dla badanych grupy B

Do zbadania korelacji skal utworzonych dla testów posłużono się współczynnikiem Rho Spearmana. Dane były mierzone na skali porządkowej. Wszystkie skale za wyjątkiem „prawdopodobieństwa doznania kolejnego urazu” bazowały na następującym schemacie:

Bardzo dobrze =1

Dobrze=2

Dostatecznie=3

Źle=4

Ryzyko upadku zapisano w bazie za pomocą trzech ocen:

Niskie=2

Średnie=1

Wysokie=0

Analiza statystyczna przeprowadzona była przez niezależnych badaczy z firmy „Biostat” z Rybnika („Biostat”, ul. Jankowicka 23, Rybnik).

Tab. 7. Zmienne uwzględnione w analizie

Nr	Parametr	nr	Parametr
1	SRT oczy otwarte dla kończyny zdrowej	34	skala IKDC 2000
2	Odchylenia od wypadkowej średnich osi SRT oczy otwarte dla kończyny chorej	35	Test Lachmana dla kończyny zdrowej
3	Odchylenia od wypadkowej średnich osi SRT oczy zamknięte dla kończyny zdrowej	36	Test Lachmana dla kończyny chorej
4	Odchylenia od wypadkowej średnich osi SRT oczy zamknięte dla kończyny chorej	37	różnica wyników testu Lachmana (= kończyna zdrowa – kończyna chora)
5	pdku kończyna dla kończyny zdrowej	38	szuflada przednia dla kończyny zdrowej
6	pdku dla kończyny chorej	39	szuflada przednia operowana
7	Odchylenia od wypadkowej średnich osi DRT dla kończyny zdrowej	40	różnica wyników testu „szuflada przednia” (= zdrowa – chora)
8	Odchylenia od wypadkowej średnich osi DRT dla kończyny chorej	41	Wiek
9	Niestabilność układu człowiek-platforma dla kończyny zdrowej	42	wzrost
10	Niestabilność układu człowiek-platforma dla kończyny chorej	43	masa ciała
11	Wskaźnik sposobu utrzymania pionowej postawy dla kończyny zdrowej	44	BMI
12	Wskaźnik sposobu utrzymania pionowej postawy dla kończyny chorej	45	Rehabilitacja - według grup badawczych
13	60-Peak Torque Ext dla kończyny zdrowej	46	Skala - odchylenia od wypadkowej średnich osi SRT oczy otwarte dla kończyny zdrowej
14	60-Peak Torque Ext dla kończyny chorej	47	Skala - odchylenia od wypadkowej średnich osi SRT oczy otwarte dla kończyny chorej
15	60-Peak Torque Flx dla kończyny zdrowej	48	Skala - odchylenia od wypadkowej średnich osi SRT oczy zamknięte dla kończyny zdrowej
16	60-Peak Torque Flx dla kończyny chorej	49	Skala - odchylenia od wypadkowej średnich osi SRT oczy zamknięte dla kończyny chorej
17	PkTrq/weight Ext dla kończyny zdrowej	50	Skala - odchylenia od wypadkowej średnich osi DRT dla kończyny zdrowej
18	PkTrq/weight Ext dla kończyny chorej	51	Skala - odchylenia od wypadkowej średnich osi DRT dla kończyny chorej
19	Iloraz PkTrq/weight Ext	52	Skala dla wskaźnika sposobu utrzymania pionowej postawy dla kończyny zdrowej
20	różnica PkTrq/weight Ext	53	Skala dla wskaźnika sposobu utrzymania pionowej postawy dla kończyny chorej
21	PkTrq weight Flx dla kończyny zdrowej	54	Skala Peak torque/weight Ext dla kończyny zdrowej
22	PkTrq weight Flx dla kończyny chorej	55	Skala Peak torque/weight Ext dla kończyny chorej
23	Iloraz PkTrq weight Flx	56	Skala Peak torque/weight Flx dla kończyny zdrowej
24	Różnica PkTrq weight Flx	57	Skala Peak torque/weight Flx dla kończyny chorej
25	średnia moc prostowniki dla kończyny zdrowej	58	Skala dla ilorazu Peak torque/weight Ext
26	średnia moc prostowniki dla kończyny chorej	59	Skala dla ilorazu Peak torque/weight Flx
27	Różnica średniej mocy prostowniki	60	Skala Flx/Ext Ratio dla kończyny zdrowej
28	średnia moc zginacze dla kończyny zdrowej	61	Skala Flx/Ext Ratio dla kończyny chorej
29	średnia moc zginacze dla kończyny chorej	62	SKALA IKDC 2000
30	Różnica średniej mocy zginacza	63	Skala oceny wg Lyscholma
31	Flx/Ext ratio dla kończyny zdrowej	64	Skala wyników różnicy w teście Lachmana między kończyną zdrową a chorą
32	Flx/Ext ratio dla kończyny chorej	65	Skala wyników różnicy w teście „szuflady przedniej” między kończyną zdrową a chorą
33	Skala Lysholma		

5. WYNIKI

- 5.1. Wyniki badania klinicznego
- 5.2. Wyniki badania sposobu kontroli – wzrokowo - proprioceptywnej
- 5.3. Wyniki badania izokinetycznego
- 5.4. Analiza porównawcza uzyskanych wyników
- 5.5. Podsumowanie wyników
- 5.6. Określenie zależności między wynikami oceny klinicznej od wybranych parametrów oceny izokinetycznej
- 5.7. Określenie zależności między wynikami wybranych parametrów oceny izokinetycznej od wybranych parametrów oceny sposobu kontroli – wzrokowo - proprioceptywnej
- 5.8. Określenie zależności między wynikami oceny klinicznej od wybranych parametrów oceny sposobu kontroli – wzrokowo - proprioceptywnej
- 5.9. Podsumowanie uzyskanych zależności

W poniższym rozdziale przedstawiam wyniki badań statystyki opisowej oraz przeprowadzonych korelacji. Ze względu na obszerny raport statystyczny, który w całości zawiera 51 stron formatu A4 różnych tabeli ograniczyłam się do przedstawienia wyników istotnych statystycznie z krótkimi komentarzami, który umieściłam we wstępnej części podrozdziałów. Implikacje kliniczne wyników analizowanych parametrów zostały szczegółowo omówione w kolejnym rozdziale.

5.1. Wyniki badania klinicznego

5.1.1 Wyniki subiektywnej oceny kolana IKDC 2000 [tabele 8-13]

Średnia wyników oceny subiektywnej wg formularza IKDC 2000 dla ogółu badanych i dla grupy B był nieco niższy od przyjętego kryterium dla oceny dobrej (<76) jednak przekraczał wartość maksymalną dla wyniku dostateczny dlatego można uznać, że uzyskaliśmy średni dobry wynik subiektywnej oceny kolana IKDC 2000. Średni i maksymalny wynik dla grupy A jest wyraźnie wyższy niż dla grupy B.

5.1.1.1. Wyniki subiektywnej oceny kolana IKDC 2000 dla wszystkich chorych

Rozkład wyników uzyskanych dla subiektywnej oceny kolana IKDC 2000 dla wszystkich chorych przedstawia tabela 8.

Tab.8. Wyniki subiektywnej oceny kolana IKDC 2000 dla wszystkich chorych

Parametr	N	Średnia	Odch. std.	Minimum	Maksimum	Kwartył I	Mediana	Kwartył III
Skala IKDC 2000	40	75,675	9,051	54	87	68,25	79	83

5.1.1.2. Wyniki subiektywnej oceny kolana IKDC 2000 dla chorych z grupy A

Rozkład wyników uzyskanych dla subiektywnej oceny kolana IKDC 2000 dla chorych z grupy A przedstawia tabela 9.

Tab.9. Wyniki subiektywnej oceny kolana IKDC 2000 dla chorych z grupy A

Parametr	N	Średnia	Odch. std.	Minimum	Maksimum	Kwartył I	Mediana	Kwartył III
Skala IKDC 2000	20	76,250	10,264	54	87	65	81	85

5.1.1.3. Wyniki subiektywnej oceny kolana IKDC 2000 dla chorych z grupy B

Rozkład wyników uzyskanych dla subiektywnej oceny kolana IKDC 2000 dla chorych z grupy B przedstawia tabela 10.

Tab.10. Wyniki subiektywnej oceny kolana IKDC 2000 dla chorych z grupy B

Parametr	N	Średnia	Odch. std.	Minimum	Maksimum	Kwartył I	Mediana	Kwartył III
Skala IKDC 2000	20	75,100	7,880	59	86	69,5	78	80

5.1.2. Wyniki oceny stawu kolanowego wg Lysholm'a

Otrzymaliśmy średni bardzo dobry wynik subiektywnej oceny kolana wg Lysholma. Podobnie jak dla wyników subiektywnej oceny kolana IKDC 2000, średni i maksymalny wynik dla grupy A jest wyraźnie wyższy niż dla grupy B. Nie wykazaliśmy jednak różnic istotnych statystycznie między grupami dla obydwu skal oceny subiektywnej.

5.1.2.1. Wyniki oceny stawu kolanowego wg Lysholm'a dla wszystkich chorych

Rozkład wyników uzyskanych dla oceny stawu kolanowego wg Lysholm'a dla wszystkich chorych przedstawia tabela 11.

Tab.11. Wyniki skali oceny stawu kolanowego wg Lysholm'a dla wszystkich chorych

Parametr	N	Średnia	Odch. std.	Minimum	Maksimum	Kwartyl I	Mediana	Kwartyl III
Skala wg Lysholm'a	40	91,925	10,004	65	100	84	95	100

5.1.2.2. Wyniki oceny stawu kolanowego wg Lysholm'a dla chorych z grupy A

Rozkład wyników uzyskanych dla oceny stawu kolanowego wg Lysholm'a dla chorych z grupy A przedstawia tabela 12.

Tab.12. Wyniki skali oceny stawu kolanowego wg Lysholm'a dla chorych z grupy A

Parametr	N	Średnia	Odch. std.	Minimum	Maksimum	Kwartyl I	Mediana	Kwartyl III
Skala wg Lysholm'a	20	93,550	10,252	66	100	86,5	99,5	100

5.1.2.3. Wyniki oceny stawu kolanowego wg Lysholm'a dla chorych z grupy B

Rozkład wyników uzyskanych dla oceny stawu kolanowego wg Lysholm'a dla chorych z grupy B przedstawia tabela 13.

Tab.13. Wyniki skali oceny stawu kolanowego wg Lysholm'a dla chorych z grupy B

Parametr	N	Średnia	Odch. std.	Minimum	Maksimum	Kwartyl I	Mediana	Kwartyl III
Skala wg Lysholm'a	20	90,300	9,734	65	100	81	95	95

5.1.3. Wyniki testu Lachmana [tabele 14-22]

Wartość kliniczną posiada wynik oceny różnicy przesunięcia goleni względem uda między zdrową i chorą kończyną. Średnia wyniku stabilności mechanicznej w ocenie wg Lachmana dla obu grup była na poziomie bardzo dobrym. Znak „-” przy wyniku minimalnym różnicy wartości dla testu Lachmana dla chorych z grupy A oznacza, że u tego badanego kończyna operowana była bardziej stabilna mechanicznie niż kończyna nieoperowana.

5.1.3.1. Wyniki testu Lachmana dla wszystkich chorych

5.1.3.1.1. Wyniki testu Lachmana dla wszystkich chorych dla kończyny zdrowej

Rozkład wyników uzyskanych dla testu Lachmana dla wszystkich chorych dla kończyny zdrowej przedstawia tabela 14.

Tab.14. Wyniki testu Lachmana dla wszystkich chorych dla kończyny zdrowej

Parametr	N	Średnia	Odch. std.	Minimum	Maksimum	Kwartył I	Mediana	Kwartył III
Test Lachmana dla kończyny zdrowej	40	6,400	1,865	4	12	6	6	8

5.1.3.1.2. Wyniki testu Lachmana dla wszystkich chorych dla kończyny chorej

Rozkład wyników uzyskanych dla testu Lachmana dla wszystkich chorych dla kończyny chorej przedstawia tabela 15.

Tab.15. Wyniki testu Lachmana dla wszystkich chorych dla kończyny chorej

Parametr	N	Średnia	Odch. std.	Minimum	Maksimum	Kwartył I	Mediana	Kwartył III
Test Lachmana dla kończyny chorej	40	7,200	1,800	4	11	6	8	8

5.1.3.1.3. Wyniki różnicy wartości testu Lachmana dla kończyny zdrowej i dla kończyny chorej dla wszystkich chorych

Rozkład wyników różnicy wartości testu Lachmana dla kończyny zdrowej i dla kończyny chorej dla wszystkich chorych przedstawia tabela 16.

Tab.16. Wyniki różnicy wartości testu Lachmana dla kończyny zdrowej i dla kończyny chorej dla wszystkich chorych

Parametr	N	Średnia	Odch. std.	Minimum	Maksimum	Kwartył I	Mediana	Kwartył III
Test Lachmana	40	0,800	1,604	-2	5	0	0,5	2

5.1.3.2. Wyniki testu Lachmana dla chorych z grupy A

5.1.3.2.1. Wyniki testu Lachmana dla chorych z grupy A dla kończyny zdrowej

Rozkład wyników uzyskanych dla testu Lachmana dla chorych z grupy A dla kończyny zdrowej przedstawia tabela 17.

Tab.17. Wyniki testu Lachmana dla chorych z grupy A dla kończyny zdrowej

Parametr	N	Średnia	Odch. std.	Minimum	Maksimum	Kwartył I	Mediana	Kwartył III
Test Lachmana	20	6,550	2,282	4	12	4,25	6	8

5.1.3.2.2. Wyniki testu Lachmana dla chorych z grupy A dla kończyny chorej

Rozkład wyników uzyskanych dla testu Lachmana dla chorych z grupy A dla kończyny chorej przedstawia tabela 18.

Tab.18. Wyniki testu Lachmana dla chorych z grupy A dla kończyny chorej

Parametr	N	Średnia	Odch. std.	Minimum	Maksimum	Kwartył I	Mediana	Kwartył III
Test Lachmana	20	7,400	1,875	4	10	6	8	8

5.1.3.2.3. Wyniki różnicy wartości testu Lachmana dla kończyny zdrowej i dla kończyny chorej dla chorych z grupy A

Rozkład wyników różnicy wartości testu Lachmana dla kończyny zdrowej i dla kończyny chorej dla chorych z grupy A przedstawia tabela 19.

Tab.19. Wyniki różnicy wartości testu Lachmana dla kończyny zdrowej i dla kończyny chorej dla chorych z grupy A

Parametr	N	Średnia	Odch. std.	Minimum	Maksimum	Kwartył I	Mediana	Kwartył III
Test Lachmana	20	0,850	1,663	-2	4	0	1	2

5.1.3.3. Wyniki testu Lachmana dla chorych z grupy B

5.1.3.3.1. Wyniki testu Lachmana dla chorych z grupy B dla kończyny zdrowej

Rozkład wyników uzyskanych dla testu Lachmana dla chorych z grupy B dla kończyny zdrowej przedstawia tabela 20.

Tab.20. Wyniki testu Lachmana dla chorych z grupy B dla kończyny zdrowej

Parametr	N	Średnia	Odch. std.	Minimum	Maksimum	Kwartył I	Mediana	Kwartył III
Test Lachmana	20	6,250	1,372	4	10	6	6	6

5.1.3.3.2. Wyniki testu Lachmana dla chorych z grupy B dla kończyny chorej

Rozkład wyników uzyskanych dla testu Lachmana dla chorych z grupy B dla kończyny chorej przedstawia tabela 21.

Tab.21. Wyniki testu Lachmana dla chorych z grupy B – kończyna chora

Parametr	N	Średnia	Odch. std.	Minimum	Maksimum	Kwartył I	Mediana	Kwartył III
Test Lachmana	20	7,000	1,747	4	11	6	6,5	8

5.1.3.3.3. Wyniki różnicy wartości dla testu Lachmana kończyna zdrowa – kończyna chora dla chorych z grupy B

Rozkład wyników różnicy wartości testu Lachmana dla kończyny zdrowej i dla kończyny chorej dla chorych z grupy B przedstawia tabela 22.

Tab.22. Wyniki różnicy wartości testu Lachmana dla kończyny zdrowej i dla kończyny chorej dla chorych z grupy B

Parametr	N	Średnia	Odch. std.	Minimum	Maksimum	Kwartył I	Mediana	Kwartył III
Test Lachmana	20	0,750	1,585	-2	5	0	0	2

5.1.4. Wyniki testu „szuflady przedniej” [tabele 23-31]

Wartość kliniczną posiada wynik oceny różnicy przesunięcia między zdrową i chorą kończyną. Średnia wyniku stabilności mechanicznej w teście „szuflady przedniej” była na poziomie bardzo dobrym dla obu grup.

5.1.4.1. Wyniki testu „szuflady przedniej” dla obu grup

5.1.4.1.1. Wyniki testu „szuflady przedniej” dla obu grup dla kończyny zdrowej

Rozkład wyników uzyskanych dla testu „szuflady przedniej” dla wszystkich chorych dla kończyny zdrowej przedstawia tabela 23.

Tab.23. Wyniki testu „szuflady przedniej” dla wszystkich chorych – kończyna zdrowa

Parametr	N	Średnia	Odch. std.	Minimum	Maksimum	Kwartył I	Mediana	Kwartył III
Test „szuflady przedniej”	40	6,200	1,620	3	10	5,25	6	8

5.1.4.1.2. Wyniki testu „szuflady przedniej” dla wszystkich chorych dla kończyny chorej

Rozkład wyników uzyskanych dla testu „szuflady przedniej” dla wszystkich chorych dla kończyny chorej przedstawia tabela 24.

Tab.24. Wyniki testu „szuflady przedniej” dla wszystkich chorych dla kończyny chorej

Parametr	N	Średnia	Odch. std.	Minimum	Maksimum	Kwartył I	Mediana	Kwartył III
Test „szuflady przedniej”	40	6,875	1,604	3	10	6	7,5	8

5.1.4.1.3. Wyniki różnicy wartości dla testu „szuflady przedniej” kończyna zdrowa – kończyna chora dla wszystkich chorych

Rozkład wyników różnicy wartości testu „szuflady przedniej” dla kończyny zdrowej i dla kończyny chorej dla wszystkich chorych przedstawia tabela 25.

Tab.25. Wyniki różnicy wartości testu „szuflady przedniej” dla kończyny zdrowej i dla kończyny chorej dla wszystkich chorych

Parametr	N	Średnia	Odch. std.	Minimum	Maksimum	Kwartył I	Mediana	Kwartył III
Test „szuflady przedniej”	40	0,675	1,774	-4	6	0	0	2

5.1.4.2. Wyniki testu „szuflady przedniej” dla chorych z grupy A

5.1.4.2.1. Wyniki testu „szuflady przedniej” dla chorych z grupy A dla kończyny zdrowej

Rozkład wyników uzyskanych dla testu „szuflady przedniej” dla chorych z grupy A dla kończyny zdrowej przedstawia tabela 26.

Tab.26. Wyniki testu „szuflady przedniej” dla chorych z grupy A dla kończyny zdrowej

Parametr	N	Średnia	Odch. std.	Minimum	Maksimum	Kwartył I	Mediana	Kwartył III
Test „szuflady przedniej”	20	6,100	1,553	4	8	4,25	6	8

5.1.4.2.2. Wyniki testu „szuflady przedniej” dla chorych z grupy A dla kończyny chorej

Rozkład wyników uzyskanych dla testu „szuflady przedniej” dla chorych z grupy A dla kończyny chorej przedstawia tabela 27.

Tab.27. Wyniki testu „szuflady przedniej” dla chorych z grupy A dla kończyny chorej

Parametr	N	Średnia	Odch. std.	Minimum	Maksimum	Kwartył I	Mediana	Kwartył III
Test „szuflady przedniej”	20	7,000	1,522	4	10	6	8	8

5.1.4.2.3. Wyniki różnicy wartości testu „szuflady przedniej” dla kończyny zdrowej i dla kończyny chorej dla chorych z grupy A

Rozkład wyników różnicy wartości testu „szuflady przedniej” dla kończyny zdrowej i dla kończyny chorej dla chorych z grupy A przedstawia tabela 28.

Tab.28. Wyniki różnicy wartości testu „szuflady przedniej” dla kończyny zdrowej i dla kończyny chorej dla chorych z grupy A

Parametr	N	Średnia	Odch. std.	Minimum	Maksimum	Kwartył I	Mediana	Kwartył III
Test „szuflady przedniej”	20	0,900	1,553	-2	4	0	0	2

5.1.4.3. Wyniki testu „szuflady przedniej” dla chorych z grupy B

5.1.4.3.1. Wyniki testu „szuflady przedniej” dla chorych z grupy B dla kończyny zdrowej

Rozkład wyników uzyskanych dla testu „szuflady przedniej” dla chorych z grupy B dla kończyny zdrowej przedstawia tabela 29.

Tab.29. Wyniki testu „szuflady przedniej” dla chorych z grupy B dla kończyny zdrowej

Parametr	N	Średnia	Odch. std.	Minimum	Maksimum	Kwartył I	Mediana	Kwartył III
Test „szuflady przedniej”	20	6,300	1,720	3	10	6	6	8

5.1.4.3.2. Wyniki testu „szuflady przedniej” dla chorych z grupy B dla kończyny chorej

Rozkład wyników uzyskanych dla testu „szuflady przedniej” dla chorych z grupy B dla kończyny chorej przedstawia tabela 30.

Tab.30. Wyniki testu „szuflady przedniej” dla chorych z grupy B dla kończyny chorej

Parametr	N	Średnia	Odch. std.	Minimum	Maksimum	Kwartył I	Mediana	Kwartył III
Test „szuflady przedniej”	20	6,750	1,713	3	10	6	7	8

5.1.4.3.3. Wyniki różnicy wartości dla testu „szuflady przedniej” kończyna zdrowa dla kończyny chorej dla chorych z grupy B

Rozkład wyników różnicy wartości testu „szuflady przedniej” dla kończyny zdrowej i dla kończyny chorej dla chorych z grupy B przedstawia tabela 31.

Tab.31. Wyniki różnicy wartości testu „szuflady przedniej” dla kończyny zdrowej i dla kończyny chorej dla chorych z grupy B

Parametr	N	Średnia	Odch. std.	Minimum	Maksimum	Kwartył I	Mediana	Kwartył III
Test „szuflady przedniej”	20	0,450	1,986	-4	6	0	0	1,75

5.2. Wyniki badania sposobu kontroli – wzrokowo – proprioceptywnej [tabele 32-37]

Uzyskałam bardzo dobre wyniki dla parametrów oceny w teście statycznym na utwardzonym podłożu. W dynamicznym teście wyniki były na poziomie dobrym i dostatecznym, co wskazuje na zaburzony sposób kontroli wzrokowo-proprioceptywnej prezentowany przez większość badanych.

W grupie B średnie wyników dla kończyny zdrowej były lepsze niż dla kończyny chorej (różnice jednak nie były istotne statystycznie). Skrajnie odmienna sytuacja była w grupie A, w której chorzy rehabilitowani byli wg protokołu z treningiem proprioceptywnym (różnice również nie były istotne statystycznie) wskazywać to może na zaburzoną kontrolę wzrokowo-proprioceptywną u osób po rekonstrukcji ACL, którą można jednak poprawić stosując odpowiedni trening.

5.2.1. Wyniki badania sposobu kontroli – wzrokowo – proprioceptywnej dla wszystkich chorych

5.2.1.1. Wyniki badania sposobu kontroli – wzrokowo – proprioceptywnej dla wszystkich chorych dla kończyny zdrowej

Rozkład wyników uzyskanych dla poszczególnych testów Rivy przedstawia tabela 32.

Tab.32. Wyniki badania sposobu kontroli wzrokowo-proprioceptywnej dla wszystkich chorych dla kończyny zdrowej

Parametr	N	Średnia	Odch. std.	Minimum	Maksimum	Kwartył I	Mediana	Kwartył III
Odchylenia od wypadkowej średnich osi SRT oczy otwarte	40	5,615	0,907	1	6	5,5	6	6
Odchylenia od wypadkowej średnich osi SRT oczy zamknięte	40	4,064	1,607	1	6	3,5	4,5	5
ryzyko upadku	40	1,436	0,821	0	2	1	2	2
Odchylenia od wypadkowej średnich osi DRT	40	4,449	0,560	3	5,5	4	4,5	5
Niestabilność układu człowiek-platforma	40	4,892	2,297	2	10,2	3	4,3	6,2
Współczynnik kontroli wzrokowo-proprioceptywnej	40	53,869	14,174	18	74,3	46,7	57,6	64,7

5.2.1.2. Wyniki badania sposobu kontroli – wzrokowo – proprioceptywnej dla wszystkich chorych dla kończyny chorej

Rozkład wyników uzyskanych dla poszczególnych testów Rivy przedstawia tabela 33.

Tab.33. Wyniki badania sposobu kontroli wzrokowo-proprioceptywnej dla chorych z grupy A dla kończyny zdrowej

Parametr	N	Średnia	Odch. std.	Minimum	Maksimum	Kwartył I	Mediana	Kwartył III
Odchylenia od wypadkowej średnich osi SRT oczy otwarte	20	5,550	0,918	1	6	5,5	6	6
Odchylenia od wypadkowej średnich osi SRT oczy zamknięte	20	3,975	1,610	1	5,5	3,625	4,75	5
ryzyko upadku	20	1,500	0,827	0	2	1	2	2
Odchylenia od wypadkowej średnich osi DRT	20	4,450	0,724	3	6	4	4	5
Niestabilność układu człowiek-platforma	20	5,270	2,207	1,4	11,3	3,775	5,5	6,475
Współczynnik kontroli wzrokowo-proprioceptywnej	20	51,560	12,458	31,7	76,9	41,325	49,5	60,525

5.2.2. Wyniki badania sposobu kontroli – wzrokowo – proprioceptywnej dla chorych z grupy A

5.2.2.1. Wyniki badania sposobu kontroli – wzrokowo – proprioceptywnej dla chorych z grupy A dla kończyny zdrowej

Rozkład wyników uzyskanych dla poszczególnych testów Rivy przedstawia tabela 34.

Tab.34. Wyniki badania sposobu kontroli wzrokowo-proprioceptywnej dla chorych z grupy A dla kończyny zdrowej

Parametr	N	Średnia	Odch. std.	Minimum	Maksimum	Kwartył I	Mediana	Kwartył III
Odchylenia od wypadkowej średnich osi SRT oczy otwarte	20	5,725	0,550	4	6	5,625	6	6
Odchylenia od wypadkowej średnich osi SRT oczy zamknięte	20	4,050	1,504	1	6	3,5	4,25	5
ryzyko upadku	20	1,500	0,827	0	2	1	2	2
Odchylenia od wypadkowej średnich osi DRT	20	4,525	0,380	4	5	4,125	4,5	5
Niestabilność układu człowiek-platforma	20	4,600	1,900	2,2	9,2	3,05	4,15	5,425
Współczynnik kontroli wzrokowo-proprioceptywnej	20	53,975	14,238	18	73,4	47,95	58,3	63,6

5.2.2.2. Wyniki badania sposobu kontroli – wzrokowo – propioceptywnej dla chorych z grupy A dla kończyny chorej

Rozkład wyników uzyskanych dla poszczególnych testów Rivy przedstawia tabela 35.

Tab.35. Wyniki badania sposobu kontroli wzrokowo-proprioceptywnej dla chorych z grupy A dla kończyny chorej

Parametr	N	Średnia	Odch. std.	Minimum	Maksimum	Kwartył I	Mediana	Kwartył III
Odchylenia od wypadkowej średnich osi SRT oczy otwarte	20	5,550	0,667	4	6	5,5	6	6
Odchylenia od wypadkowej średnich osi SRT oczy zamknięte	20	4,350	1,193	1	6	3,625	4,5	5
ryzyko upadku	20	1,600	0,754	0	2	1,25	2	2
Odchylenia od wypadkowej średnich osi DRT	20	4,525	0,472	3,5	5,5	4,125	4,5	5
Niestabilność układu człowiek-platforma	20	4,370	1,817	1,5	9,4	3,1	4,45	5,35
Współczynnik kontroli wzrokowo-proprioceptywnej	20	54,380	12,987	32,3	73,8	44,475	55,1	64,75

5.2.3. Wyniki badania sposobu kontroli – wzrokowo – propioceptywnej dla chorych z grupy B

5.2.3.1. Wyniki badania sposobu kontroli – wzrokowo – propioceptywnej dla chorych z grupy B dla kończyny zdrowej

Rozkład wyników uzyskanych dla poszczególnych testów Rivy przedstawia tabela 36.

Tab.36. Wyniki badania sposobu kontroli wzrokowo-proprioceptywnej dla chorych z grupy B dla kończyny zdrowej

Parametr	N	Średnia	Odch. std.	Minimum	Maksimum	Kwartył I	Mediana	Kwartył III
Odchylenia od wypadkowej średnich osi SRT oczy otwarte	20	5,500	1,179	1	6	5,5	6	6
Odchylenia od wypadkowej średnich osi SRT oczy zamknięte	20	4,079	1,750	1	6	3,5	5	5
ryzyko upadku	20	1,368	0,831	0	2	1	2	2
Odchylenia od wypadkowej średnich osi DRT	20	4,368	0,704	3	5,5	4	4,5	4,5
Niestabilność układu człowiek-platforma	20	5,200	2,670	2	10,2	2,9	4,4	6,6
Współczynnik kontroli wzrokowo-proprioceptywnej	20	53,758	14,496	27,4	74,3	42,5	56,2	65,4

5.2.3.2. Wyniki badania sposobu kontroli – wzrokowo – propioceptywnej dla chorych z grupy B dla kończyny chorej

Rozkład wyników uzyskanych dla poszczególnych testów Rivy przedstawia tabela 37.

Tab.37. Wyniki badania sposobu kontroli wzrokowo-proprioceptywnej dla chorych z grupy B dla kończyny chorej

Parametr	N	Średnia	Odch. std.	Minimum	Maksimum	Kwartył I	Mediana	Kwartył III
Odchylenia od wypadkowej średnich osi SRT oczy otwarte	20	5,550	1,134	1	6	5,5	6	6
Odchylenia od wypadkowej średnich osi SRT oczy zamknięte	20	3,975	1,610	1	5,5	3,625	4,75	5
ryzyko upadku	20	1,500	0,827	0	2	1	2	2
Odchylenia od wypadkowej średnich osi DRT	20	4,450	0,724	3	6	4	4	5
Niestabilność układu człowiek-platforma	20	5,270	2,207	1,4	11,3	3,775	5,5	6,475
Współczynnik kontroli wzrokowo-proprioceptywnej	20	51,560	12,458	31,7	76,9	41,325	49,5	60,525

5.3. Wyniki badania izokinetycznego [tabele 38-45]

Średnie wartości bezwzględnych badanych parametrów siłowo-wytrzymałościowych mięśni zarówno prostowników jak i zginaczy były na poziomie dobrym.

Deficyt szczytowego maksymalnego momentu siły mięśni prostowników jak i jego współczynnika znormalizowanego względem masy ciała były większe niż 20% (wynik zły) u większości badanych niezależnie od stosowanego protokołu rehabilitacji.

Średnie wartości deficytu szczytowego maksymalnego momentu siły mięśni zginaczy jak i jego współczynnika znormalizowanego względem masy ciała były na poziomie dostatecznym (14%; 10-20% wynik dostateczny). Świadczy to o dobrej funkcjonalnej odbudowie parametrów siłowo-wytrzymałościowych mięśni zginaczy po pobraniu przeszczepów ścięgien mięśni półścięgnistego lub/i dwóch mięśni: smukłego i półścięgnistego. Porównując wyniki uzyskane w grupie A i B zauważyć można iż średnia szczytowego maksymalnego momentu siły przy prędkości kątowej 60°/s dla chorej kończyny w grupie A jest wyższa nieco niż w grupie B. Duży rozrzut wyników spowodował iż test nie wskazał istotności różnicy rozkładów zmiennej w tych dwóch grupach.

5.3.1. Wyniki badania izokinetycznego dla wszystkich chorych

5.3.1.1. Wyniki badania izokinetycznego dla wszystkich chorych dla kończyny zdrowej

Rozkład wyników uzyskanych dla poszczególnych testów oceny izokinetycznej przedstawia tabela 38.

Tab.38. Wyniki badania izokinetycznego dla wszystkich chorych dla kończyny zdrowej

Parametr	N	Średnia	Odch. std.	Minimum	Maksimum	Kwartył I	Mediana	Kwartył III
60-Peak Torque Ext	39	199,205	49,969	110	300	166	195	240
60-Peak Torque Flx	39	109,821	26,670	62	153	88	113	127
PkTrq/weight Ext	39	254,564	64,348	75	411	215	247	300
PkTrq weight Flx	39	140,641	36,342	40	218	114	141	173
średnia moc prostowniki	39	132,103	33,187	74	197	107	130	163
średnia moc zginacze	39	74,436	19,217	44	114	57	73	89
Flx/Ext ratio	39	55,769	9,118	41	78	48	55	62

5.3.1.2. Wyniki badania izokinetycznego dla wszystkich chorych dla kończyny chorej

Rozkład wyników uzyskanych dla poszczególnych testów oceny izokinetycznej przedstawia tabela 39.

Tab.39. Wyniki badania izokinetycznego dla wszystkich chorych dla kończyny chorej

Parametr	N	Średnia	Odch. std.	Minimum	Maksimum	Kwartył I	Mediana	Kwartył III
60-Peak Torque Ext	40	166,975	50,841	70	256	123,75	165,5	212
60-Peak Torque Flx	40	99,800	30,774	41	153	80	102	121,5
PkTrq/weight Ext	40	216,250	70,896	69	357	157,75	216,5	261,25
PkTrq weight Flx	40	128,250	39,485	39	219	104	128,5	156
średnia moc prostowniki	40	112,650	33,217	49	182	87	118,5	136,25
średnia moc zginacze	40	67,775	22,718	27	112	52,25	70	81
Flx/Ext ratio	40	61,150	14,628	40	121	50	60	67

5.3.1.3. Wyniki badania izokinetycznego, porównanie kończyna zdrowa dla kończyny chorej dla wszystkich chorych

Rozkład wyników uzyskanych dla poszczególnych testów przedstawia tabela 40.

Tab.40. Wyniki badania izokinetycznego, porównanie kończyna zdrowa dla kończyny chorej dla wszystkich chorych

Parametr	N	Średnia	Odch. std.	Minimum	Maksimum	Kwartył I	Mediana	Kwartył III
Iloraz PkTrq/weight Ext	39	0,213	0,149	0,006	0,560	0,082	0,184	0,352
różnica PkTrq/weight Ext	39	38,205	53,625	-94	143	7	37	77
Iloraz PkTrq weight Flx	39	0,155	0,123	0,005	0,585	0,050	0,130	0,243
Różnica PkTrq weight Flx	39	13,436	23,911	-33	83	-1	12	26
Różnica średniej mocy prostowniki	39	19,667	28,949	-48	103	1	18	38
Różnica średniej mocy zginacza	39	7,256	12,713	-27	46	-1	8	15

5.3.2. Wyniki badania izokinetycznego dla chorych z grupy A

5.3.2.1. Wyniki badania izokinetycznego dla chorych z grupy A dla kończyny zdrowej

Rozkład wyników uzyskanych dla poszczególnych testów przedstawia tabela 41.

Tab.41. Wyniki badania izokinetycznego dla chorych z grupy A dla kończyny zdrowej

Parametr	N	Średnia	Odch. std.	Minimum	Maksimum	Kwartył I	Mediana	Kwartył III
60-Peak Torque Ext	20	209,400	54,491	113	300	166,25	204	248,5
60-Peak Torque Flx	20	114,850	25,155	62	153	95,25	119	128,75
PkTrq/weight Ext	20	279,950	62,005	199	411	223,25	275	331
PkTrq weight Flx	20	154,100	31,285	101	218	125,75	151,5	178,75
średnia moc prostowniki	20	137,100	36,029	74	197	109,75	127,5	171,75
średnia moc zginacze	20	78,250	19,507	45	114	64,25	78,5	91,25
Flx/Ext ratio	20	55,900	8,516	44	76	49,5	55	61

5.3.2.2. Wyniki badania izokinetycznego dla chorych z grupy A dla kończyny chorej

Rozkład wyników uzyskanych dla poszczególnych testów przedstawia tabela.41.a

Tab.41.a Wyniki badania izokinetycznego dla chorych z grupy A dla kończyny chorej

Parametr	N	Średnia	Odch. std.	Minimum	Maksimum	Kwartył I	Mediana	Kwartył III
60-Peak Torque Ext	20	171,750	52,093	70	249	133	165,5	224,25
60-Peak Torque Flx	20	100,850	31,725	47	153	80	105	131
PkTrq/weight Ext	20	230,000	66,272	121	357	174,75	226	287
PkTrq weight Flx	20	134,300	38,547	59	219	108	132,5	159,75
średnia moc prostowniki	20	117,350	35,388	49	182	87,5	120	148,75
średnia moc zginacze	20	67,700	22,207	27	108	51	72	81
Flx/Ext ratio	20	59,350	11,108	46	80	50	56,5	67

5.3.2.3. Wyniki badania izokinetycznego, porównanie kończyna zdrowa dla kończyny chorej dla chorych z grupy A

Rozkład wyników uzyskanych dla poszczególnych testów przedstawia tabela 42.

Tab.42. Wyniki badania izokinetycznego parametrów porównawczych dla kończyny zdrowej i dla kończyny chorej dla chorych z grupy A (znak minus wskazuje na lepszy wynik kończyny chorej niż zdrowej)

Parametr	N	Średnia	Odch. std.	Minimum	Maksimum	Kwartył I	Mediana	Kwartył III
Iloraz PkTrq/weight Ext	20	0,191	0,144	0,006	0,422	0,082	0,136	0,358
różnica PkTrq/weight Ext	20	49,950	45,704	-17	143	23,25	41	77,75
Iloraz PkTrq weight Flx	20	0,156	0,135	0,005	0,585	0,056	0,123	0,234
Różnica PkTrq weight Flx	20	19,800	24,211	-23	83	2,5	15,5	37,5
Różnica średniej mocy prostowniki	20	19,750	24,925	-27	74	1	18,5	35
Różnica średniej mocy zginacza	20	10,550	10,516	-3	46	5,25	9	14,25

5.3.3. Wyniki badania izokinetycznego dla chorych z grupy B

5.3.3.1. Wyniki badania izokinetycznego dla chorych z grupy B dla kończyny zdrowej

Rozkład wyników uzyskanych dla poszczególnych testów przedstawia tabela 43.

Tab.43. Wyniki badania izokinetycznego dla chorych z grupy B dla kończyny zdrowej

Parametr	N	Średnia	Odch. std.	Minimum	Maksimum	Kwartył I	Mediana	Kwartył III
60-Peak Torque Ext	19	188,474	43,587	110	247	148	194	233
60-Peak Torque Flx	19	104,526	27,858	68	151	79	103	127
PkTrq/weight Ext	19	227,842	56,688	75	309	206	242	261
PkTrq weight Flx	19	126,474	36,632	40	189	103	126	155
średnia moc prostowniki	19	126,842	29,965	76	174	104	130	146
średnia moc zginacze	19	70,421	18,569	44	104	55	70	89
Flx/Ext ratio	19	55,632	9,945	41	78	46	55	63

5.3.3.2. Wyniki badania izokinetycznego dla chorych z grupy B dla kończyny chorej

Rozkład wyników uzyskanych dla poszczególnych testów przedstawia tabela 44.

Tab.44. Wyniki badania izokinetycznego dla chorych z grupy B dla kończyny chorej

Parametr	N	Średnia	Odch. std.	Minimum	Maksimum	Kwartył I	Mediana	Kwartył III
60-Peak Torque Ext	20	162,200	50,438	86	256	123	164,5	200
60-Peak Torque Flx	20	98,750	30,580	41	153	77,5	99	119,75
PkTrq/weight Ext	20	202,500	74,345	69	330	135	205,5	258
PkTrq weight Flx	20	122,200	40,463	39	192	93,25	122,5	156
średnia moc prostowniki	20	107,950	31,080	52	162	80	118	129,75
średnia moc zginacze	20	67,850	23,796	28	112	52,25	67	83,75
Flx/Ext ratio	20	62,950	17,578	40	121	51	61	72,25

5.3.3.3. Wyniki badania izokinetycznego, porównanie kończyna zdrowa dla kończyny chorej dla chorych z grupy B

Rozkład wyników uzyskanych dla poszczególnych testów przedstawia tabela 45.

Tab.45. Wyniki badania izokinetycznego parametrów porównawczych dla kończyny zdrowej i dla kończyny chorej dla chorych z grupy B (znak minus wskazuje na lepszy wynik kończyny chorej niż zdrowej)

Parametr	N	Średnia	Odch. std.	Minimum	Maksimum	Kwartył I	Mediana	Kwartył III
Iloraz PkTrq/weight Ext	19	0,238	0,154	0,037	0,560	0,080	0,193	0,352
różnica PkTrq/weight Ext	19	25,842	59,593	-94	119	-14	25	74
Iloraz PkTrq weight Flx	19	0,154	0,113	0,013	0,393	0,044	0,146	0,262
Różnica PkTrq weight Flx	19	6,737	22,268	-33	45	-3	7	22
Różnica średniej mocy prostowniki	19	19,579	33,367	-48	103	1	18	38
Różnica średniej mocy zginacza	19	3,789	14,133	-27	27	-8	8	16

5.4. Analiza porównawcza uzyskanych wyników

5.4.1. Analiza porównawcza wyników badania klinicznego

Chociaż dla obydwu skal oceny subiektywnej w grupie A jest więcej wyników dobrych to jednak różnice między grupami są nieistotne statystycznie.

Stwierdziłam istotną statystycznie korelację między wynikami obydwu skal na poziomie istotności $p < 0,000$. Jest to kontrola wewnętrzna dla obydwu zastosowanych skal. Otrzymana korelacja świadczy o porównywalnej wartości klinicznej obydwu skal subiektywnej oceny funkcji stawu kolanowego.

Nie stwierdziłam różnic istotnych statystycznie między grupami dla wyników testów Lachmana i „szuflady przedniej”. Świadczy to, że zwartość stawów kolanowych po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego była dla obydwu grup porównywalna.

U trojga badanych, jednego z grupy A i dwóch z grupy B stwierdziłam nieznaczne zmniejszenie zwartości stawu (różnica 4 mm).

5.4.1.1. Analiza porównawcza wyników subiektywnej oceny kolana IKDC 2000

Tab.46. Porównanie wyników subiektywnej oceny kolana IKDC 2000 między grupami A i B

Parametr	U Manna-Whitneya	Poziom istotności
IKDC 2000	168,5	0,398

Tab.47. Rozkład procentowy wyników skal dla subiektywnej oceny kolana IKDC 2000 dla grup A i B

	Skala IKDC 2000		
	Ogółem	Grupa B	Grupa A
Dobrze	60,0%	55,0%	65,0%
Dostatecznie	40,0%	45,0%	35,0%
Ogółem	100,0%	100,0%	100,0%

5.4.1.2. Analiza porównawcza wyników skali oceny stawu kolanowego wg Lysholma

Tab.48. Porównanie wyników subiektywnej oceny kolana wg Lysholm'a między grupami A i B

Parametr	U Manna-Whitneya	Poziom istotności
Skala Lysholm'a	137	0,091

Tab.49. Rozkład procentowy wyników skal dla skali subiektywnej oceny kolana wg Lysholm'a dla grup A i B

	Skala Lysholm'a		
	Ogółem	Grupa B	Grupa A
Doskonale	72,5%	70,0%	75,0%
Bardzo dobrze	12,5%	10,0%	15,0%
Dobrze	10,0%	15,0%	5,0%
Dostatecznie	5,0%	5,0%	5,0%
Ogółem	100,0%	100,0%	100,0%

5.4.1.2.1. Korelacja wyników skali oceny stawu kolanowego wg Lysholma i subiektywnej oceny kolana IKDC 2000 – kontrola wewnętrzna dla wszystkich badanych

Istnieje silna korelacja między wynikami skali Lysholma i subiektywnej oceny kolana IKDC 2000. Wartość współczynnika korelacji 0,814, $p=0,000$.

5.4.1.2.2. Korelacja wyników skali oceny stawu kolanowego wg Lysholma i subiektywnej oceny kolana IKDC 2000 – kontrola wewnętrzna dla badanych grupy A

Istnieje silna korelacja między wynikami skali Lysholma i oceną subiektywną skali IKDC 2000. Wartość współczynnika korelacji 0,827, $p=0,000$.

5.4.1.2.3. Korelacja wyników skali oceny stawu kolanowego wg Lysholma i subiektywnej oceny kolana IKDC 2000 – kontrola wewnętrzna dla badanych grupy B

Istnieje silna korelacja między wynikami skali Lysholma i oceną subiektywną skali IKDC 2000. Wartość współczynnika korelacji 0,811, $p=0,000$.

5.4.1.3. Analiza porównawcza wyników testu Lachmana

Nie stwierdziłam istotnych statystycznie różnic w ocenie stabilności mechanicznej w teście Lachmana. W obu grupach u chorych otrzymałam podobne, dobre wyniki stabilności mechanicznej kolana.

5.4.1.3.1. Analiza porównawcza wyników testu Lachmana między grupami

Tab.50. Porównanie wyników testu Lachmana dla kończyny zdrowej między grupami A i B

Parametr	U Manna-Whitneya	Poziom istotności
Test Lachmana	197	0,947

Tab.51. Porównanie wyników testu Lachmana dla kończyny chorej między grupami A i B

Parametr	U Manna-Whitneya	Poziom istotności
Test Lachmana	171,5	0,445

5.4.1.3.2. Analiza porównawcza wyników testu Lachmana między kończyną zdrową a chorą

Tab.52. Porównanie różnic wyników testu Lachmana (dla kończyny chorej i dla kończyny zdrowej) między grupami A i B

Parametr	U Manna-Whitneya	Poziom istotności
Test Lachmana	184	0,678

5.4.1.4. Analiza porównawcza wyników testu „szuflady przedniej”

5.4.1.4.1. Analiza porównawcza wyników testu „szuflady przedniej” między grupami

Tab.53. Porównanie wyników testu „szuflady przedniej” dla kończyny zdrowej między grupami A i B

Parametr	U Manna-Whitneya	Poziom istotności
----------	------------------	-------------------

Test „szuflady przedniej”	188,5	0,758
---------------------------	-------	-------

Tab.54. Porównanie wyników testu „szuflady przedniej” dla kończyny chorej między grupami A i B

Parametr	U Manna-Whitneya	Poziom istotności
Test „szuflady przedniej”	184,5	0,678

5.4.1.4.2. Analiza porównawcza wyników testu „szuflady przedniej” między kończyną zdrową a chorą

Tab.55. Porównanie różnic wyników testu „szuflady przedniej” (dla kończyny chorej i dla kończyny zdrowej) między grupami A i B

Parametr	U Manna-Whitneya	Poziom istotności
Test „szuflady przedniej”	177	0,547

5.4.2. Analiza porównawcza wyników badania kontroli wzrokowo-proprioceptywnej [tabele: 56 – 65]

Rozkład parametru dla grup A i B jest porównywalny. Zauważyć jednak można iż w grupie B częściej zdarzają się przypadki poziomu niedostatecznego, co można wiązać z brakiem u tych chorych treningu proprioceptywnego.

5.4.2.1. Analiza porównawcza wyników badania kontroli wzrokowo-proprioceptywnej między grupami

Tab.56. Porównanie wyników badania sposobu kontroli wzrokowo-proprioceptywnej dla kończyny zdrowej między grupami A i B

Parametr	U Manna-Whitneya	Poziom istotności
Odchylenia od wypadkowej średnich osi SRT oczy otwarte	177,5	0,728
Odchylenia od wypadkowej średnich osi SRT oczy zamknięte	173,5	0,647
ryzyko upadku	171	0,607
Odchylenia od wypadkowej średnich osi DRT	158,5	0,380
Niestabilność układu człowiek-platforma	172,5	0,627
Współczynnik kontroli wzrokowo-proprioceptywnej	187	0,945

Tab.57. Skala odchylenia od wypadkowej średnich osi SRT oczy otwarte – kończyna zdrowa

Skala odchylenia od wypadkowej średnich osi SRT oczy otwarte – kończyna zdrowa			
	Ogółem	Grupa B	Grupa A
Doskonały	77,5%	75,0%	80,0%
Bardzo dobry	15,0%	15,0%	15,0%
Dobry	2,5%	0,0%	5,0%
Niedostateczny	2,5%	5,0%	0,0%
Systemowe braki danych	2,5%	5,0%	0,0%
Ogółem	100,0%	100,0%	100,0%

Rozkład parametru w grupach A i B jest porównywalny. Zauważyć jednak można, iż w przypadku grupy B zdarzają się przypadki poziomu niedostatecznego.

Tab.58. Skala odchylenia od wypadkowej średnich osi SRT oczy zamknięte dla kończyny zdrowej

Skala odchylenia od wypadkowej średnich osi SRT oczy zamknięte – kończyna zdrowa			
	Ogółem	Grupa B	Grupa A
Doskonały	20,0%	20,0%	20,0%
Bardzo dobry	35,0%	40,0%	30,0%
Dobry	25,0%	15,0%	35,0%
Niedostateczny	17,5%	20,0%	15,0%
Systemowe braki danych	2,5%	5,0%	0,0%
Ogółem	100,0%	100,0%	100,0%

Tab.59. Skala odchylenia od wypadkowej średnich osi DRT oczy otwarte dla kończyny zdrowej

Skala odchylenia od wypadkowej średnich osi DRT oczy otwarte – kończyna zdrowa			
	Ogółem	Grupa B	Grupa A
Doskonały	7,5%	15,0%	0,0%
Bardzo dobry	57,5%	40,0%	75,0%
Dobry	27,5%	30,0%	25,0%
Dostateczny	5,0%	10,0%	0,0%
Systemowe braki danych	2,5%	5,0%	0,0%
Ogółem	100,0%	100,0%	100,0%

Tab.60. Skala dla współczynnika kontroli wzrokowo-proprioceptywnej dla kończyny zdrowej

Skala dla współczynnika kontroli wzrokowo-proprioceptywnej – kończyna zdrowa			
	Ogółem	Grupa B	Grupa A
Prawidłowa	37,5%	40,0%	35,0%
Zaburzona	42,5%	35,0%	50,0%
Zła	17,5%	20,0%	15,0%
Systemowe braki danych	2,5%	5,0%	0,0%
Ogółem	100,0%	100,0%	100,0%

Tab.61. Porównanie wyników badania sposobu kontroli wzrokowo-proprioceptywnej dla kończyny chorej między grupami A i B

Parametr	U Manna-Whitneya	Poziom istotności
Odchylenia od wypadkowej średnich osi SRT oczy otwarte	173,5	0,478
Odchylenia od wypadkowej średnich osi SRT oczy zamknięte	185	0,698
ryzyko upadku	189	0,779
Odchylenia od wypadkowej średnich osi DRT	174	0,495
Niestabilność układu człowiek-platforma	144,5	0,134
Współczynnik kontroli wzrokowo-proprioceptywnej	176	0,529

Tab.62. Skala odchylenia od wypadkowej średnich osi SRT oczy otwarte dla kończyny chorej

Skala odchylenia od wypadkowej średnich osi SRT oczy otwarte dla kończyny chorej			
	Ogółem	Grupa B	Grupa A
Doskonały	80,0%	80,0%	80,0%
Bardzo dobry	12,5%	15,0%	10,0%
Dobry	5,0%	0,0%	10,0%
Niedostateczny	2,5%	5,0%	0,0%
Ogółem	100,0%	100,0%	100,0%

Tab.63. Skala odchylenia od wypadkowej średnich osi SRT oczy zamknięte dla kończyny chorej

Skala odchylenia od wypadkowej średnich osi SRT oczy zamknięte dla kończyny chorej			
	Ogółem	Grupa B	Grupa A
Doskonały	15,0%	10,0%	20,0%
Bardzo dobry	47,5%	50,0%	45,0%
Dobry	20,0%	20,0%	20,0%
Dostateczny	5,0%	0,0%	10,0%
Niedostateczny	12,5%	20,0%	5,0%
Ogółem	100,0%	100,0%	100,0%

Tab.64. Skala odchylenia od wypadkowej średnich osi DRT oczy otwarte dla kończyny chorej

Skala odchylenia od wypadkowej średnich osi DRT oczy zamknięte dla kończyny chorej			
	Ogółem	Grupa B	Grupa A
Doskonały	10,0%	15,0%	5,0%
Bardzo dobry	50,0%	30,0%	70,0%
Dobry	37,5%	50,0%	25,0%
Dostateczny	2,5%	5,0%	0,0%
Ogółem	100,0%	100,0%	100,0%

Tab.65. Rozkład procentowy wyników skali dla współczynnika kontroli wzrokowo-proprioceptywnej dla kończyny chorej

Skala dla współczynnika kontroli wzrokowo-proprioceptywnej dla kończyny chorej			
	Ogółem	Grupa B	Grupa A
Prawidłowa	30,0%	25,0%	35,0%
Zaburzona	52,5%	60,0%	45,0%
Zła	17,5%	15,0%	20,0%
Ogółem	100,0%	100,0%	100,0%

5.4.3. Analiza porównawcza wyników badania izokinetycznego [tabele 66-76]

Jedyną istotną statystycznie różnicę między grupami stwierdziłam dla wyników oceny siły mięśni prostowników i zginaczy kolana dla kończyny zdrowej. W grupie A wyniki były wyraźnie lepsze. Świadczyć to może o braku rehabilitacji kończyny zdrowej równoległe do chorej w grupie B, a także o korzystnym działaniu systematycznych treningów.

5.4.3.1. Analiza porównawcza wyników badania izokinetycznego między grupami

Tab.66. Porównanie wyników badania izokinetycznego dla kończyny zdrowej między grupami A i B

Parametr	U Manna-Whitneya	Poziom istotności
60-Peak Torque Ext	152,5	0,296
60-Peak Torque Flx	141	0,175
PkTrq/weight Ext	118,5	0,044
PkTrq weight Flx	110,5	0,024
średnia moc prostowniki	168,5	0,550
średnia moc zginacze	143	0,194
Flx/Ext ratio	189,5	0,989

Tab.67. Rozkład procentowy wyników skali peak torque/weight Ext dla kończyny zdrowej w grupach A i B oraz dla wszystkich badanych

Skala Peak torque/weight Ext dla kończyny zdrowej			
	Ogółem	Grupa B	Grupa A
Doskonały	5,0%	0,0%	10,0%
Bardzo dobry	20,0%	10,0%	30,0%
Dobry	17,5%	20,0%	15,0%
Dostateczny	42,5%	45,0%	40,0%
Niedostateczny	12,5%	20,0%	5,0%
Systemowe braki danych	2,5%	5,0%	0,0%
Ogółem	100,0%	100,0%	100,0%

Tab.68. Rozkład procentowy wyników skali peak torque/weight Flx dla kończyny zdrowej w grupach A i B oraz dla wszystkich badanych

Skala peak torque/weight Flx dla kończyny zdrowej			
	Ogółem	Grupa B	Grupa A
Bardzo dobry	2,5%	0,0%	5,0%
Dobry	40,0%	30,0%	50,0%
Dostateczny	45,0%	45,0%	45,0%
Niedostateczny	10,0%	20,0%	0,0%
Systemowe braki danych	2,5%	5,0%	0,0%
Ogółem	100,0%	100,0%	100,0%

Tab.69. Rozkład procentowy wyników skali Flx/Ext ratio dla kończyny zdrowej w grupach A i B oraz dla wszystkich badanych

Skala Flx/Ext ratio dla kończyny zdrowej			
	Ogółem	Grupa B	Grupa A
Doskonale	5,0%	5,0%	5,0%
Bardzo dobrze	27,5%	30,0%	25,0%
Dobrze	32,5%	25,0%	40,0%
Źle	32,5%	35,0%	30,0%
Systemowe braki danych	2,5%	5,0%	0,0%
Ogółem	100,0%	100,0%	100,0%

Tab.70. Porównanie wyników badania izokinetycznego dla kończyny chorej między grupami A i B

Parametr	U Manna-Whitneya	Poziom istotności
60-Peak Torque Ext	175,5	0,512
60-Peak Torque Flx	184,5	0,678
PkTrq/weight Ext	159	0,277
PkTrq weight Flx	171	0,445
średnia moc prostowniki	169	0,414
średnia moc zginacze	195	0,904
Flx/Ext ratio	180	0,602

Tab.71. Rozkład procentowy wyników skali peak torque/weight Ext dla kończyny chorej w grupach A i B oraz dla wszystkich badanych

Skala peak torque/weight Ext dla kończyny chorej			
	Ogółem	Grupa B	Grupa A
Doskonały	2,5%	0,0%	5,0%
Bardzo dobry	15,0%	15,0%	15,0%
Dobry	20,0%	20,0%	20,0%
Dostateczny	20,0%	20,0%	20,0%
Niedostateczny	42,5%	45,0%	40,0%
Ogółem	100,0%	100,0%	100,0%

Tab.72. Rozkład procentowy wyników skali peak torque/weight Flx dla kończyny chorej w grupach A i B oraz dla wszystkich badanych

Skala Peak torque/weight Flx dla kończyny chorej			
	Ogółem	Grupa B	Grupa A
Bardzo dobry	2,5%	0,0%	5,0%
Dobry	30,0%	35,0%	25,0%
Dostateczny	47,5%	40,0%	55,0%
Niedostateczny	20,0%	25,0%	15,0%
Ogółem	100,0%	100,0%	100,0%

Tab.73. Rozkład procentowy wyników skali Flx/Ext ratio dla kończyny chorej w grupach A i B oraz dla wszystkich badanych

Skala Flx/Ext Ratio dla kończyny chorej			
	Ogółem	Grupa B	Grupa A
Doskonale	7,5%	15,0%	0,0%
Bardzo dobrze	25,0%	20,0%	30,0%
Dobrze	17,5%	20,0%	15,0%
Źle	50,0%	45,0%	55,0%
Ogółem	100,0%	100,0%	100,0%

5.4.3.2. Analiza porównawcza wyników badania izokinetycznego między kończyną zdrową a chorą

Tab.74. Porównanie wyników badania izokinetycznego parametrów porównawczych dla kończyny zdrowej i dla kończyny chorej między grupami A i B

Parametr	U Manna-Whitneya	Poziom istotności
Iloraz PkTrq/weight Ext	164	0,478
różnica PkTrq/weight Ext	152,5	0,296
Iloraz PkTrq weight Flx	181	0,813
Różnica PkTrq weight Flx	137	0,141
Różnica średniej mocy prostowniki	185	0,901
Różnica średniej mocy zginacza	154	0,322

Tab.75. Rozkład procentowy wyników skali dla różnicy peak torque/weight Ext w grupach A i B oraz dla wszystkich badanych

Skala dla różnicy Peak torque/weight Ext			
	Ogółem	Grupa B	Grupa A
Dobry	12,5%	10%	15%
Dostateczny	10%	15%	5%
Zły	75%	70%	80%
Systemowe braki danych	2,5%	5%	0
Ogółem	100%	100%	100%

Tab.76. Rozkład procentowy wyników skali dla różnicy peak torque/weight Flx w grupach A i B oraz dla wszystkich badanych

Skala dla różnicy peak torque/weight Flx			
	Ogółem	Grupa A	Grupa B
Dobry	35%	25%	35%
Dostateczny	25%	30%	20%
Zły	42,5%	45%	40%
Systemowe braki danych	2,5%	0%	5%
Ogółem	100%	100%	100%

5.5. Podsumowanie wyników

W tabeli 77 zebrałam parametry ocen dotyczących wszystkich zastosowanych testów, w których stwierdziłam istotną statystycznie różnicę między grupami A i B.

Tab.77. Parametry, w których stwierdzono istotnie statystycznie różnice między grupami A i B

Parametr	Poziom istotności
Wskaźnik szczytowego maksymalnego momentu siły prostowników kolana znormalizowanego względem masy ciała dla kończyny zdrowej	p=0,044
Wskaźnik szczytowego maksymalnego momentu siły zginaczy kolana znormalizowanego względem masy ciała dla kończyny zdrowej	p=0,024
Skala dla wskaźnika szczytowego maksymalnego momentu siły prostowników kolana znormalizowanego względem masy ciała dla kończyny zdrowej	p=0,047

Testy nie wykazały istotnych różnic wartości zmiennych w przypadku chorych kończyn u badanych z grupy A i B

Średnia parametrów obliczona dla wszystkich pacjentów zmiennej „szczytowy maksymalny moment siły dla prostowników przy ocenie z prędkością kątową 60°/s (60-Peak Torque Ext)” dla kończyny chorej wynosi 166,975 z odchyleniem standardowym na poziomie 50,841. Wartość maksymalna dla zmiennej wyniosła 256 najmniejsza zaś 70. U co najmniej połowy badanych odnotowano ten parametr na poziomie 165,5 (mediana). Co najmniej 75% osób ma 60-Peak Torque Ext dla kończyny chorej na poziomie 123,75 lub wyższym (kwartyl I) natomiast co najmniej 25% osób ma 60-Peak Torque Ext dla kończyny chorej na poziomie 212 lub wyższym (kwartyl III).

Porównując badanych z grupy A z badanymi z grupy B [tab.78] zauważyć można iż średnia wartości 60-Peak Torque Ext dla kończyny chorej w grupie A jest wyższa nieco niż w grupie B. Duży rozrzut danych jednak spowodowała iż test nie wskazał istotności różnicy rozkładów zmiennej w tych dwóch grupach.

Tab.78. Porównanie wyników szczytowego maksymalnego momentu siły prostowników kolana dla prędkości 60°/s dla kończyny chorej

	Parametr	N	Średnia	Odchylenie standardowe	Min	Maks	Kwartyl I	Mediana	Kwartyl III	U Manna-Whitneya	Poziom istotności
Grupa A	60-Peak Torque Ext kończyna chora	20	171,75	52,093	70	249	133	165,5	224,25	175,5	0,512
Grupa B	60-Peak Torque Ext kończyna chora	20	162,20	50,438	86	256	123	164,5	200		
Ogółem	60-Peak Torque Ext kończyna chora	40	166,96	50,841	70	256	123,75	165,5	212		

Porównania wyników między grupami dokonać można również na miarach pozycyjnych. Jak widać kwartyl III parametru w w grupie A jest znacznie wyższy od grupy B. Zachowanie się wartości ocenianego parametru w grupie A i grupie B jest zbliżone, jednak w grupie A więcej jest wyników dobrych. Świadczyć to może o korzystnej roli systematycznego treningu dla odbudowy siły mięśni prostowników kolana.

5.6. Określenie zależności między wybranymi parametrami oceny izokinetycznej a wynikami oceny klinicznej

Pacjenci, którzy otrzymali lepsze wyniki oceny izokinetycznej mięśni prostowników operowanego stawu kolanowego są bardziej zadowoleni z funkcji kolana. Im gorszy wynik

wskaźnika stosunku szczytowych maksymalnych momentów siły zginaczy do prostowników kolana (Flx/Ext ratio) dla kończyny chorej tym większe było zadowolenie pacjentów. Większość badanych miała zaburzony bilans mięśniowy z przewagą prostowników. Może to świadczyć o większej roli prostowników dla funkcjonalnej stabilizacji kolana w codziennej aktywności badanych.

Po przeanalizowaniu wyników oceny izokinetycznej u chorych z niską samooceną funkcji operowanego stawu stwierdziłam u wszystkich (8 chorych) deficyt szczytowych maksymalnych momentów siły mięśni prostowników ponad 20%. Deficyt szczytowego maksymalnego momentu siły zginaczy u 4 z tych chorych był w granicach normy, u 2 na poziomie dostatecznym i u pozostałych 2 przekraczał 20%.

Wszyscy z wyjątkiem 3 badanych mieli zwartość stawu nieprzekraczającą różnicy przesunięcia 3 mm. Być może dlatego wyniki oceny zwartości mechanicznej nie miały tak istotnego wpływu na większość wyników oceny izokinetycznej mięśni.

5.6.1. Zależności między wybranymi parametrami oceny izokinetycznej a wynikami oceny klinicznej dla ogółu badanych

5.6.1.1. Korelacje między wynikami oceny izokinetycznej a subiektywnymi skalami oceny funkcji stawu kolanowego

Stwierdziłam następujące istotne statystycznie korelacje między wynikami oceny izokinetycznej a subiektywnymi ocenami funkcji stawu kolanowego:

- Pk Trq/weight Ext dla kończyny zdrowej - skala Lysholma: 0,318, $p=0,049$
- Pk Trq/weight Ext dla kończyny chorej - skala Lysholma: 0,443, $p=0,004$
- Iloraz Pk Trq/weight Ext - skala Lysholma: -0,428, $p=0,007$
- średnia moc prostowników dla kończyny chorej - skala Lysholma: 0,325, $p=0,041$
- Pk Trq/weight Ext dla kończyny chorej – skala IKDC 2000: 0,445, $p=0,004$
- Iloraz Pk Trq/weight Ext – skala IKDC 2000: -0,538, $p=0,000$
- Iloraz Pk Trq/weight Flx – skala IKDC 2000: -0,336, $p=0,036$
- średnia moc prostowników dla kończyny chorej – skala IKDC 2000: 0,332, $p=0,036$

5.6.1.2. Korelacje skal między wynikami oceny izokinetycznej a subiektywnymi skalami oceny funkcji stawu kolanowego

Stwierdziłam następujące istotne statystycznie korelacje między wynikami skal oceny izokinetycznej a subiektywnymi ocenami funkcji stawu kolanowego:

- Peak torque/weight Ext dla kończyny chorej – skala IKDC 2000: 0,384, $p=0,015$
- Peak torque/weight Ext dla kończyny chorej – skala Lysholma: 0,410, $p=0,009$

- iloraz Peak torque/weight Ext – skala IKDC 2000: 0,496, $p=0,002$
- iloraz Peak torque/weight Ext – skala Lysholma: 0,367, $p=0,023$
- Flx/Ext ratio dla kończyny chorej – skala IKDC 2000: -0,332, $p=0,036$
- Flx/Ext ratio dla kończyny chorej – skala Lysholma: -0,353, $p=0,025$

5.6.1.3. Korelacje między wynikami oceny izokinetycznej a wynikami oceny stabilności mechanicznej stawu kolanowego

Stwierdzono tylko następujące korelacje istotne statystycznie:

- Test szuflady przedniej dla kończyny zdrowej - Pk Trq/weight Flx dla kończyny chorej: 0,312, $p=0,050$
- Test szuflady przedniej dla kończyny zdrowej - różnica Pk Trq/weight Flx: -0,384, $p=0,016$
- Różnica wyników testu szuflady przedniej - różnica Pk Trq/weight Flx: 0,436, $p=0,006$

5.6.1.4. Korelacje skal między wynikami oceny izokinetycznej a wynikami oceny stabilności mechanicznej stawu kolanowego

Nie stwierdziłam żadnych istotnych statystycznie korelacji między wynikami skal oceny izokinetycznej a wynikami oceny stabilności mechanicznej stawu kolanowego.

5.6.2. Zależności między wybranymi parametrami oceny izokinetycznej a wynikami oceny klinicznej dla badanych z grupy A

Badani, którzy otrzymali lepsze wyniki oceny funkcji mięśni prostowników operowanego stawu kolanowego są bardziej zadowoleni z funkcji kolana. Podobne korelacje otrzymaliśmy dla oceny siły zginaczy jednak poziom istotności dla wyników mięśni zginaczy był mniejszy niż dla prostowników kolan. Pacjenci, którzy mieli mniejszą różnicę siły dla prostowników również byli bardziej zadowoleni z leczenia.

5.6.2.1. Korelacje między wynikami oceny izokinetycznej a subiektywnymi skalami oceny funkcji stawu kolanowego

Stwierdziliśmy następujące istotne statystycznie korelacje:

- Iloraz Pk Trq/weight Ext - skala Lysholma: -0,514, $p=0,021$
- różnica średniej mocy prostowników - skala Lysholma: -0,530, $p=0,016$
- różnica średniej mocy zginaczy - skala Lysholma: -0,452, $p=0,045$
- 60-Peak Torque Ext dla kończyny chorej - skala IKDC 2000: 0,457, $p=0,043$
- Pk Trq/weight Ext dla kończyny chorej - skala IKDC 2000: 0,615, $p=0,004$

- Iloraz Pk Trq/weight Ext - skala IKDC 2000: -0,727, $p=0,000$
- różnica Pk Trq/weight Ext - skala IKDC 2000: -0,614, $p=0,004$
- Pk Trq/weight Flx - skala IKDC 2000: 0,482, $p=0,031$
- Iloraz Pk Trq/weight Flx - skala IKDC 2000: -0,504, $p=0,024$
- średnia moc prostowników dla kończyny chorej - skala IKDC 2000: 0,446, $p=0,049$
- różnica średniej mocy prostowników - skala IKDC 2000: -0,637, $p=0,003$
- różnica średniej mocy zginaczy - skala IKDC 2000: -0,555, $p=0,011$

5.6.2.2. Korelacje skal między wynikami oceny izokinetycznej a subiektywnymi skalami oceny funkcji stawu kolanowego

Stwierdziliśmy następujące istotne statystycznie korelacje skal w/w parametrów:

- Peak torque/weight Ext dla kończyny chorej – skala IKDC 2000: 0,493, $p=0,027$
- Peak torque/weight Ext dla kończyny chorej – skala Lysholm: 0,471, $p=0,036$
- Peak torque/weight Flx dla kończyny chorej – skala IKDC 2000: 0,473, $p=0,035$
- Peak torque/weight Flx dla kończyny chorej – skala Lysholm: 0,471, $p=0,036$
- iloraz Peak torque/weight Ext – skala IKDC 2000: 0,688, $p=0,001$
- iloraz Peak torque/weight Ext – skala Lysholm: 0,469, $p=0,037$

5.6.2.3. Korelacje między wynikami oceny izokinetycznej a wynikami oceny stabilności mechanicznej stawu kolanowego

Stwierdzono następujące korelacje istotne statystycznie:

- test Lachmana dla kończyny zdrowej – różnica średniej mocy zginaczy: 0,478, $p=0,033$
- test Lachmana dla kończyny chora – różnica średniej mocy zginaczy: 0,479, $p=0,032$
- Różnica wyników w teście szuflady przedniej - iloraz Pk Trq/weight Ext: 0,471, $p=0,036$
- Różnica wyników w teście szuflady przedniej – różnica Pk Trq/weight Ext: 0,484, $p=0,030$
- Różnica wyników w teście szuflady przedniej - różnica średniej mocy prostowników: 0,590, $p=0,006$

5.6.2.4. Korelacje skal między wynikami oceny izokinetycznej a wynikami skal oceny stabilności mechanicznej stawu kolanowego

Nie stwierdziłam żadnych istotnych statystycznie korelacji między wynikami oceny izokinetycznej a wynikami oceny stabilności mechanicznej stawu kolanowego.

5.6.3. Zależności między wybranymi parametrami oceny izokinetycznej a wynikami oceny klinicznej dla badanych z grupy B

5.6.3.1. Korelacje między wynikami oceny izokinetycznej a subiektywnymi skalami oceny funkcji stawu kolanowego

Jedyna istotna statystycznie korelacja:

Różnica średniej mocy zginaczy – IKDC 2000: 0,532, $p=0,019$

5.6.3.2. Korelacje skal między wynikami oceny izokinetycznej a subiektywnymi skalami oceny funkcji stawu kolanowego

Stwierdziłmy następujące istotne statystycznie korelacje skal w/w parametrów:

Flx/Ext ratio dla kończyny chorej – skala Lysholma: -0,469, $p=0,037$

5.6.3.3. Korelacje między wynikami oceny izokinetycznej a wynikami oceny stabilności mechanicznej stawu kolanowego

Stwierdzono tylko 2 korelacje istotne statystycznie:

- Test szuflady przedniej dla kończyny zdrowej - różnica Pk Trq/weight Flx: -0,559, $p=0,013$
- Różnica wyników w teście szuflady przedniej - różnica Pk Trq/weight Flx: 0,562, $p=0,012$

5.6.3.4. Korelacje skal między wynikami oceny izokinetycznej a wynikami oceny stabilności mechanicznej stawu kolanowego

Nie stwierdziłam żadnych istotnych statystycznie korelacji między wynikami oceny izokinetycznej a wynikami oceny stabilności mechanicznej stawu kolanowego.

5.7. Określenie zależności między wynikami wybranych parametrów oceny izokinetycznej a wybranymi parametrami oceny sposobu kontroli wzrokowo - proprioceptywnej

Spośród wszystkich przeanalizowanych zależności parametrów oceny wzrokowo-proprioceptywnej i izokinetycznej oceny mięśni większość istotnych statystycznie korelacji dla ogółu badanych i dla grupy B stwierdziłam dla wyników oceny siły mięśni zginaczy i prawdopodobieństwa doznania kolejnego urazu (pkdu) dla kończyny zdrowej.

W grupie A oprócz w/w zależności, korelacje istotne statystycznie stwierdziłam również dla wyników oceny siły mięśni prostowników dla kończyny zdrowej. Dla kończyny chorej większość korelacji istotnych statystycznie stwierdziłam dla wyników statycznego i dynamicznego testu Rivy i oceny siłowo-wytrzymałościowej mięśni prostowników kolana.

Wyniki te przemawiają za większą rolą mięśni kulszowo-goleniowych w utrzymaniu pionowej postawy i równowagi. Za funkcjonalną stabilizację stawu kolanowego po rekonstrukcji ACL wydają się odpowiadać przede wszystkim mięśnie prostowniki kolana.

5.7.1. Zależności między wybranymi parametrami oceny izokinetycznej a wybranymi parametrami oceny sposobu kontroli wzrokowo - proprioceptywnej dla ogółu badanych

Istotne statystycznie korelacje stwierdziłam dla:

- pdku dla kończyny zdrowej – 60-Peak Torque Ext dla kończyny chorej: 0,375, $p=0,019$
- pdku dla kończyny zdrowej - 60-Peak Torque Flx dla kończyny chorej: 0,360, $p=0,024$
- pdku dla kończyny zdrowej - Pk Trq weight Ext dla kończyny chorej: 0,436, $p=0,006$
- pdku dla kończyny zdrowej - Pk Trq weight Flx dla kończyny chorej: 0,405, $p=0,011$
- pdku dla kończyny zdrowej - Pk Trq weight Flx dla kończyny chorej: 0,474, $p=0,002$
- pdku dla kończyny zdrowej – średnia moc prostowników: 0,365, $p=0,022$
- pdku dla kończyny chorej - 60-Peak Torque Flx dla kończyny chorej: 0,341, $p=0,031$
- pdku dla kończyny chorej - Pk Trq weight Flx dla kończyny zdrowej: 0,363, $p=0,023$
- pdku dla kończyny chorej - Pk Trq weight Flx dla kończyny chorej: 0,399, $p=0,011$
- pdku dla kończyny chorej – iloraz Pk Trq weight Flx: -0,429, $p=0,006$
- pdku dla kończyny chorej – Flx/Ext ratio dla kończyny zdrowej: 0,325, $p=0,044$
- odchylenie od wypadkowej średnich osi SRT oczy zamknięte dla kończyny chorej - iloraz Pk Trq weight Flx: -0,450, $p=0,004$
- odchylenie od wypadkowej średnich osi SRT oczy zamknięte dla kończyny zdrowej – różnica średniej mocy zginaczy: -0,331, $p=0,039$

5.7.2. Zależności między wynikami skal wybranych parametrów oceny izokinetycznej a wybranymi parametrami oceny sposobu kontroli wzrokowo - proprioceptywnej dla ogółu badanych

Stwierdziłam jedną istotną statystycznie korelację między wynikami skal oceny sposobu kontroli postawy a wynikami izokinetycznej oceny funkcji mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego:

WKP dla kończyny zdrowej - iloraz Peak torque/weight Flx: -0,402, $p=0,011$

5.7.3. Zależności między wybranymi parametrami oceny izokinetycznej a wybranymi parametrami oceny sposobu kontroli wzrokowo - proprioceptywnej dla badanych z grupy A

Istotne statystycznie korelacje stwierdziliśmy dla:

- Odchylenia od wypadkowej średnich osi DRT dla kończyny zdrowej – Pk/Trq weight Ext dla kończyny zdrowej: -0,505, $p=0,023$
- Niestabilność układu człowiek-platforma dla kończyny zdrowej – 60-Peak Torque Ext dla kończyny zdrowej: 0,535, $p=0,015$
- odchylenie od wypadkowej średnich osi SRT oczy zamknięte dla kończyny chorej - Pk Trq weight Ext dla kończyny chorej: 0,448, $p=0,047$
- pdku dla kończyny zdrowej - Pk Trq weight Flx dla kończyny chorej: 0,470, $p=0,036$
- Odchylenia od wypadkowej średnich osi DRT dla kończyny zdrowej - Pk Trq weight Flx dla kończyny zdrowej: -,0523, $p=0,018$
- Niestabilność układu człowiek-platforma dla kończyny zdrowej - Pk Trq weight Flx kończyna dla kończyny zdrowej: 0,483, $p=0,031$
- odchylenie od wypadkowej średnich osi SRT oczy zamknięte dla kończyny zdrowej - Pk Trq weight Flx dla kończyny chorej: 0,461, $p=0,041$
- pdku dla kończyny chorej - Pk Trq weight Flx dla kończyny chorej: 0,502, $p=0,024$
- pdku dla kończyny chorej - różnica średniej mocy zginaczy: -0,455, $p=0,044$
- Niestabilność układu człowiek-platforma dla kończyny zdrowej - index wytrzymałości Ext dla kończyny zdrowej: 0,448, $p=0,047$
- WKP dla kończyny chorej - index wytrzymałości Ext dla kończyny chorej: -0,470, $p=0,037$
- WKP dla kończyny chorej - Pk Trq weight Ext dla kończyny chorej: 0,436, $p=0,006$

5.7.4. Zależności między wynikami skal wybranych parametrów oceny izokinetycznej a wybranymi parametrami oceny sposobu kontroli wzrokowo - proprioceptywnej dla badanych z grupy A

Stwierdziłam następujące istotne statystycznie korelacji między wynikami skal oceny sposobu kontroli wzrokowo-proprioceptywnej a wynikami izokinetycznej oceny prostowników i zginaczy stawu kolanowego:

- WKP dla kończyny zdrowej – Flx/Ext ratio dla kończyny chorej: -0,454, $p=0,044$
- WKP dla kończyny chorej - Flx/Ext ratio dla kończyny chorej: -0,548, $p=0,012$

- odchylenia od wypadkowej średnich osi DRT dla kończyny zdrowej - Peak torque/weight Ext dla kończyny zdrowej: -0,484, $p=0,031$
- odchylenia od wypadkowej średnich osi DRT dla kończyny zdrowej - Flx/Ext ratio dla kończyny chorej: -0,681, $p=0,001$
- odchylenie od wypadkowej średnich osi SRT oczy zamknięte dla kończyny zdrowej - Peak torque/weight Flx dla kończyny zdrowej: 0,508, $p=0,022$
- odchylenie od wypadkowej średnich osi SRT oczy zamknięte dla kończyny zdrowej - Peak torque/weight Flx dla kończyny chorej: 0,513, $p=0,023$
- odchylenie od wypadkowej średnich osi SRT oczy zamknięte dla kończyny zdrowej - Flx/Ext ratio dla kończyny zdrowej: 0,551, $p=0,012$

5.7.5. Zależności między wybranymi parametrami oceny izokinetycznej a wybranymi parametrami oceny sposobu kontroli wzrokowo - proprioceptywnej dla badanych z grupy B

Istotne statystycznie korelacje stwierdziliśmy dla:

- pdku dla kończyny zdrowej - Pk Trq weight Flx dla kończyny chorej: 0,546, $p=0,016$
- pdku dla kończyny zdrowej - Pk Trq weight Flx dla kończyny zdrowej: 0,533, $p=0,019$
- pdku dla kończyny zdrowej – Pk Trq weight Flx dla kończyny chorej: 0,468, $p=0,043$
- pdku dla kończyny chorej - średnia moc zginaczy dla kończyny chorej: 0,493, $p=0,027$
- pdku dla kończyny chorej - średnia moc zginaczy dla kończyny zdrowej: 0,463, $p=0,046$
- pdku dla kończyny chorej – iloraz Pk Trq weight Flx: -0,528, $p=0,020$
- odchylenia od wypadkowej średnich osi DRT dla kończyny zdrowej – Flx/Ext ratio dla kończyny zdrowej: -0,456, $p=0,050$
- odchylenia od wypadkowej średnich osi DRT dla kończyny chorej - iloraz Pk Trq weight Ext: 0,470, $p=0,042$
- odchylenie od wypadkowej średnich osi SRT oczy zamknięte dla kończyny chorej - iloraz Pk Trq weight Flx: -0,564, $p=0,012$
- WKP dla kończyny chorej - iloraz Pk Trq weight Ext: 0,630, $p=0,004$

5.7.6. Zależności między wynikami skal wybranych parametrów oceny izokinetycznej a wybranymi parametrami oceny sposobu kontroli wzrokowo - proprioceptywnej dla badanych z grupy B

Stwierdziłam jedną istotną statystycznie korelację między wynikami oceny sposobu kontroli wzrokowo-proprioceptywnej a wynikami izokinetycznej oceny prostowników i zginaczy stawu kolanowego:

- WKP dla kończyny chorej - iloraz Peak torque/weight Ext: -0,609, $p=0,007$

5.8. Określenie zależności między wynikami oceny klinicznej od wybranych parametrów oceny sposobu kontroli wzrokowo - proprioceptywnej

Między wszystkimi ocenianymi parametrami testów Rivy i wynikami subiektywnej oceny stwierdziłam tylko dwie zależności istotne statystycznie zarówno w grupie A jak i w grupie B. Oznacza to, że u chorych rok po rekonstrukcji ACL ich subiektywna ocena funkcji stawu najprawdopodobniej w niewielkim stopniu zależy od wyników obiektywnych oceny sprawności kontroli wzrokowo-proprioceptywnej.

W grupie A wyniki współczynnika kontroli-wzrokowo-proprioceptywnej i dynamicznych testów Rivy dla kończyny chorej były lepsze u osób z bardziej zwartym stawem kolanowym badanych w teście Lachmana. Zgodnie z koncepcją Rivy obydwa w/w parametry mówią o stanie systemu archeoproprioceptywnego. Ustabilizowanie mechaniczne stawu rekonstrukcją ACL pozwala na lepsze funkcjonowanie tego systemu w kontroli wzrokowo-proprioceptywnej.

Dla kończyny zdrowej badania nie wykazały żadnych istotnych statystycznie korelacji między wartością przesunięcia piszczeli względem uda a wynikami oceny sposobu kontroli postawy.

Samoocena funkcji stawu kolanowego zależy od wieku i BMI badanych.

Chorzy, którzy dłużej rehabilitowani byli systematycznie z elementami treningu proprioceptywnego osiągalni lepsze wyniki oceny siłowo-wytrzymałościowej prostowników kolana.

5.8.1. Zależności między wybranymi parametrami oceny klinicznej a wybranymi parametrami oceny sposobu kontroli wzrokowo - proprioceptywnej dla ogółu badanych

5.8.1.1. Korelacja między oceną sposobu kontroli wzrokowo-proprioceptywnej a wynikami oceny subiektywnej funkcji kolana

Stwierdzono tylko jedną korelację istotną statystycznie: pdku dla kończyny zdrowej – skala Lysholma: 0,336, $p=0,036$.

5.8.1.2. Korelacja skal między oceną sposobu kontroli wzrokowo-proprioceptywnej a wynikami oceny subiektywnej funkcji kolana

Stwierdziłam jedną istotną statystycznie korelację między wynikami oceny sposobu kontroli wzrokowo-proprioceptywnej a wynikami oceny subiektywnej funkcji kolana:

- WKP dla kończyny zdrowej – skala IKDC 2000: -0,341, $p=0,034$

5.8.1.3. Korelacja między oceną sposobu kontroli wzrokowo-proprioceptywnej a wynikami oceny stabilności mechanicznej stawu kolanowego

Korelacje istotne statystycznie stwierdzono dla:

- odchylenie od wypadkowej średnich osi SRT oczy zamknięte dla kończyny chorej – test Lachmana dla kończyny zdrowej: -0,318, $p=0,046$
- odchylenie od wypadkowej średnich osi SRT oczy zamknięte dla kończyny chorej – różnica wartości testu Lachmana: 0,360, $p=0,022$
- odchylenie od wypadkowej średnich osi SRT oczy zamknięte dla kończyny chorej – test „szuflada przedniej” dla kończyny zdrowej: -0,373, $p=0,018$
- odchylenia od wypadkowej średnich osi DRT dla kończyny chorej - różnica wartości testu Lachmana: -0,346, $p=0,029$
- niestabilność układu człowiek-platforma dla kończyny zdrowej - Lachman dla kończyny chorej: 0,358, $p=0,025$
- niestabilność układu człowiek-platforma dla kończyny zdrowej – „szuflada przedniej” dla kończyny zdrowej: -0,318, $p=0,048$
- niestabilność układu człowiek-platforma dla kończyny chorej – różnica wartości testu Lachmana: 0,378, $p=0,016$
- WKP dla kończyny zdrowej – test Lachmana dla kończyny chorej: -0,426, $p=0,007$
- WKP dla kończyny zdrowej – różnica wartości testu Lachmana: -0,357, $p=0,025$
- WKP dla kończyny chorej – różnica wartości testu Lachmana: -0,486, $p=0,001$

5.8.1.4. Korelacja skal między oceną sposobu kontroli wzrokowo-proprioceptywnej a wynikami oceny stabilności mechanicznej stawu kolanowego

Stwierdziliśmy dwie istotne statystycznie korelacje skal między wynikami oceny sposobu kontroli postawy a oceną mechanicznej stabilizacji stawu kolanowego:

- odchylenie od wypadkowej średnich osi SRT oczy zamknięte dla kończyny chorej – różnica wartości testu „szuflady przedniej”: -0,393, $p=0,012$
- WKP dla kończyny chorej – różnica wartości testu Lachmana: 0,399, $p=0,011$

5.8.2. Zależności między wybranymi parametrami oceny klinicznej a wybranymi parametrami oceny sposobu kontroli wzrokowo - proprioceptywnej dla badanych z grupy A

5.8.2.1. Korelacja między oceną sposobu kontroli wzrokowo-proprioceptywnej a wynikami oceny subiektywnej funkcji kolana

Stwierdzono korelację istotną statystycznie dla:

- pdku dla kończyny chorej – skala Lysholma: 0,473, $p=0,035$
- pdku dla kończyny chorej – skala IKDC 2000: 0,517, $p=0,020$

5.8.2.2. Korelacja skal między oceną sposobu kontroli wzrokowo-proprioceptywnej a wynikami oceny subiektywnej funkcji kolana

Stwierdziłam jedną istotną statystycznie korelację między wynikami skal oceny sposobu kontroli wzrokowo-proprioceptywnej a wynikami oceny subiektywnej funkcji kolana:

- WKP dla kończyny zdrowej – skala Lysholma: -0,540, $p=0,014$

5.8.2.3. Korelacja między wynikami oceny sposobu kontroli wzrokowo-proprioceptywnej a wynikami oceny stabilności mechanicznej stawu kolanowego

Korelacje istotne statystycznie stwierdzono dla:

- odchylenie od wypadkowej średnich osi SRT oczu otwarte dla kończyny zdrowej – test „szuflady przedniej” dla kończyny chorej: -0,472, $p=0,036$
- odchylenie od wypadkowej średnich osi SRT oczu otwarte dla kończyny chorej - test „szuflady przedniej” dla kończyny zdrowej: -0,513, $p=0,021$
- odchylenie od wypadkowej średnich osi SRT oczu otwarte dla kończyny chorej - test „szuflady przedniej” dla kończyny chorej: -0,570, $p=0,009$
- odchylenie od wypadkowej średnich osi SRT oczu zamknięte dla kończyny chorej – test Lachmana dla kończyny zdrowej: -0,645, $p=0,002$
- odchylenie od wypadkowej średnich osi SRT oczu zamknięte dla kończyny chorej – różnica wartości testu Lachmana: 0,585, $p=0,007$
- odchylenia od wypadkowej średnich osi DRT dla kończyny chorej - różnica wartości testu Lachmana: -0,565, $p=0,010$
- niestabilność układu człowiek-platforma dla kończyny chorej – różnica wartości testu Lachmana: 0,583, $p=0,007$
- WKP dla kończyny chorej – różnica wartości testu Lachmana: -0,565, $p=0,009$

5.8.2.4. Korelacja skal między oceną sposobu kontroli wzrokowo-proprioceptywnej a wynikami oceny stabilności mechanicznej stawu kolanowego

Stwierdziłam dwie istotne statystycznie korelacje skal między wynikami oceny sposobu kontroli wzrokowo-proprioceptywnej a oceną mechanicznej stabilizacji stawu kolanowego:

- WKP dla kończyny chorej – różnica wartości testu Lachmana: 0,505, $p=0,023$
- odchylenia od wypadkowej średnich osi DRT dla kończyny chorej - różnica wartości testu Lachmana: 0,478, $p=0,033$

5.8.3. Zależności między wybranymi parametrami oceny klinicznej a wybranymi parametrami oceny sposobu kontroli wzrokowo - proprioceptywnej dla badanych z grupy B

5.8.3.1. Korelacja między wynikami oceny sposobu kontroli wzrokowo-proprioceptywnej a wynikami oceny subiektywnej funkcji kolana

Stwierdzono tylko jedną korelację istotną statystycznie: WKP dla kończyny chorej – skala

IKDC 2000: -0,468, $p=0,038$.

5.8.3.2. Korelacja skal między oceną sposobu kontroli wzrokowo-proprioceptywnej a wynikami oceny subiektywnej funkcji kolana

Stwierdziłam dwie istotne statystycznie korelacje między wynikami oceny sposobu kontroli wzrokowo-proprioceptywnej a wynikami oceny subiektywnej funkcji kolana:

- WKP dla kończyny chorej – skala IKDC 2000: -0,667, $p=0,001$
- WKP dla kończyny chorej – skala Lyscholma: -0,477, $p=0,033$

5.8.3.3. Korelacja między wynikami oceny sposobu kontroli wzrokowo-proprioceptywnej a wynikami oceny stabilności mechanicznej stawu kolanowego

Korelacje istotne statystycznie stwierdzono dla:

- odchylenie od wypadkowej średnich osi SRT oczu otwarte dla kończyny zdrowej – test Lachman'a dla kończyny zdrowej: 0,485, $p=0,035$
- odchylenie od wypadkowej średnich osi SRT oczu zamknięte dla kończyny chorej – test „szuflady przedniej” dla kończyny zdrowej: -0,501, $p=0,024$
- niestabilność układu człowiek-platforma dla kończyny zdrowej – test „szuflady przedniej” dla kończyny zdrowej: -0,531, $p=0,019$
- niestabilność układu człowiek-platforma dla kończyny chorej – test „szuflady przedniej” dla kończyny zdrowej: -0,456, $p=0,043$
- WKP kończyna zdrowa – test „szuflady przedniej” dla kończyny zdrowej: 0,493, $p=0,032$
- WKP kończyna zdrowa – test Lachmana dla kończyny chorej: -0,479, $p=0,038$

5.8.3.4. Korelacja skal między oceną sposobu kontroli wzrokowo-proprioceptywnej a wynikami oceny stabilności mechanicznej stawu kolanowego

Stwierdziłam dwie istotne statystycznie korelacje skal między wynikami oceny sposobu kontroli postawy a oceną mechanicznej stabilizacji stawu kolanowego:

- odchylenie od wypadkowej średnich osi SRT oczu zamknięte dla kończyny chorej – różnica wartości testu „szuflady przedniej”: -0,598, $p=0,005$
- WKP dla kończyny zdrowej – różnica wartości testu Lachmana: 0,475, $p=0,040$

5.8.4. Zależności między wybranymi parametrami oceny klinicznej

Subiektywna samoocena dobrej funkcji kolana zależy od dobrej zwartości stawu kolanowego ocenianej w teście szuflady przedniej.

5.8.4.1. Korelacja między wynikami oceny subiektywnej funkcji stawu kolanowego a wynikami oceny stabilności mechanicznej stawu kolanowego dla ogółu badanych

Istnieje tylko jedna istotnie statystyczna korelacja tych parametrów: skala IKDC 2000 – różnica wartości testu „szuflady przedniej”, $p=0,047$.

5.8.4.2. Korelacja skal między wynikami oceny subiektywnej funkcji stawu kolanowego a wynikami oceny stabilności mechanicznej stawu kolanowego dla ogółu badanych

Korelacje skal istotne statystycznie wykazałam dla:

- Różnice dla kończyny zdrowej i dla kończyny chorej w teście „szuflady przedniej” – skala IKDC 2000: 0,385, $p=0,014$
- Różnice zdrowa-chora w teście „szuflady przedniej” – skala Lysholma: 0,422, $p=0,007$

Brak jest istotnych statystycznie korelacji między wynikami testu Lachmana a wynikami oceny subiektywnej funkcji kolana.

5.8.4.3. Korelacja między wynikami oceny subiektywnej funkcji stawu kolanowego a wynikami oceny stabilności mechanicznej stawu kolanowego dla badanych z grupy A

Istnieją dwie istotnie statystyczna korelacja tych parametrów:

- Skala IKDC 2000 – Różnice dla kończyny zdrowej i dla kończyny chorej w teście „szuflady przedniej”: -0,556, $p=0,011$
- Skala Lysholma - Różnice dla kończyny zdrowej i dla kończyny chorej w teście „szuflady przedniej”: -0,525, $p=0,017$

5.8.4.4. Korelacja skal między wynikami oceny subiektywnej funkcji stawu kolanowego a wynikami oceny stabilności mechanicznej stawu kolanowego dla badanych z grupy A

Korelacje skal istotne statystycznie wykazałam dla:

- Różnice dla kończyny zdrowej i dla kończyny chorej w teście „szuflady przedniej” – skala IKDC 2000: 0,593, $p=0,006$
- Różnice dla kończyny zdrowej i dla kończyny chorej w teście „szuflady przedniej” – skala Lysholma: 0,530, $p=0,016$

Brak jest istotnych statystycznie korelacji między wynikami testu Lachmana a wynikami oceny subiektywnej funkcji kolana.

5.8.4.5. Korelacja między wynikami oceny subiektywnej funkcji stawu kolanowego a wynikami oceny stabilności mechanicznej stawu kolanowego dla badanych z grupy B

Nie znaleźliśmy istotnie statystycznych korelacja tych parametrów.

5.8.4.6. Korelacja skal między wynikami oceny subiektywnej funkcji stawu kolanowego a wynikami oceny stabilności mechanicznej stawu kolanowego dla badanych z grupy B

Nie stwierdziłam żadnej istotnej statystycznie korelacji wyników subiektywnej oceny funkcji kolana a wynikami oceny stabilności mechanicznej stawu kolanowego.

5.8.4.7. Korelacja między wynikami pozostałych parametrów oceny klinicznej dla ogółu badanych

Stwierdziłam następujące korelacje istotne statystycznie:

- Wiek – skala Lysholma: -0,354, $p=0,025$
- Wiek – skala IKDC 2000: -0,372, $p=0,018$
- BMI – skala Lysholm: -0,332, $p=0,036$
- BMI – skala IKDC 2000: -0,388, $p=0,013$
- Wiek – skala Lachman zdrowa: 0,325, $p=0,041$
- Wiek – skala BMI: 0,345, $p=0,029$
- Czas rehabilitacji z elementami treningu proprioceptywnego – Iloraz Pk Trq/weight Ext: -0,495, $p=0,027$
- Czas rehabilitacji z elementami treningu proprioceptywnego - różnica Pk Trq/weight Ext: -0,470, $p=0,037$
- Czas rehabilitacji z elementami treningu proprioceptywnego – różnica średniej mocy prostowników: -0,477, $p=0,034$
- Czas rehabilitacji z elementami treningu proprioceptywnego – różnica średniej mocy zginaczy: -0,446, $p=0,049$

5.8.4.8. Korelacja między wynikami pozostałych parametrów oceny klinicznej dla badanych z grupy A

Stwierdziłam następujące korelacje istotne statystycznie:

- Wiek – Flx/ Ext ratio dla kończyny chorej: 0,500, $p=0,025$
- Czas rehabilitacji z elementami treningu proprioceptywnego – różnica średniej mocy prostowników: -0,477, $p=0,034$
- Czas rehabilitacji z elementami treningu proprioceptywnego – różnica średniej mocy zginaczy: -0,446, $p=0,049$

5.8.4.9. Korelacja między wynikami pozostałych parametrów oceny klinicznej dla badanych z grupy B

Stwierdziłam następujące korelacje istotne statystycznie:

- Wiek – skala Lysholm: -0,677, $p=0,001$
- Wiek – skala IKDC 2000: -0,609, $p=0,004$
- BMI – skala Lysholm: -0,512, $p=0,021$
- BMI – skala IKDC 2000: -0,508, $p=0,022$

6. DYSKUSJA

- 6.1. Omówienie materiału badań
- 6.2. Omówienie metodyki badań
- 6.3. Omówienie uzyskanych wyników w świetle piśmiennictwa
- 6.4. Podsumowanie

6.1. Omówienie materiału badań

Grupa badanych była niejednorodna pod względem wewnętrznych uszkodzeń stawu kolanowego i oprócz pacjentów z izolowanym uszkodzeniem ACL (ogółem 19 osób: grupa A – 11, grupa B – 8) zawierała chorych z towarzyszącymi innymi wewnętrznymi uszkodzeniami kolana (21 badanych). Zbadałam, że brak jednorodności pod względem rozpoznań i, co za tym idzie zastosowanego leczenia, nie wpłyną na wynik oceny funkcji stawu kolanowego rok po rekonstrukcji ACL (brak istotnych statystycznie różnic między wynikami badań chorych z izolowanym uszkodzeniem i chorych z towarzyszącymi innymi wewnętrznymi uszkodzeniami kolana). Podobne wyniki otrzymali w swoich pracach inni autorzy wnioskując, że uszkodzenia towarzyszące uszkodzeniu ACL takie jak uszkodzenie łąkotek czy chrząstki III^o, nie powodujące wysięku w stawie nie mają wpływu na wyniki subiektywnych skal, oceny propriocepcji [57] jak i na wyniki oceny izokinetycznej [33].

Do poszczególnych grup (grupa A i B) kwalifikowałam chorych na podstawie wywiadu. Badanym zadawałam pytanie czy w okresie rehabilitacji wykonywali którekolwiek z ćwiczeń ujętych w tabeli 6 jako element treningu proprioceptywnego ani innych o podobnym charakterze (tab.6). Wszyscy chorzy, którzy nie wykonywali żadnego z tych ćwiczeń kwalifikowałam do grupy B, natomiast chorych rehabilitowanych ściśle według protokołu rehabilitacji zawartego w tabeli 6 kwalifikowałam do grupy A.

6.2. Omówienie metodyki badań

6.2.1. Kliniczna przydatność subiektywnych skal oceny funkcji kolana

Stosowanie subiektywnych skal oceny funkcjonalnej jest jedną z najprostszych metod oceny i monitorowania wyników leczenia. Istnieje wiele typów skal, z których na potrzeby tej pracy wybrałam skalę Lysholma i formularz subiektywnej oceny dolegliwości stawu kolanowego IKDC 2000 [47,66,103]. Te dwie skale są bowiem powszechnie stosowane do oceny wyników leczenia niestabilności kolana a ich wyniki publikowane w literaturze medycznej. Dzięki temu formularze te zapewniają nie tylko wiarygodny wynik oceny grupy badanej, ale również umożliwiają wzięcie udziału w dyskusji naukowej z innymi autorami.

Poprawne metodologicznie posługiwanie się narzędziami badawczymi, skonstruowanymi w odmiennych od naszego kręgu kulturowych, nakłada na

użytkowników konieczność ich adaptacji do rodzimych warunków – adaptacji zarówno językowej, jak i kulturowej [8,77]. Wiele kwestionariuszy medycznych jest w polskich warunkach powszechnie wykorzystywanych, jednak bez zastosowania bardzo restrykcyjnych reguł dotyczących adaptacji ankiet. Zjawisko to dotyczy prawdopodobnie również używanych w piśmiennictwie medycznym kwestionariuszy: formularza subiektywnej oceny dolegliwości stawu kolanowego IKDC 2000 i skali Lysholm'a, ponieważ autorzy polskich publikacji nie podają żadnych danych dotyczących ich adaptacji kulturowej. W związku z powyższym dodatkowo dla potrzeb powyższych badań wraz z kolegami z zespołu pod kierownictwem dr n. med. Tomasza Piontka z Kliniki Ortopedii i Traumatologii Dziecięcej przeprowadziłam adaptację kulturową i językową obejmującą adaptację poszczególnych pytań, instrukcji oraz możliwych odpowiedzi formularza subiektywnej oceny dolegliwości stawu kolanowego IKDC 2000 i skali Lysholm'a. Proces adaptacji kulturowej tych kwestionariuszy przeprowadziliśmy zgodnie ze wskazówkami projektu Międzynarodowego Towarzystwa Oceny Jakości Życia (IQOLA) [8,77], zamieszczonymi w *Journal of Clinical Epidemiology* (1993;46:1417-32; 1998;51:953-59 i 913-23). Otrzymaliśmy zaadoptowane językowo i kulturowo skale oceny dolegliwości stawu kolanowego, co do metody równoważne do tej w wersji oryginalnej, czyli zachowujące psychometryczne właściwości, takie jak trafność, wiarygodność i rzetelność poszczególnych pytań i całych skal, a uzyskane wyniki przedstawione były na Międzynarodowej Konferencji Studentów i Młodych Lekarzy w Poznaniu w maju 2009 roku oraz przygotowywane są do publikacji w „Chirurgii Narządów Ruchu i Ortopedii Polskiej”. Tak przygotowane skale ocen zastosowałam w omawianych badaniach.

6.2.2. Kliniczna wartość oceny stabilności mechanicznej kolana za pomocą urządzenia „Rolimeter”

Do moich badań wybrałam artrometr Rolimeter®. Jest to najprostszy z dostępnych na rynku artrometrów i dzięki temu ma wiele zalet: mały, lekki, łatwy do dopasowania do badanej kończyny, łatwy do sterylizacji, stosunkowo tani. Wcześniejsze badania dowiodły, że nie ma istotnych statystycznie różnic w wiarygodności i czułości rozpoznania niestabilności przedniej między artrometrami KT 1000 i Rolimeter® [22,23,27,94,98]. Muellner [65] stwierdził powtarzalność wyników badania dla tego samego badacza i dla różnych badaczy w grupie zdrowych badanych.

W badaniu artrometrem Rolimeter® badający używa maksymalnej możliwej siły w celu uzyskania przesunięcia piszczeli względem uda. Ani wartość ani dokładny kierunek użytej siły nie może być dokładnie określony jednak jak się okazuje nie ma to wpływu na wiarygodność, powtarzalność i czułość pomiarów. Jest to zgodne z badaniami na wiarygodnością pomiaru artrometru KT 1000 przeprowadzonych przez Torzilięgo i wsp. [94], którzy stwierdzili najlepszą powtarzalność wyników po zadaniu na KT 1000 maksymalnej możliwej siły.

Odruchowe działanie dynamicznych stabilizatorów kolana (mięśnie kulszowo-goleniowe) może zdaniem niektórych zakłócać wynik, jednak większość badań sugeruje, że prawidłowo przeprowadzone badanie artrometrem przy zrelaksowanym pacjencie eliminuje czynność odruchową tych mięśni i pozwala zbadać przesunięcie piszczeli ograniczone tylko przez torebkę stawową i więzadła [22,23,27,94,98].

Jako kryterium rozpoznania niestabilności przedniej kolana przyjął wartość różnicy przesunięcia piszczeli względem uda dla zdrowej i badanej kończyny > 3 . Kryterium to jest takie same dla urazu kończyny dominującej i niedominującej (różnica prawa-lewa kończyna). Jest to zgodne z wytycznymi przyjętymi przez innych autorów w dostępnej literaturze medycznej [22,23,27,94,98]. Wielu autorów podkreśla, że wyniki absolutne pomiaru tylko jednej kończyny nie mają inklinacji diagnostycznych, diagnostyczny jest tylko pomiar różnicy przesunięcia piszczeli względem uda dla zdrowej i uszkodzonej kończyny [22,23,27,94,98].

6.2.3. Przydatność oceny sposobu kontroli wzrokowo-proprioceptywnej w badaniach klinicznych

Beynnon i wsp. ocenili powtarzalność i dokładność różnych technik mierzenia propriocepcji stawu kolanowego. Według nich największą powtarzalnością i dokładnością cechują się testy oceniające czucie ruchu w stawie oraz tzw. „aktywne” testy oceniające pozycję w stawie [57]. Są to dynamiczne oceny wymagające oprócz zaangażowania woli i świadomości również aktywacji układu gamma-alfa motoneurony – mięsień. Dowodzić to może większej roli tego układu w percepcji ruchu i pozycji w stawie niż proprioceptorów znajdujących się w innych strukturach np. więzadłach czy torebce stawowej. Obecnie uważa się, że receptory więzadeł wspomagają funkcjonalną stabilizację stawów głównie przez działanie na układ gamma-alfa motoneurony – mięśnie dlatego wydaje się, że wyniki „aktywnych” testów oceny propriocepcji powinny przekładać się na wyniki testów funkcjonalnych [25,36,37]. Tymczasem badania nad oceną propriocepcji i jej wpływie na wyniki funkcjonalnej oceny stawów kolanowych u osób z uszkodzeniem więzadła krzyżowego przedniego dają sprzeczne rezultaty. Beard i wsp.[7], Harter i wsp.[39], Co i wsp. [14], Skinner i wsp. [94] nie stwierdzili w swoich badaniach istotnych statystycznie różnic między kończyną zdrową a z niestabilnością przednią kolana i kontrolą zdrowych badanych. Wyraźne zmniejszenie zdolności czucia pozycji w stawie kolana z uszkodzonym więzadłem przedstawili w swoim materiale Barrett i wsp.[6], podobnie Barrack i wsp.[5] MacDonald i wsp. opublikowali wyniki badań czucia ruchu w stawie w ich ocenie trudne do interpretacji [63]. Pojęcie propriocepcji ma szerszy zasięg i oprócz czucia ruchu i pozycji w stawie obejmuje również reakcje odruchowe i czucie z narządu przedsionkowego ucha środkowego. Wynika z tego, że dla pełnej oceny propriocepcji potrzebne jest zastosowanie narzędzi umożliwiających również ocenę funkcjonowania narządu równowagi. W niniejszych badaniach wykorzystałam system „Delos” opracowany w oparciu o koncepcję Rivy [87,88,89]. W dynamicznym teście Rivy badany stoi na jednej nodze na niestabilnej platformie, która może zmieniać z bardzo dużą prędkością zarówno kierunek jak i amplitudę wychyleń. Stworzone w ten sposób, sztuczne warunki pozwalają na dynamiczną ocenę kontroli postawy, w którym model ruchu konieczny dla zachowania równowagi na niestabilnej platformie nie odpowiada żadnemu rodzajowi ruchu w codziennej ludzkiej aktywności. Dzięki temu pozwalają na specyficzną ocenę działania struktur podkorowych, które umożliwiają ruch i zachowanie kontroli postawy w każdej, również ekstremalnej lub bardzo szybko zmieniającej się sytuacji bez konieczności zaangażowania kory mózgu. W trakcie każdego ruchu bardzo istotne jest zachowanie określonej pozycji ciała, a więc głównie równowagi. Impulsy zapoczątkowujące procesy uruchamiane dla zachowania równowagi pochodzą z proprioceptorów.

Związana z zaburzeniem równowagi zmiana położenia środka ciężkości ciała pobudza odruchy zapoczątkowane w receptorach, zwłaszcza w proprioceptorach mięśni. Jeśli zmiana pozycji jest gwałtowna i silna, a wyżej opisane procesy korygujące postawę (np. przez uszkodzenie więzadła krzyżowego przedniego i zawartych w nim proprioceptorów), są w stosunku do nich za wolne, przewagę w kontroli postawy zyskuje system przedsionkowy, a zaburzenia równowagi może skończyć się upadkiem. W odróżnieniu od metod oceny balansu ciała przez ocenę przesunięcia środka ciężkości na stabilnych platformach system "Delos" wskazuje, który system informacyjny ma przewagę w kontroli postawy oraz, przez stworzone dynamiczne warunki, pozwala ocenić tzw. „ryzyko upadku”. Komputerowy system jednoczesowej analizy sygnałów przekazywanych z wszystkich elementów systemu „Delos” dają ilościowe dane do analizy statystycznej. W związku z powyższym zdecydowałam się na ocenę propriocepcji przy użyciu tego systemu w celu analizy udziału systemu kontroli nerwowej w stabilizacji kolana.

6.2.4. Użyteczność oceny izokinetycznej siły mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego w badaniach klinicznych

Potrzeba wykonywania pomiarów siły mięśniowej zarówno dla badań naukowych jak i w klinice nie może być przeceniona. Frontera i wsp. opisali szczegółowo i uzasadnili merytorycznie korzyści z oceny izokinetycznej, do których zaliczyli: możliwość testowania różnych grup mięśniowych działających na różne stawy, obiektywną wartość wyników, możliwość oceny różnych cech mięśni jak wytrzymałość, siłę, moc, i pracę, możliwość wykorzystania natychmiastowej, wzrokowej informacji zwrotnej (praca w czasie rzeczywistym), możliwość powtórzenia testu w takich samych ustawieniach w celu oceny zmian w przebiegu rehabilitacji lub treningu [57].

Dużym mankamentem tych testów dla oceny mięśni kończyny dolnej w aspekcie oceny funkcji kolana jest brak możliwości wykonania testów w zamkniętym łańcuchu kinematycznym. Alternatywą w tym wypadku mogłaby być ocena izotoniczna na urządzeniu BTE Technologies dającym szerokie spektrum możliwości testowania mięśni również w tak zwanych wzorcach ruchowych i w zamkniętym łańcuchu kinematycznym. Jednak obecnie w Polsce niewiele ośrodków ma to urządzenie i dysponuje nim od niedawna, przez co utrudniony jest dostęp do testów.

Moja decyzja o wyborze oceny izokinetycznej w niniejszej pracy podparta jest również doświadczeniem własnym w ocenie izokinetycznej, oraz analizie i interpretacji danych z systemu Biodex Pro 3 użytym w badaniach.

6.3. Omówienie uzyskanych wyników w świetle piśmiennictwa

6.3.1. Odtworzenie stabilności mechanicznej a ocena subiektywna funkcji kolana

W badaniach własnych stwierdziłam istotne statystyczne zależności między wynikami subiektywnych skal oceny funkcji kolana a wartościami różnicy przesunięcia piszczeli względem uda, co potwierdza istotną rolę stabilizacji mechanicznej stawu dla uzyskania jego stabilności funkcjonalnej. Przemawia to za celowością leczenia niestabilności przedniej rekonstrukcją ACL.

Risberg i wsp. przeprowadzili badania porównujące wyniki leczenia dwóch protokołów rehabilitacyjnych po rekonstrukcji ACL, jeden protokół zawierał elementy wyspecjalizowanego treningu nerwowo-mięśniowego (protokół NE) i drugi protokół ze standardowymi ćwiczeniami siłowymi dla poszczególnych grup mięśniowych (protokół SE) [86]. W przeciwieństwie do wyników moich badań przytoczeni autorzy nie stwierdzili istotnych statystycznie różnic między grupami w ocenie subiektywnej, natomiast grupa rehabilitowana według protokołu NE prezentowała lepsze wyniki w testach funkcjonalnych.

W przedstawianej pracy w subiektywnej ocenie badanych przeze mnie chorych, wyniki poniżej dobry w ocenie wg skali Lysholma otrzymała tylko jedna osoba (W.A.)(2,5%) natomiast dla subiektywnej skali IKDC 2000 wynik poniżej dobry otrzymało ośmioro badanych (20%). Wszyscy chorzy z niską samooceną funkcji operowanej kończyny to badani z grupy B, czyli rehabilitowani bez elementów treningu proprioceptywnego. Wszyscy oni dysponowali mniejszymi wartościami parametrów siłowo-wytrzymałościowych prostowników kolana. Wyniki te są zbliżone do tych prezentowanych w piśmiennictwie dotyczącym oceny propriocepcji i funkcji kolana.

Obniżenie zwartości stawu kolanowego stwierdziłam u trojga badanych. Na uwagę zasługuje fakt, że wszyscy badani z niepełną stabilizacją mechaniczną otrzymali wyniki powyżej dobry w subiektywnych skalach oceny funkcji kolana. Dane powyższe wskazują, że odtworzenie stabilności mechanicznej, chociaż jest istotnym warunkiem to jednak nie koniecznym dla odzyskania dobrej subiektywnej funkcji stawu kolanowego. Jest to potwierdzone również w obserwacjach wielu autorów, którzy opisują grupę chorych ze stwierdzonym uszkodzeniem ACL jednak bez subiektywnych objawów niestabilności stawu kolanowego w piśmiennictwie anglojęzycznym określanym jako „copers” [20]. Wynika stąd, że odtworzenie mechanicznej stabilizacji stawu kolanowego jest tylko jednym z elementów składających się na sukces leczenia niestabilności przedniej stawu kolanowego.

Na podkreślenie zasługuje również fakt bardzo dużej korelacji wyników subiektywnych skal oceny funkcji stawu kolanowego z wiekiem BMI. Osoby młodsze i szczuplejsze są bardziej zadowolone z uzyskanych wyników leczenia. Świadczyć to może o dużej komponencie psychologicznej w najistotniejszy sposób wpływającej na subiektywną ocenę funkcji kolana.

Ciekawe też jest uzyskanie w niniejszej pracy istotnych statystycznie korelacji między wynikami oceny stabilności mechanicznej w teście Lachmana dla kończyny zdrowej a wiekiem badanych. Korelacja powyższa jest najsilniejsza w grupie B, wyraźnie zaznaczona dla ogółu badanych natomiast nie występuje dla wyników analizy statystycznej grupy A (być może ze względu na dużą zmienność obserwacji w grupie A). Korelacja ta potwierdza obserwowane klinicznie i udokumentowane w literaturze medycznej tendencje do postępującego z wiekiem usztywnianie się biernych stabilizatorów kolana, co w efekcie daje jego zwiększoną przednio-tylną stabilność mechaniczną.

6.3.2. Omówienie wyników oceny izokinetycznej mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego u pacjentów po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego

W analizie porównawczej wyników oceny izokinetycznej między grupami nie stwierdziłam istotnych statystycznie różnic dla kończyny operowanej. Kończyna zdrowa badanych z grupy A była wyraźnie silniejsza zarówno w obrębie prostowników jak i zginaczy. Deficyt siły mięśniowej kończyny operowanej w stosunku do kończyny zdrowej przekraczający 20% prezentowało 75% badanych dla mięśni prostowników i 42,5% dla zginaczy.

W badaniach Risberg'a i wsp. chorzy rehabilitowani według protokołu SE mieli lepszą siłę mięśni zginaczy kolana kończyny operowanej [86]. Aune i wsp porównali grupy chorych leczonych rekonstrukcją ACL z użyciem przeszczepów ścięgien mięśni kulszowo – goleniowych i przeszczepu z 1/3 więzadła rzepki 24 miesiące po rekonstrukcji [4]. Badacze ci stwierdzili istotne statystycznie osłabienie siły mięśni zginaczy u chorych po pobraniu ścięgien mięśni zginaczy. Autorzy sądzą, że deficyt ten powstał z powodu nieadekwatnej rehabilitacji. Maeda i wsp. stwierdzili deficyty siły obu grup mięśniowych u chorych 27 miesięcy po rekonstrukcji ACL z użyciem przeszczepów ścięgien mięśni kulszowo – goleniowych [64]. Z pracy wysnuli wniosek, że pobranie ścięgien nie ma wpływu na siłę mięśni zginaczy, chociaż nie był on podparty otrzymanymi wynikami. Yasuda i wsp. zbadali siłę mięśni zginaczy i prostowników kolana przed i 12 miesięcy po rekonstrukcji ACL [102]. Stwierdzili większą siłę mięśni po leczeniu operacyjnym niestabilności kolana. Kramer i wsp. w badaniach na grupie 30 chorych leczonych rekonstrukcją ACL z użyciem ścięgien mięśni kulszowo – goleniowych stwierdzili istotny deficyt siły mięśni zginaczy 21 miesięcy po leczeniu operacyjnym [53]. De Jong i wsp ocenili siłę mięśniową i funkcję kolana oraz stabilność mechaniczną przed oraz 6, 9 i 12 miesięcy po rekonstrukcji ACL [18]. Zdaniem autorów wyniki ich badań sugerują, że deficyt siły mięśnia czworogłowego jest związany z uszkodzeniem więzadła krzyżowego przedniego i rośnie po rekonstrukcji więzadła. Po rekonstrukcji pozostaje zazwyczaj 20% deficytu. Siła zginaczy pozostaje prawie u wszystkich przypadkach w granicach normy. Tak duża rozbieżność wyników oceny siły mięśni po rekonstrukcji ACL wynika być może z dużej różnorodności protokołów rehabilitacji pooperacyjnej. Większość protokołów stosowanych we wiodących ośrodkach takich jak np. Uniwersytet Medyczny w Pittsburghu zaleca zwrócenie większej uwagi na odtworzenie prawidłowej siły i funkcji mięśni zginaczy kolana jako agonistów ACL. Nie brakuje również opracowanych protokołów, w których to mięśnie prostowniki kolana są głównym przedmiotem zainteresowania i pracy fizjoterapeuty. Moje obserwacje dotyczące korelacji poszczególnych grup mięśniowych i oceny funkcjonalnej wskazują na istotne znaczenie mięśni prostowników kolana dla odzyskania prawidłowej funkcji kolana.

6.3.3. Omówienie oceny sposobu kontroli wzrokowo – proprioceptywnej u chorych po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego w statycznym i dynamicznym teście Rivy

Porównując wyniki oceny kontroli wzrokowo-proprioceptywnej badanych między grupami zauważyć można, iż średnia w grupie A jest wyższa nieco niż w grupie B. W grupie A stwierdziłam więcej wyników doskonałych i bardzo dobrych. Duża zmienność jednak obserwacji spowodowała, iż test nie wskazał istotności różnicy rozkładów zmiennej w tych dwóch grupach. Rok po rekonstrukcji ACL nieprawidłową, przedsionkową kontrolę postawy prezentowało 4 badanych z grupy A i 5 z grupy B. U większości zatem chorych otrzymaliśmy dobry wynik leczenia niestabilności kolana. Obecnie brak jest w dostępnej literaturze podobnych badań oceniających wyniki leczenia niestabilności kolana w statycznym i dynamicznym teście Rivy.

W nowej oddanej do druku pracy zbadałam korelacje między wynikami oceny wzrokowo-proprioceptywnej kończyny po rekonstrukcji ACL i kończyny zdrowej oraz grupy osób zdrowych. Stwierdziłam dużą współzależność wyników dla kończyny zdrowej i chorej co potwierdza wcześniej opisywane w piśmiennictwie koncepcje współkontroli nerwowo-mięśniowej obu kończyn dolnych. W koncepcji tej upośledzenie kontroli nerwowo-mięśniowej jednej kończyny np. przez uszkodzenie ACL powoduje zaburzenie propriocepcji drugiej, zdrowej kończyny. W porównaniu do osób zdrowych osoby z jednostronnym uszkodzeniem prezentowały gorsze wyniki dla obu kończyn w statycznym teście Rivy przy oczach zamkniętych. Wyniki testów Rivy przy oczach otwartych były porównywalne dla osób zdrowych i chorych co świadczy o dużych możliwościach kompensacji wzrokowej ubytków propriocepcji dla kontroli równowagi. Podobne wyniki otrzymali również inni autorzy [31,32,72,97].

6.3.4. Omówienie zależności między wynikami oceny klinicznej i oceny izokinetycznej mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego u pacjentów po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego

Kramer i wsp. wykazali umiarkowane korelacje wyników siły mięśni (większe dla prostowników niż dla zginaczy kolana) z wynikami oceny funkcjonalnej u pacjentów po rekonstrukcji ACL [53]. Wyniki te są podobne do przedstawionych w pracy Goradia i wsp., którzy otrzymali istotne statystycznie korelacje deficytu siły mięśni prostowników i niskiej oceny funkcjonalnej oraz gorszych wyników oceny stabilności mechanicznej za pomocą artrometru KT 1000 [33].

W prezentowanych badaniach chorzy, którzy otrzymali lepsze wyniki oceny siły mięśni prostowników operowanego stawu kolanowego są bardziej zadowoleni z funkcji operowanego kolana. Okazało się również, że im gorszy wynik wskaźnika stosunku szczytowego maksymalnego momentu siły mięśni zginaczy do prostowników kolana (F_{xI}/Ext ratio) dla kończyny chorej tym większe zadowolenie pacjentów. Większość badanych miało zaburzony bilans mięśniowy wskazujący na przewagę prostowników. Potwierdza to istotny udział mięśni prostowników kończyny dolnej w uzyskaniu dobrej subiektywnej funkcji kolana. Wśród wszystkich analizowanych

parametrów znalazłam tylko jedną korelację istotną statystycznie dla oceny skal: momentu siły mięśni zginaczy w stosunku do masy ciała i obu subiektywnych skal oceny, co znaczyło, że dobremu wynikowi w skali oceny parametrów siłowych odpowiadały dobre wyniki skal dla oceny subiektywnej. Były więc to dane nieparametryczne. W badaniach Risberg'a i wsp. chociaż stwierdzili lepszą siłę mięśni zginaczy kolana kończyny operowanej u chorych rehabilitowanych według protokołu SE jednak nie zbadali oni korelacji siły poszczególnych grup mięśniowych z oceną subiektywną i funkcjonalną [86]. Bodor w pracy swojej założył, że m. czworogłowy uda chroni ACL w czasie aktywności w łańcuchu zamkniętym [9]. Wynika to jego zdaniem ze zwrotu wektorów sił mięśnia czworogłowego, które w łańcuchu otwartym są zwrócone do góry a w łańcuchu zamkniętym są zwrócone w dół. Pierwsze doniesienia o takim działaniu mięśnia czworogłowego znajdują się w dwóch pracach Steindler'a z 1955 roku opublikowanych w „Kinesiology of the human body” [93]. Poszukując odpowiedzi jak jest w rzeczywistości sięgnął do literatury medycznej i na 700 pozycji, które mu się ukazały w Medline w żadnej nie znalazł doniesienia potwierdzającego to przypuszczenie. Cztery z pośród artykułów prezentowały i dowodziły pogląd, że zwrot wektorów sił m. czworogłowego jest zawsze do góry. Swoje badania przeprowadził używając głowicy usg do oceny kierunku przesuwania się włókien mięśnia obszernego bocznego w czasie prostowania kończyny w stawie kolanowym w łańcuchu otwartym i zamkniętym. Okazało się, że w łańcuchu otwartym włókna przesuwają się wyraźnie ku górze natomiast w pracy w łańcuchu zamkniętym nie przemieszczają się ani do góry ani do dołu co potwierdza hipotezę Bodor'a. Van den Bogert zarzuca Bodorowi, że jego metoda jest płynna a konsekwencje wynikające z praktycznego ich stosowania w rehabilitacji mogą być szkodliwe dla pacjentów [96]. Zwraca on uwagę, że nie ma różnicy między kierunkiem i zwrotem sił między łańcuchem kinematycznym otwartym i zamkniętym oraz, że niezależnie od różnic w pracy w łańcuchu kinematycznym otwartym i zamkniętym zwrot wektora siły mięśnia czworogłowego jest zawsze taki, że powoduje przesuwanie się piszczeli do przodu. Zdaniem Bogert'a różnica w przesuwaniu się włókien mięśnia czworogłowego uda w czasie pracy w łańcuchu kinematycznym zamkniętym i otwartym wynikać może z większego zakresu ruchu lub mniejszego oporu w czasie ćwiczeń w łańcuchu otwartym [96]. Dodatkowo w analizie Bodor nie zostało uwzględnione działanie rzepki na kość udową w czasie skurczu mięśnia czworogłowego uda. Według tego autora protekcyjne działanie na ACL w czasie ćwiczeń w łańcuchu zamkniętym jest związane z wielostawowym rozkładaniem się sił i pracy mięśni, w których główną aktywowaną grupą mięśni są mięśnie kulszowo-goleniowe [96]. Ohkoshi w swojej pracy dowodzi, że aktywność mięśni kulszowo-goleniowych jest zależna od ustawienia miednicy i tułowia [76]. Hipotezę tę wyjaśnia na przykładzie biegacza, który stojąc na ugiętych pod kątem 45° kolanach pochylając się maksymalnie do przodu wywołują napięcie mięśni kulszowo-goleniowych, a pochylając się maksymalnie do tyłu powoduje ich rozluźnienie. Na podstawie tego prostego doświadczenia autor wnioskuje, że w warunkach zamkniętego łańcucha kinematycznego główną rolą mięśni kulszowo-goleniowych jest kontrola przodopochylenia miednicy i tułowia. Rola tych mięśni jako dynamicznych stabilizatorów stawu kolanowego w warunkach zamkniętego łańcucha kinematycznego wydaje się drugorzędna [76]. W swoich doświadczeniach, polegających na próbie

wywołania przesunięcia piszczeli ku tyłowi przez napięcie mięśni kulszowo-goleniowych przy ustabilizowanym udzie i miednicy, More i wsp uzyskali tylko 3 mm przesunięcia w zakresie zgięcia w stawie kolanowym od 0 do 90° [69]. Zachodzi jedna k pytanie czy do zabezpieczenia ACL przed uszkodzeniem potrzebne jest przesunięcie tylne piszczeli, czy wystarczy jej stabilizacja w neutralnej pozycji. Brak możliwości większego przesunięcia do tyłu piszczeli nie może być dowodem na nieskuteczność działania protekcyjnego mięśni kulszowo-goleniowych na więzadło krzyżowe przednie w łańcuchu kinematycznym zamkniętym. Kilka prac opartych o badania w łańcuchu otwartym wskazuje na to, że aktywacja mięśnia czworogłowego nie działa uszkadzająco na ACL a nawet może mieć niewielkie działanie protekcyjne [4,9]. Inne badania wskazują, że aktywacja mięśnia czworogłowego w łańcuchu kinematycznym zamkniętym, dzięki jednoczesnemu skurczowi mięśni kulszowo-goleniowych, nie działa uszkadzająco na ACL.[21,69] Wiele badań przeprowadzonych in vivo i in vitro podtrzymują hipotezę o protekcyjnym działaniu mięśni kulszowo-goleniowych dla ACL w łańcuchu kinematycznym zamkniętym. Eastlock i wsp przeprowadzili badania w dwóch grupach pacjentów z uszkodzeniem ACL tzw. „copers”(bez epizodów niestabilności) i „non-copers”(z epizodami uciekania kończyny) [20]. Okazało się, że przyporządkowanie do danej grupy nie zależało od wielkości mechanicznego przesunięcia a od siły mięśnia czworogłowego. Grupę „copers” charakteryzuje większa siła mięśnia czworogłowego. Podobnie wg Risberga i wsp, siła mięśnia czworogłowego i dolegliwości bólowe były głównymi parametrami korelującymi z różną funkcją stawu kolanowego po rekonstrukcji ACL [86]. G. Li i wsp: przeprowadzili badania na modelu ludzkiego kolana pobranego ze zwłok [60]. Metoda badania umożliwiała wykonanie odpowiednich pomiarów siły działającej na ACL oraz wielkości przesunięcia piszczeli względem uda w warunkach otwartego łańcucha kinematycznego (ustabilizowane udo). Autorzy ci zaobserwowali, że w czasie prostowania kończyny w stawie kolanowym przy działaniu tylko mięśnia czworogłowego jak i przy działaniu jednoczesnym mięśnia czworogłowego i mięśni kulszowo-goleniowych dochodzi do przesunięcia piszczeli ku przodowi w całym zakresie ruchu. Badania Anddriacchi'ego i wsp. dowodzą jednak słuszności poglądu Bodor'a dotyczącym kierunku przesunięcia piszczeli do tyłu w warunkach łańcucha kinematycznego zamkniętego (faza podporu w czasie chodu) [2]. Autor użył systemu 4 kamer i specjalnych markerów w liczbie 21 rozmieszczonych na kończynie dolnej w charakterystycznych punktach anatomicznych. Na podstawie sygnałów z kamer system komputerowy analizował trzy parametry kinetyczne: przesunięcie przód tył goleni względem uda, ruch rotacji wewnętrznej i zewnętrznej w stawie kolanowym oraz zgięcie – wyprost w stawie kolanowym, oraz kinematyczną analizę sił i momentów sił działających na staw kolanowy w odpowiednich płaszczyznach badanego ruchu. Zauważył, że korelacja między przesunięciem przednio-tylnym i rotacją a momentem zgięciowym w jego analizach wynika z aktywowania w odpowiednim momencie mięśnia czworogłowego uda.

Pandy i wsp przeprowadzili na modelu matematycznym kolana teoretyczną analizę obciążeń i rozciągania więzadeł stawu kolanowego nieuszkodzonego i z uszkodzeniem więzadła krzyżowego przedniego [79]. Model był użyty do symulacji kierunku działania sił i przesunięcia piszczeli względem uda w płaszczyźnie czołowej w momencie maksymalnego izometrycznego skurczu prostowników kolana. Maksymalne przesunięcie przednio-tylne zdrowego kolana wynosiło

średnio 5 mm a kolana z uszkodzonym ACL ok. 10 mm, wyniki te porównywalne są z wynikami badań in vitro. Osłabienie siły mięśnia czworogłowego uda przy uszkodzeniu ACL jest udowodnione w wielu publikacjach. Badania przeprowadzone na tym modelu matematycznym wskazują, że przyczyną tego jest raczej upośledzenie kontroli nerwowo-mięśniowej a nie biomechaniczne zależności związane z mechaniczną niestabilnością kolana.

W analizie wyników oceny izokinetycznej i oceny stabilności mechanicznej stwierdziłam istotne statystycznie korelacje między wartościami różnicy wielkości przesunięcia piszczeli względem uda w teście szuflady przedniej a wynikami różnicy wartości stosunku momentu siły zginaczy kolana do masy ciała w grupie B i dla wszystkich badanych. Podobne korelacje stwierdziłam oceniając wyniki wartości stosunku momentu siły prostowników kolana do masy ciała w grupie A. Nie stwierdziłam takich korelacji w teście Lachmana ani korelacji skal dla wyników oceny izokinetycznej i różnicy wartości przesunięcia piszczeli względem uda. Różnica przesunięcia piszczeli względem uda była nieprawidłowa tylko u jednego badanego w teście Lachmana (4 mm) oraz dla dwóch badanych w teście szuflady przedniej (również po 4mm) w pozostałych przypadkach otrzymałam wyniki prawidłowe. Dane te są bardzo niespójne i co za tym idzie trudne do interpretacji. Chociaż w piśmiennictwie autorzy podkreślają brak wpływu siły mięśni na wyniki pomiaru stabilności mechanicznej to wydaje się jednak, że to właśnie różnice w technikach wykonania testu szuflady przedniej i Lachmana wystarczająco tłumaczą otrzymane zależności dla mięśni zginaczy. Przeciwnie tłumaczenie powyższych obserwacji, że przesuwanie się ku przodowi goleni prowadzące do zmiany usytuowania przyczepów mięśni stabilizujących staw kolanowy miałyby wpływać na otrzymane wyniki siły mięśni wydaje się nieuzasadnione. Ogromna większość badanych prezentowała dobrą lub bardzo dobrą stabilność mechaniczną stawu. Zastanawiająca jest obecność takiej zależności dla mięśni prostowników a brak dla zginaczy w grupie A. W grupie tej stwierdziłam większy wpływ mięśni czworogłowych (korelacje istotne statystycznie) na większość analizowanych parametrów oceny klinicznej i kontroli wzrokowo – proprioceptywnej. Sugeruje to dominującą rolę mięśni prostowników na funkcję kolana w tej grupie badanych.

W moich obserwacjach stwierdziłam istotne statystycznie korelacje czasu rehabilitacji (okres, w którym chory był rehabilitowany systematycznie przynajmniej 2 razy w tygodniu) z wynikami wielkością siły mięśni prostowników oraz w mniejszym stopniu zginaczy kolana kończyny operowanej na funkcje stawu. Najlepsze wyniki otrzymali chorzy rehabilitowani systematycznie przynajmniej 2 razy w tygodniu przez okres 6 miesięcy. Potwierdza to podkreślaną w piśmiennictwie rolę systematycznie prowadzonej rehabilitacji w celu uzyskania dobrego wczesnego wyniku leczenia niestabilności przednio – tylnej kolana.

6.3.5. Omówienie zależności między wynikami oceny klinicznej i oceny sposobu kontroli wzrokowo – proprioceptywnej u chorych po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego

Między wszystkimi ocenianymi parametrami testów Rivy i wynikami subiektywnej oceny znalazłam tylko dwie zależności istotne statystycznie zarówno w grupie A jak i w grupie B.

Dotyczyły one oceny kończyny nieoperowanej badanej w testach Rivy. Mam wątpliwości co do interpretacji tego faktu nie mogąc wykluczyć przypadku w wykryciu tych korelacji.

Wśród badanych chorych rok po rekonstrukcji ACL nie znalazłam zależności między subiektywną oceną funkcji stawu a wartościami parametrów stosowanych w ocenie sprawności kontroli wzrokowo-proprioceptywnej kończyny operowanej. Przypuszczam, że wykazane w obiektywnych pomiarach osłabienie proprioceptywnej kontroli nerwowo- mięśniowej nie było uświadomione przez chorych.

Wyniki wszystkich parametrów oceny kontroli wzrokowo - proprioceptywnej dla kończyny chorej w grupie A korelują z wartościami różnicy przesunięcia piszczeli względem uda w teście Lachmana. Brak tych korelacji dla wszystkich testów Rivy badanych grupy B jak i dla ogółu badanych wynika najprawdopodobniej z dużej zmienności obserwacji w tych grupach. Wydaje się, że stosowanie takiego samego protokołu rehabilitacyjnego z elementami treningu proprioceptywnego spowodowało, że w grupie A badani prezentowali mniejszą zmienność obserwacji co umożliwiło uchwycenie powyższych korelacji w niniejszych badaniach. Korzystną rolę treningu proprioceptywnego na wyniki testów czucia ruchu i pozycji jak w stawie kolanowym i na zmniejszenie prawdopodobieństwa doznania urazu prezentowane są w piśmiennictwie [3,11,38,42,45,78,81,83]

6.3.6. Omówienie zależności między wynikami oceny izokinetycznej mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego i oceny sposobu kontroli wzrokowo – proprioceptywnej u chorych po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego

W obiektywnej ocenie kontroli wzrokowo-proprioceptywnej kończyny operowanej korelacje istotne statystycznie stwierdziłam dla parametru „ryzyko upadku” i wyników oceny siły mięśni zginaczy dla ogółu badanych. W grupie A stwierdziłam dodatkowo korelację wyników oceny „odchylenia od wypadkowej średnich osi SRT (statycznego testu Rivy) przy oczach zamkniętych” i wyników oceny siły mięśni prostowników kolana. Brak tej korelacji w grupie B wynikać może ze znacznego rozrzutu wartości wyników obydwu testów.

Obecność korelacji istotnych statystycznie dla kończyny zdrowej wyników „odchylenia od wypadkowej średnich osi SRT oczu zamknięte” z wynikami oceny izokinetycznej zarówno zginaczy jak i prostowników kolana potwierdza opisywane w literaturze duże znaczenie mięśni w kontroli postawy.

6.4. Podsumowanie

W świetle przeprowadzonych badań i analiz oraz w oparciu o dane z piśmiennictwa należy uznać rekonstrukcję więzadła krzyżowego przedniego odtwarzającą stabilność mechaniczną kolana w płaszczyźnie strzałkowej jako istotny choć nie jedyny warunek odzyskania dobrej funkcji kolana po uszkodzeniu ACL. Bardzo ważnym elementem leczenia niestabilności przedniej kolana jest przeprowadzona prawidłowo pooperacyjna rehabilitacja. Protokół rehabilitacji

poza elementami treningu proprioceptywnego powinien uwzględniać potrzebę odzyskania prawidłowej siły mięśni prostowników i zginaczy kolana. Na odzyskanie dobrej funkcji kolana największy wpływ ma jednak dobra siła mięśni prostowników stawu kolanowego. Rehabilitacja powinna być prowadzona systematycznie.

W rzetelnej ocenie wyników leczenia niestabilności przednio – tylnej kolana powinniśmy uwzględniać ocenę wielu elementów mających wpływ na funkcję kolana. Ocena taka powinna obejmować ocenę subiektywną z użyciem odpowiednich formularzy, ocenę sposobu kontroli postawy zarówno w warunkach statycznych jak i dynamicznych oraz ocenę parametrów siłowo - wytrzymałościowych mięśni prostowników i zginaczy kolana.

W pracy przeanalizowałam zależności wyników wielu dostępnych do oceny parametrów oceny klinicznej, oceny izokinetycznej mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego oraz oceny sposobu kontroli wzrokowo-proprioceptywnej. Na podstawie przeprowadzonych analiz uważam, że z pośród wszystkich przeprowadzonych badań najważniejszymi w ocenie funkcji kolana są: ocena subiektywna wg formularza subiektywnej oceny IKDC 2000, dynamiczny test Rivy, statyczny test Rivy przy oczach zamkniętych oraz określenie wartości i deficytów siły mięśni zginaczy i prostowników stawu kolanowego.

Według mojej oceny prostym i łatwym do zastosowania w praktyce dnia codziennego, a dającym wystarczającą ilość informacji odnośnie sprawności kontroli wzrokowo-proprioceptywnej może być wykonanie próby Romberga.

Stabilność mechaniczna kolana oceniana za pomocą urządzenia Rolimeter jest ważnym uzupełnieniem informacji o funkcji kolana jednak nie może być traktowane jako najważniejszy element oceny skuteczności leczenia niestabilności przednio-tylnej kolana.

7. WNIOSKI

1. Funkcja stawu kolanowego rok po operacyjnej rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego w opinii 80% chorych oceniana jest jako dobra lub bardzo dobra.
2. Rekonstrukcja więzadła krzyżowego przedniego według przedstawionej techniki przywróciła dobrą stabilizację mechaniczną stawu kolanowego u 92% chorych.
3. Okres roku rehabilitacji po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego ze ścięgien mięśni kulszowo-goleniowych jest wystarczający dla odbudowania dobrej siły mięśni zginaczy jednak nie wystarcza do odbudowania siły mięśni prostowników kolana.
4. Po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego 70% chorych przedstawia zaburzony lub nieprawidłowy sposób kontroli wzrokowo-proprioceptywnej. Wyłączenie kontroli wzrokowej zdecydowanie pogarszało zachowanie równowagi.
5. Stopień zadowolenia chorych z wyników leczenia zależał przede wszystkim od siły mięśni prostowników kolana i mechanicznej stabilności stawu, podczas gdy sposób kontroli wzrokowo-proprioceptywnej nie wpłynął na subiektywną ocenę funkcji operowanego stawu.

8. STRESZCZENIE

Wstęp. Uszkodzenie więzadła krzyżowego przedniego stanowi około 50% wszystkich obrażeń wewnętrznych stawu kolanowego po jego urazie. Sytuacja ta prowadzi do niestabilności stawu kolanowego, jego dysfunkcji a w konsekwencji do rozwoju wczesnych zmian zwyrodnieniowych stawu. W celu ustabilizowania, poprawienia funkcji i zapobieżeniu powstawaniu wczesnych zmian zwyrodnieniowych kolana wykonuje się rekonstrukcje więzadła krzyżowego przedniego. Sama jednak stabilizacja mechaniczna stawu wydaje się nie być wystarczająca do uzyskania dobrej funkcji kolana po jego uszkodzeniu.

Cele pracy. Analiza wpływu leczenia niestabilności przednio-tylnej kolana rekonstrukcją więzadła krzyżowego przedniego przeszczepami z mięśni smukłego i półścięgnistego oraz sposobu rehabilitacji pooperacyjnej na funkcję stawu kolanowego.

Materiał badań. Materiał badań stanowiło 40 pacjentów, 7 kobiet i 33 mężczyzn, w wieku od 14 do 57 lat (średnia 32,4 lata) operowanych w latach 2005 - 2007 w Klinice Ortopedii Dziecięcej UM w Poznaniu z powodu niestabilności przednio-tylnej stawu kolanowego po uszkodzeniu więzadła krzyżowego przedniego rekonstrukcją więzadła krzyżowego przedniego techniką artroskopową przeszczepami ze ścięgien mięśni półścięgnistego i/lub smukłego. Wszyscy pacjenci byli operowani przez jednego ortopedę. Badani zostali podzieleni na dwie grupy:

Grupa A – pacjenci rehabilitowani wg protokołu opracowanego i stosowanego w „Rehasport Clinic” zawierającego elementy treningu proprioceptywnego,

Grupa B – pacjenci rehabilitowani w przypadkowych placówkach bez elementów treningu proprioceptywnego – weryfikacja na podstawie wywiadu.

Metodyka. Badania kliniczne, ocenę sposobu kontroli postawy i ocenę izokinetyczną funkcji mięśni u wszystkich chorych przeprowadziłam jednokrotnie rok po leczeniu operacyjnym. Wyniki badań odnosiłam do wcześniej opisanych i udokumentowanych norm oraz porównałam wyniki otrzymane dla kończyny operowanej i zdrowej (tzw. kontrola wewnętrzna).

Ocenę kliniczną przeprowadziłam przy zastosowaniu dwóch skal ocen zawierających informacje o dolegliwościach stawu kolanowego i ich wpływie na funkcjonowanie chorego w życiu codziennym: 100 punktowej skali oceny stawu kolanowego wg Lysholma oraz formularza subiektywnej oceny kolana 2000 IKDC.

W teście „szuflady przedniej” i Lachmana za pomocą artrometru „Rolimeter” firmy „Aircast” zmierzyłam różnicę między kończynami dolnymi w przesunięciu piszczeli względem uda.

Ocenę sposobu kontroli wzrokowo-proprioceptywnej wykonałam za pomocą dynamicznego i statycznego testu Rivy w staniu na jednej nodze. Testy przeprowadzone zostały przy zastosowaniu systemu kontroli postawy – DELOS.

Ocena izokinetyczna mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego przeprowadzona była na stanowisku do badań izokinetycznych „Biodex 3”.

Wyniki.

Wyniki statystyki opisowej i porównania między grupami:

Chorzy wypowiadając się na temat funkcji operowanych kolan w skalach Lysholma i formularza IKDC 2000 oceniali ich sprawność odpowiednio jako bardzo dobrą i dobrą.

Wartość kliniczną posiada wynik oceny różnicy przesunięcia goleni względem uda między zdrową i chorą kończyną. Średnia wyniku stabilności mechanicznej w ocenie wg Lachmana dla obu grup była na poziomie bardzo dobrym. Średnia wyniku stabilności mechanicznej w teście „szuflady przedniej” była na poziomie bardzo dobrym dla obu grup.

Stwierdziłam bardzo dobre wyniki dla parametrów oceny w teście statycznym na utwardzonym podłożu. W teście dynamicznym wyniki były na poziomie dobrym i dostatecznym, co wskazuje na zaburzony sposób kontroli wzrokowo-proprioceptywnej prezentowany przez większość badanych.

W grupie B średnie wyników dla kończyny zdrowej były lepsze niż dla kończyny chorej (różnice jednak nie były istotne statystycznie). Skrajnie odmienna sytuacja była w grupie A, w której chorzy rehabilitowani byli wg protokołu z treningiem proprioceptywnym (różnice również nie były istotne statystycznie) co wskazywać może na zaburzoną kontrolę wzrokowo-proprioceptywną u osób po rekonstrukcji ACL.

Średnie wartości bezwzględnych badanych parametrów siłowo-wytrzymałościowych mięśni zarówno prostowników jak i zginaczy były na poziomie dobrym.

Deficyt szczytowego maksymalnego momentu siły mięśni prostowników jak i jego współczynnika znormalizowanego względem masy ciała były większe niż 20% (wynik zły) u większości badanych niezależnie od stosowanego protokołu rehabilitacji.

Średnie wartości deficytu szczytowego maksymalnego momentu siły mięśni zginaczy jak i jego współczynnika znormalizowanego względem masy ciała były na poziomie dostatecznym (14%; 10-20% wynik dostateczny). Świadczy to o dobrej funkcjonalnej odbudowie parametrów siłowo-wytrzymałościowych mięśni zginaczy po pobraniu przeszczepów ścięgien mięśni półścięgnistego lub/i dwóch mięśni: smukłego i półścięgnistego. Porównując wyniki uzyskane w grupie A i B zauważyć można iż średnia szczytowego maksymalnego momentu siły przy prędkości kątowej 60°/s dla chorej kończyny w grupie A jest wyższa nieco niż w grupie B. Duży rozrzut wyników spowodował iż test nie wskazał istotności różnicy rozkładów zmiennej w tych dwóch grupach.

Jedyną istotną statystycznie różnicę między grupami stwierdziłam dla wyników oceny siły mięśni prostowników i zginaczy kolana dla kończyny zdrowej. W grupie A wyniki były wyraźnie lepsze. Świadczyć to może o braku rehabilitacji kończyny zdrowej równoległe do chorej w grupie B, a także o korzystnym działaniu systematycznych treningów.

Otrzymane zależności:

Pacjenci, którzy otrzymali lepsze wyniki oceny izokinetycznej mięśni prostowników operowanego stawu kolanowego są bardziej zadowoleni z funkcji kolana. Im gorszy wynik wskaźnika stosunku szczytowych maksymalnych momentów siły zginaczy do prostowników kolana (Flx/Ext ratio) dla kończyny chorej tym większe było zadowolenie pacjentów. Większość badanych miała zaburzony bilans mięśniowy z przewagą prostowników. Może to świadczyć o większej roli prostowników dla funkcjonalnej stabilizacji kolana w codziennej aktywności badanych.

Po przeanalizowaniu wyników oceny izokinetycznej u chorych z niską samooceną funkcji operowanego stawu stwierdziłam u wszystkich (8 chorych) deficyt szczytowych maksymalnych momentów siły mięśni prostowników ponad 20%. Deficyt szczytowego maksymalnego momentu siły zginaczy u 4 z tych chorych był w granicach normy, u 2 na poziomie dostatecznym i u pozostałych 2 przekraczał 20%.

Wszyscy z wyjątkiem 3 badanych mieli zwartość stawu nieprzekraczającą różnicy przesunięcia 3 mm. Być może dlatego wyniki oceny zwartości mechanicznej nie miały tak istotnego wpływu na większość wyników oceny izokinetycznej mięśni.

Spośród wszystkich przeanalizowanych zależności parametrów oceny wzrokowo-proprioceptywnej i izokinetycznej oceny mięśni większość istotnych statystycznie korelacji dla ogółu badanych i dla grupy B stwierdziłam dla wyników oceny siły mięśni zginaczy i prawdopodobieństwa doznania kolejnego urazu (pkdu) dla kończyny zdrowej.

W grupie A oprócz w/w zależności, korelacje istotne statystycznie stwierdziłam dla wyników siły mięśni prostowników w obrębie kończyny zdrowej. Dla kończyny chorej większość korelacji istotnych statystycznie dotyczyła wyników statycznego i dynamicznego testu Rivy i oceny siłowo-wytrzymałościowej mięśni prostowników kolana.

Wyniki te przemawiają za większą rolą mięśni kulszowo-goleniowych w utrzymaniu pionowej postawy i równowagi. Za funkcjonalną stabilizację stawu kolanowego po rekonstrukcji ACL wydają się odpowiadać przede wszystkim mięśnie prostowniki kolana.

Między wszystkimi ocenianymi parametrami testów Rivy i wynikami subiektywnej oceny stwierdziłam tylko dwie zależności istotne statystycznie zarówno w grupie A jak i w grupie B. Oznacza to, że w rok po rekonstrukcji ACL subiektywna ocena funkcji stawu dokonana przez chorych prawdopodobnie w niewielkim stopniu zależy od obiektywnych wyników oceny sprawności kontroli wzrokowo-proprioceptywnej.

W grupie A wyniki współczynnika kontroli-wzrokowo-proprioceptywnej i dynamicznych testów Rivy dla kończyny chorej były lepsze u osób z bardziej zwartym stawem kolanowym badanych w teście Lachmana. Zgodnie z koncepcją Rivy oba w/w parametry mówią o stanie systemu archeoproprioceptywnego. Ustabilizowanie mechaniczne stawu rekonstrukcją ACL pozwala na lepsze funkcjonowanie tego systemu w kontroli wzrokowo-proprioceptywnej.

Dla kończyny zdrowej badania nie wykazały żadnych istotnych statystycznie korelacji między wartością przesunięcia piszczeli względem uda a wynikami oceny sposobu kontroli postawy.

Samoocena funkcji stawu kolanowego zależy od wieku i BMI badanych.

Chorzy, którzy dłużej rehabilitowani byli systematycznie z elementami treningu proprioceptywnego osiągalni lepsze wyniki oceny siłowo-wytrzymałościowej prostowników kolana.

Wnioski.

1. Funkcja stawu kolanowego rok po operacyjnej rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego w opinii 80% chorych oceniana jest jako dobra lub bardzo dobra.
2. Rekonstrukcja więzadła krzyżowego przedniego według przedstawionej techniki przywróciła dobrą stabilizację mechaniczną stawu kolanowego u 92% chorych.

3. Okres roku rehabilitacji po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego ze ścięgien mięśni kulszowo-goleniowych jest wystarczający dla odbudowania dobrej siły mięśni zginaczy jednak nie wystarcza do odbudowania siły mięśni prostowników kolana.
4. Po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego 70% chorych przedstawia zaburzony lub nieprawidłowy sposób kontroli wzrokowo-proprioceptywnej. Wyłączenie kontroli wzrokowej zdecydowanie pogarszało zachowanie równowagi.
5. Stopień zadowolenia chorych z wyników leczenia zależał przede wszystkim od siły mięśni prostowników kolana i mechanicznej stabilności stawu, podczas gdy sposób kontroli wzrokowo-proprioceptywnej nie wpłynął na subiektywną ocenę funkcji operowanego stawu.

ABSTRACT

Introduction.

Damage to the anterior cruciate ligament is approximately 50% of all internal injuries of the knee after his injury. This situation leads to instability of the knee, his dysfunction and consequently to the development of early knee arthritis. In order to stabilize, improve function and prevent the emergence of early knee arthritis performed anterior cruciate ligament reconstruction. However, the mechanical stability of the join does not seem to be sufficient to achieve good knee function after injury.

Purpose of work.

Analysis of the impact of treatment anterior-posterior instability of the knee anterior cruciate ligament reconstruction with hamstrings tendons graft and postoperative rehabilitation for knee function.

Research material.

The research material consisted of 40 patients, 7 women and 33 men, aged from 14 to 57 years (mean 32.4 years) operated on between 2005 to 2007 in the Department of Pediatric Orthopaedics University of Medical Sciences due to the instability of anterior-posterior after damage to the anterior cruciate ligament reconstruction of the anterior cruciate ligament arthroscopic technique with hamstrings tendons grafts. All patients were operated on by one orthopedist. Subjects were divided into two groups:

Group A - Patients rehabilitated according to protocol developed and used in "Rehasport Clinic," containing the elements proprioceptive training,

Group B - patients rehabilitated at random sites without proprioceptive training components - verification on the basis of intelligence.

Methodology.

Clinical research, evaluation method of postural control and evaluation of isokinetic muscle function in all patients I moved once, a year after surgery. The results correspond to previously described and documented standards and compared the results obtained for the operated limb and healthy (so-called internal control).

Clinical evaluation was moved, using two assessment scales containing information about the symptoms of the knee and its impact on patient functioning in everyday life: 100 point scale assessment of the knee by Lysholm and subjective evaluation form 2000 IKDC knee.

In the anterior drawer test and Lachman test using arthrometer Rolimeter (Aircast) measured the difference between legs in the transfer of the leg against the thigh.

Assessing how the control visually-proprioceptive I made using dynamic and static test Riva in standing on one leg. Tests were performed using the posture control system - DELOS.

Isokinetic evaluation of extensors and flexors muscles of the knee was performed on a test isokinetic "Biodex 3".

Results.

Results of descriptive statistics and comparisons between groups:

Patients expressing its views on the functions operated Lysholm knee scale and IKDC 2000 form in assessing their performance accordingly as very good and good.: The value of clinical evaluation result has a difference in terms of shifting leg thigh between healthy and sick limb. The average result in the assessment of mechanical stability by Lachman for both groups was at very good level. The average result of the mechanical stability anterior drawer test was at very good level for both groups.

I have found very good results for performance evaluation in a static test on paved surfaces. The dynamic test results were at good and sufficient level, indicating a distorted way proprioceptive control of visually presented by most respondents.

In group B, average results for a healthy limbs were better than for the sick limb (the differences were not statistically significant). The situation was radically different in group A, in which patients were rehabilitated according to the minutes from the proprioceptive training (the differences were not statistically significant) which may indicate impaired visual-proprioceptive control in patients after ACL reconstruction.

The average absolute values of parameters examined muscle strength-endurance of both flexors and extensors were at good level.

Deficit maximum peak torque extensors muscles strength and its coefficient normalized for body weight greater than 20% (bad result) in most subjects irrespective of the rehabilitation protocol.

Medium values of maximum torque deficit peak flexor muscle strength and its coefficient normalized for body weight were at a sufficient level (14%, 10-20% satisfactory outcome).

It proves a good functional recovery of the parameters strength-endurance muscle flexor tendon grafts after downloading hamstrings muscles. Comparing the results obtained in group A and B can be seen that the average maximum peak torque at angular velocity $60^\circ / s$ for the affected limb in group A is slightly higher than in group B. The large dispersion of results that caused the test did not indicate the significance of the difference variable distributions in these two groups.

I note only statistically significant difference between the groups indicated, the results of the evaluation of muscle strength knee flexors and extensors of healthy limbs. In group A the results were noticeably better. Witnessing the lack of it may sound limb rehabilitation in parallel with the patient in group B, as well as the beneficial effects of systematic training.

Obtained dependencies:

Patients who have received a better evaluation of areas of the isokinetic muscle performance of surgical knee extensors are more satisfied with their knee function.

The worse outcome ratio of maximum peak flexor moments of force to the knee extensors (FLX / Ext ratio) for the diseased limb was greater patient satisfaction. Most respondents had disrupted the balance of the predominance of extensor muscles.

It may testify of a greater role rectifiers for functional stability in daily activity of the knee examined.

After analyzing the results of areas of the isokinetic evaluation of patients with low self-esteem functions operated joint indicated, in all (8 patients), the deficit of maximum torque peak extensor muscle strength over 20%. The deficit of the maximum peak flexor torque in 4 of these patients were within normal limits, 2 at a sufficient and in the other two exceeded 20%.

All but three subjects had a joint density not exceeding 3 mm shift differential. Perhaps it is because the evaluation of mechanical compactness does not have such a significant impact on most areas of the isokinetic muscle assessment.

Of all the parameters analyzed according to eye-proprioceptive evaluation and assessment of areas of the isokinetic muscle most statistically significant correlation for all subjects and for group B indicated, the results of the evaluation flexor muscle strength and likelihood of further trauma experience (pkdu) for the healthy limb.

In group A, in addition to the above mentioned dependence, significant statistical correlations have indicated to the results of extensor muscle strength in healthy limb.

For most of the diseased limb correlation statistically significant results related to static and dynamic test and evaluation Riva strength-knee extensor muscle strength.

These results suggest a stronger role for hamstrings muscles to maintain upright posture and balance. For the functional stability of the knee after ACL reconstruction appear to mainly extensors knee muscles.

Among all the parameters evaluated and the results of tests Riva subjective evaluation indicated, only two statistically significant according to both group A and group B.

This means that a year after ACL reconstruction subjective assessment made by the joint function of patients is likely to only slightly depend on objective performance evaluation results visually-proprioceptive control.

In group A the results of the control-factor-proprioceptive and dynamic tests Riva for diseased limbs were better in those with more compact pond knee examined in the Lachman test. According to the concept of Riva, both of the above parameters refer to the system state archeoproprioceptynego.

Mechanical stabilization of the joint reconstruction of the ACL allows this system to function better in the control of visually-proprioceptive.

For a healthy limb examination showed no statistically significant correlation between the value of shifting the tibia against the thigh and the results of the evaluation method of postural control.

Self-assessment of knee function depends on age and BMI of the respondents.

Patients who were rehabilitated more systematically with the elements of training, proprioceptive realized better strength-evaluation of knee extensor.

Conclusions.

1. Function of the knee one year after the operations of anterior cruciate ligament reconstruction in the opinion of 80% of patients judged as good or very good.
2. Reconstruction of the anterior cruciate ligament restored techniques presented by a good mechanical stability of the knee in 92% of patients.
3. Period of one year of rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction with tendon of hamstrings is good enough to rebuild the flexor muscle strength but not enough to rebuild the knee extensor muscle strength.
4. After anterior cruciate ligament reconstruction 70% of patients present abnormal or irregular manner visually-proprioceptive control. Exclusion of visual inspection worse the balance.
5. The degree of satisfaction of patients with treatment results depend mainly on the knee extensor muscle strength and mechanical stability of the joint, while the visually-proprioceptive control does not affect the subjective evaluation of the operated joint function.

9. PIŚMIENNICTWO

1. Ageberg E: Consequences of a ligament injury on neuromuscular function and relevance to rehabilitation – using the anterior cruciate ligament – injured knee as model. *Journal of Electromyography and kinesiology* 2002; 12: 205-212
2. Andriacchia, T.P., Dyrby Ch.O.: Interactions between kinematics and loading during walking for the normal and ACL deficient knee; *Journal of Biomechanics*; 2005, 38: 293–298
3. Ashton-Miller J.A., Wojtys E.M., Huston L.J., Fry-Welch D.: Can proprioception really be improved by exercises? *Knee Surg, Sports Traumatol, Arthrosc*; 2001, 9 :128–136
4. Aune AK, Holm I, Risbert MA, Jensen HK, Steen H. Fourstrand hamstring tendon autograft compared with patellar tendon- bone autograft for anterior cruciate ligament reconstruction: A randomized study with two-year follow-up. *Am J Sports Med* 2001;29:722-728.
5. Barrack R.L., Skinner H.B., Buckley S.L.: „Proprioception in anterior cruciate deficient knee” *American Journal of Sports Medicine*, 1989, 17: 1-6
6. Barrett D.S.: Proprioception and function after anterior cruciate ligament reconstruction”; *J. Bone Joint Surg [Br]*, 1991, 73B(5): 833-837
7. Beard D.J., Kyberd P.J., Fergusson C.M., Dodd C.A.F.: „Reflex hamstring contraction latency in anterior cruciate ligament deficiency”; *J Orthop Res*, 1994, 12(2): 219-228
8. Beaton D, Bombardier C, Guillemin F, Ferraz M. Guidelines for the Process of Cross-Cultural Adaptation of Self-Report Measures. *Spine*, 2000;15:3186-91.
9. Bodor M.: Quadriceps protects the anterior cruciate ligament; *J Orthop Res* 2001,19:629–33
10. Butler D.L., Noyes F.R., Grood E.S.: Ligamentous restraints to anterior – posterior drawer in the human knee. A biomechanical study. *J Bone Joint Surg Am*, 1980; 256-270
11. Cameron M.L., Adams R.D., Maherb Ch.G., Missona D.: Effect of the HamSprint Drills training programme on lower limb neuromuscular control in Australian football players *Journal of Science and Medicine in Sport*; 2009, 12, 24—30
12. Chmielewski T. L., Hurd W. J., Snyder-Mackler L.: „Elucidation of a potentially destabilizing control strategy in ACL deficient non-copers”; *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2005, 15: 83-92
13. Chmielewski T.L., Rudolph K.S., Snyder-Mackler L.: Development of dynamic knee stability after acute ACL injury; *Journal of Electromyography and Kinesiology* 12 (2002) 267–274
14. Co H.F., Cannon W.D.: “Effect of reconstruction of the anterior cruciate ligament on proprioception of the knee and the heel strike transient”; *J. Orthop Res*, 1993, 11: 696-704
15. Croisier J.L., Malnati M., Reichard L.B., Peretz C., Dvir Z.: "Quadriceps and hamstring isokinetic strength and electromyographic activity measured at different ranges of motion: A reproducibility study”; *Journal of Electromyography and Kinesiology*; 2007, 17: 484–492
16. Daniels L., Worthingham C.: *Muscle Testing, Techniques of Manual Examination*. New York: W.B. Saunders Company, 1986:91–117.

17. Davies G.: A compendium of isokinetics in clinical usage and rehabilitation techniques; USA, Onalaska, Wydanie IV, WI: S&S Publishers, 1992
18. de Jong S.N., van Caspel D.R., van Haeff M.J., Saris D.B.F.: Functional Assessment and Muscle Strength Before and After Reconstruction of Chronic Anterior Cruciate Ligament Lesions, *Arthroscopy*, 2007; 23, (1): 21-28
19. Dvir Z.: Isokinetics: Muscle Testing, Interpretation, and Clinical Applications; Wielka Brytania, Edinburgh: Churchill Livingstone, 1995
20. Eastlack M.E., Axe M.J., Snyder-Mackler L.: Laxity, instability, and functional outcome after ACL injury: copers versus noncopers; *Med Sci Sports Exercise*; 1999, 13: 210-215
21. Escamilla R.F., Fleisig G.S., Zheng N., Barrentine S.W., Wilk K.E., Andrews J.R.: Biomechanics of the knee during closed kinetic chain and open kinetic chain exercises; *Med Sci Sports Exerc*, 1998, 30: 556–69
22. Fleming B.C., Brattbakk, Peura G.D., Badger G.j., Beynnon B.D.: "Measurement of anterior-posterior knee laxity: a comparison of three techniques"; *Journal of Orthopaedic Research*, 2002, 20: 421-426
23. Fleming B.C., Peura G.D., Abate J.A., Beynnon B.D.: Accuracy and repeatability of Roentgen stereophotogrammetric analysis (RSA) for measuring knee laxity in longitudinal studies; *Journal of Biomechanics*; 2001, 34: 1355–1359
24. Fremerey R.W., Lobenhoffer P., Zeichen J., Skutek M., Bosch U., Tschorne H.: „Proprioception after rehabilitation and reconstruction in knees with deficiency of the anterior cruciate ligament" *J Bone Joint Surg (Br)* 2000; 82-B: 801-806
25. Fu F.H., Bennett C.H., Ma C.B., Menetrey J., Lattermann C.: Current trends in anterior cruciate ligament reconstruction.Part II. Operative procedures and clinical correlations. *Am JSports Med* 2000;28:124-130.
26. Fu F.H., Harner C.D., Johnson D.L., Miller M.D., Woo SL-Y.: Biomechanics of knee ligaments: basic concept and clinical application; *J Bone Joint Surg Am*, 1993, 75:1716–27
27. Ganko A., Engebretsen L., Ozer H.: The Rolimeter: a new arthrometer compared with the KT-1000; *Knee Surg, Sports Traumatol, Arthrosc*; 2000, 8: 36-39
28. Gerbino P.G., Griffin E.D., Zurawski D.: Comparison of standing balance between female collegiate dancers and soccer players; *Gait & Posture* 2007, 26: 501–507
29. Gielecki J.: Atlas anatomii Granta; wydanie I, Wrocław, 2002 ,
30. Goldberg S.R., Kepple T.M.: Muscle-induced accelerations at maximum activation to assess individual muscle capacity during movement; *Journal of Biomechanics*, 2009, 42 : 952–955
31. Golomer E., Dupui Ph., Sereni Ph., Monod H.: The contribution of vision in dynamic spontaneous sways of male classical dancers according to student or professional level; *J. Physiol.(Paris)*, 1999, 93: 233-237
32. Golomera E., CreÂmieuxb J., Dupuic Ph., Isableua B.: Visual contribution to self-induced body sway frequencies and visual perception of male professional dancers; *TheÂ ophile Ohlmannd Neuroscience Letters*, 1999, 267: 189-192

33. Goradia V.K., Grana W.A., Pearson S.E.: "Factors associated with decreased muscle strength after anterior cruciate ligament reconstruction with hamstring tendon grafts" *Arthroscopy*: vol 22, no 1; 2006: pp 80-88
34. Greiga M., Walker-Johnson C.: The influence of soccer-specific fatigue on functional stability; *Physical Therapy in Sport*, 2007, 8: 185–190
35. Gribble Ph.A., Hertel J.: Effect of Lower-Extremity Muscle Fatigue on Postural Control; *Arch Phys Med Rehabil*, 2004, 85:589-92.
36. Grottel K., Celichowski J.: „Organizacja mięśnia i sterowanie ruchem”; część I: „Organizacja mięśnia”; AWF im. E. Piaseckiego w Poznaniu; Podręcznik 1996, Nr 43
37. Grottel K., Krutki P.: „Organizacja mięśnia i sterowanie ruchem”; część II: „Sterowanie ruchem”; AWF im. E. Piaseckiego w Poznaniu; Podręcznik 1996, Nr 46
38. Guillou E., Dupui Ph., Golomer E.: Dynamic balance sensory motor control and symmetrical or asymmetrical equilibrium training; *Clinical Neurophysiology*, 2007, 118: 317–324
39. Harter R.A., Ostering L.R., Singer K.M.: "Knee joint proprioception following anterior cruciate ligament reconstruction"; *J. Sport Rehab*, 1992, 1: 103-110
40. Hatcher J., Hatcher A., Arbuthnot J., McNicholas.: "An investigation to examine the inter-tester and intra-tester reliability of the Rolimeter® knee tester, and its sensitivity in identifying knee laxity"; *Journal of Orthopaedic Research*, 2005; 23: 1399-1403
41. Heintjes E.M., Bierma-Zeinstra S.M.A., Berger M.Y., Koes B.W.: Lysholm scale and WOMAC index were responsive in prospective cohort of young general practice patients; *Journal of Clinical Epidemiology*; 2008, 6: 481-488
42. Hewett T.E., Lindenfeld T.N., Riccobene J.V., Noyes F.R.: The effect of neuromuscular training on the incidence of knee injury in female athletes. A prospective study; *Am J Sports Med* 1999, 27:699–706
43. Hiemstra L.A., Webber S., MacDonald P.B., Kriellaars D. J., "Contralateral limb strength deficits after anterior cruciate ligament reconstruction using a hamstring tendon graft"; *Clinical Biomechanics*, 2007: 22 543–550
44. Hiemstra L.A., Webber S., MacDonald P.B., Kriellaars D. J.: Knee strength deficits after hamstring tendon and patellar tendon anterior cruciate ligament reconstruction; *Med Sci Sports Exerc*, 2000, 32: 1472-1479
45. Hrysomallis C., McLaughlin P., Goodman C.: Does a balance deficit persist in Australian Football players with previous lower limb ligament injury?; *J Sci Med Sport* 2005; 8,1:85-91
46. Imran A., O'Connor J.J.: Control of knee stability after ACL injury or repair: interaction between hamstrings contraction and tibial translation; *Clin Biomech* 1998, 13:153–62.
47. Irrgang J.J., Lubowitz J.H.: Measuring Arthroscopic Outcome; *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, 2008, 24, 6: 718-722
48. Johansson H., Sjolander P., Sojka P.: "A sensor role fore the cruciate ligaments"; *Clin Orthop Rel Res*, 1991, 268: 161-177

49. Jonkers I., Stewart C., Spaepen A.: The study of muscle action during single support and swing phase of gait: clinical relevance of forward simulation techniques; *Gait and Posture*; 2003, 17 : 97-105
50. Kapreli E., Athanasopoulos S.: The anterior cruciate ligament deficiency as a model of brain plasticity; *Medical Hypotheses*; 2006, 67: 645–650
51. Keaysa S.L., Bullock-Saxton J., Keaysb A.C., Newcombe P. : Muscle strength and function before and after anterior cruciate ligament reconstruction using semitendinosus and gracilis; *The Knee*, 2001, 8:229-234
52. Kendall H., Kendall F.: *Muscles testing and function*. Baltimore, Williams and Wilkins; 1949.
53. Kramer J, Nusca D, Fowler P, Webster-Bogaert S. Knee flexor and extensor strength during concentric and eccentric muscle actions after anterior cruciate ligament reconstruction using the semitendinosus tendon and ligament augmentation device. *Am J Sports Med* 1993;21:285-291.
54. Krogsgaard M.R., Dyhre-Poulsen P., Fischer-Rasmussen T.: „Cruciate ligament reflexes” *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2002; 12: 177-182
55. Ku'pper J.C., Loitz-Ramage B., Corr D.T., Hart D.A., Ronsky J.L.: Measuring knee joint laxity: A review of applicable models and the need for new approaches to minimize variability; *Clinical Biomechanics* 22 (2007) 1–13
56. Lee B-III., Kwon S-W., Kim J-B, Choi H-S., Min K-D.: Comparison of Clinical Results According to Amount of Preserved Remnant in Arthroscopic Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Using Quadrupled Hamstring Graft; *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, 2008, 24, 5 : 560-568
57. Lephart S. M., Fu F.H.: „Proprioception and neuromuscular control in joint stability”, *Human Kinetics*, 2000
58. Lephart S.M., Kocher M.S., Fu F.H., Borsa B.A., Harner C.D.: “Proprioception following anterior cruciate ligament reconstruction”; *J. Sport Rehab*, 1992, 1: 188-196
59. Lephart S.M., Pincivero D.M., Giraldo J.L., Fu F.H.: „The role of proprioception in the management and rehabilitation of athletic injuries”; *American Journal of Sports Medicine*, 1997, 25: 130-140
60. Li G., Rudy T.W., Sakane M., Kanamori A., Ma C.B., Woo S.L.: The importance of quadriceps and hamstring muscle loading on knee kinematics and in-situ forces in the ACL; *J Biomech* 1999;32:395–400
61. Liebensohn C.: “Functional problems associated with the knee—Part two: Rehabilitation fundamentals for common knee conditions”; *Journal of Bodywork and Movement Therapies*; 2007, 11, 54–60 IN PR
62. Lysholm M., Ledin T., Odkvist L.M., Good L.: „Postural control – a comparison between patients with chronic anterior cruciate ligament insufficiency and healthy individuals” *Scand J Med Sci Sports* 1998; 8: 423-428
63. MacDonald P.B., Hedden D., Pacin O., Sutherland K.: “Proprioception in anterior cruciate ligament deficient and reconstructed knees”; *Am J Sports Med*, 1996, 24(6): 774-778

64. Maeda A, Shino K, Horibe S, Nakata K, Buccafusca G. Anterior cruciate ligament reconstruction with multistranded autogenous semitendinosus tendon. *Am J Sports Med* 1996;24:504-509.
65. Marx R.G., Menezes A., Horovitz L., Jones E.C., Warren R. F.: A comparison of two time intervals for test-retest reliability of health status instruments; *Journal of Clinical Epidemiology*; 2003, 56: 730–735
66. Marx R.G.:Knee Rating Scales; *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, Vol 19, No 10 (December), 2003: pp 1103-1108
67. Mittlmeier Th., Weiler A., Sohn T., Kleinhans L., Mollbach S., Duda G., Sudkamp N.P.: Functional monitoring during rehabilitation following anterior cruciate ligament reconstruction *Clinical Biomechanics*; 1999, 14: 576-584
68. Miyasaka K.C., Daniel D.M., Stone M.L., Hirshman P.: The incidence of knee ligament injuries in the general population. *Am J Knee Surg* 1991;4(1):3–8.
69. More R.C., Karras B.T., Neiman r., Fritshy d., Woo S.L.Y., Daniel D.M.: Hamstrings – an anterior cruciate ligament protagonist. An in vitro study. *Am J Sports Med*, 1993; 21: 231-237
70. Muellner T, Kdolsky R, Groschmidt K, et al. Cyclops and cyclopoid formation after anterior cruciate ligament reconstruction: Clinical and histomorphological differences. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*; 1999, 7:284-289.
71. Nakamura N., Horibe S., Sasaki S., Kitaguchi T., Tagami M., Mitsuoka T., Toritsuka Y., Hamada M., Shino K.: Evaluation of Active Knee Flexion and Hamstring Strength After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Using Hamstring Tendons *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery*; 2002, 18, 6: 598–602
72. Nougier V., Bard Ch., Fleury M., Teasdale N.: Contribution of Central and Peripheral Vision to the Regulation of Stance: Developmental Aspects; *Journal of Experimental Child Psychology*; 1998, 68, 202–215
73. Noyes F., Matthews D., Moor P., Grood E.: The symptomatic anterior cruciate – deficient knee. Part II: The results of rehabilitation, activity modification, and counseling on functional disability”; *J. Bone Joint Surg*, 1983, 65A: 163-174
74. Noyes F., Moor P., Matthews D., Butler D.: The symptomatic anterior cruciate – deficient knee. Part I: The long –term functional disability in athletically active individuals” *J. Bone Joint Surg*, 1983, 65A: 154-162
75. O’Connell M., George K., Stock D.: „Postural sway and balance testing: a comparison of normal and anterior cruciate ligament deficient knees”; *Gait and Posture*, 1998, 8: 136 -142
76. Ohkoshi Y, Inoue C, Yamane S, Hashimoto T, Ishida R. Changes in muscle strength properties caused by harvesting of autogenous semitendinosus tendon for reconstruction of contra lateral anterior cruciate ligament. *Arthroscopy* 1998;14:580-584.
77. Padua R., Bondi R., Ceccarelli E., Bondi` L., Romanini E., Zanolli G., Campi S.: Italian Version of the International Knee Documentation Committee Subjective Knee Form: Cross-Cultural Adaptation and Validation; *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery*; 2004 , 20, 8: 819-823
78. Page Ph.: Sensorimotor training: A “global” approach for balance training, *Journal of Bodywork and Movement Therapies*; 2006, 10: 77–84

79. Pandy M.G., Shelburne K.B.: Theoretical analysis of ligament and extensor-mechanism function in the ACL-deficient knee. *Clin Biomech*; 1998, 13:98–111
80. Park H.B., Koh M., Cho S.H., Hutchinson B., Lee B.: Mapping the rat somatosensory pathway from the anterior cruciate ligament nerve endings to the cerebrum; *Journal of Orthopaedic Research*; 2005, 23 : 1419–1424
81. Perrin Ph., Deviterne D., Hugel F., Perrot C.: Judo, better than dance, develops sensorimotor adaptabilities involved in balance control *Gait and Posture* 15 (2002) 187–194
82. Perry J.: *Gait analysis: normal and pathological function*; Thorofare, SLACK, 1992
83. Redfern M.S., Jennings J.R., Martin Ch., Furman J.M.: Attention influences sensory integration for postural control in older adults *Gait and Posture*; 2001, 14: 211–216
84. Rehm A., Llopis – Miro R., Turner P. G.: „The relationship between proprioception in the knee and the need for ligament reconstruction in the anterior cruciate ligament deficient knee”; *The Knee*, 1998, 5: 199-202
85. Reider B., Arcand M. A., Diehl L.H., Mroczek K. Abulencia A., Stroud C.Ch., Palm M., Gilbertson J., Staszak P.: Proprioception of the knee before and after anterior cruciate ligament reconstruction”; *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, 2003, January, Vol 19, nr 1: 2-12
86. Risberg M.A., Holm I., Tjomsland O., Ljunngren E., Ekeland A.: Prospective study of changes in impairments and disabilities after anterior cruciate ligament reconstruction; *J Orthop Sports Phys Ther*; 1999, 29: 400-412
87. Riva D, Soardo GP. Per Ritrovare L'equilibrio. *Edi-Ermes. Sport & Medicina* 1999; 5: 55-58
88. Riva D, Trevisson P. Il controllo posturale. *Sport & Medicina* 2000; 4: 47-51
89. Riva D. Archeopropriocezione: cos'è e come si allena. *Sport & Medicina* 2000; 2: 49-55
90. Robbe R., Johnson D.L.: Graft fixation alternatives in anterior cruciate ligament reconstruction. *The University of Pennsylvania Orthopaedic Journal*, 2002; 15:21-27
91. Sjolander P., Johansson H., Djupsjobacka M.: „Spinal and supraspinal effects of activity in ligament afferents”; *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2002, 12: 167-176
92. Skinner H.B., Barrack R.L.: Joint position sense in the normal and pathologic knee joint”; *J Electromyog and Kines*, 1991, 1(3): 180-190
93. Steindler A.: *Kinesiology of the human body under normal and pathological conditions*. Springfield IL: Charles C. Thomas, 1973
94. Torzilli PA, Panariello RA, Forbes A, Santner TJ, Warren RF. Measurement reproducibility of two commercial knee test devices. *J Orthop Res*; 1991;9(5):730–737
95. Toutoungi D.E., Lu T.W., Leardini A., Catani F., O'Connor J.J.: Cruciate ligament forces in the human knee during rehabilitation exercises. *Clinical Biomechanics*, 2000; 15:176-187
96. van den Bogert A.J.: Comment on “Quadriceps protects the anterior cruciate ligament” *Journal of Orthopaedic Research*; 2002, 20:1133–1134
97. Vuillermea N., Nougiera V., Prieur J-M.: Can vision compensate for a lower limbs muscular fatigue for controlling posture in humans? *Neuroscience Letters*; 2001, 308: 103-106

98. Wiertsema S.H., van Hooff H.J.A, Migchelsen L.A.A., Steultjens M.P.M.: Reliability of the KT1000 arthrometer and the Lachman test in patients with an ACL rupture *The Knee* 15 (2008) 107–110
99. Wojtys E.M., Huston.: „Neuromuscular performance in normal and anterior cruciate ligament - deficient lower extremities”; *American Journal of Sports Medicine*, 1994, 22: 89-104
100. Woo SL-Y., Kanamori A., Zeminski J., Yagi M., Papageorgiou C., Fu F.H.: The effectiveness of reconstruction of the anterior cruciate ligament with hamstrings and patellar tendon; A cadaveric study comparing anterior tibial and rotational loads. *J Bone Joint Surg Am*; 2002, 84-A:907–14
101. Yanagawa T., Shelburne K., Serpas F., Pandy M.: Effect of hamstrings muscle action on stability of the ACL-deficient knee in isokinetic extension exercise; *Clinical Biomechanics*, 2002, 17: 705–712
102. Yasuda K, Tsujino J, Ohkoshi Y, Tanabe Y, Kaneda K. Graft site morbidity with autogenous semitendinosus and gracilis tendons. *Am J Sports Med*, 1995; 23: 706-714.
103. Zelle B.A., Herzka A.S., Harner Ch.D., Irrgang J.J.: Evaluation of Clinical Outcomes in Anterior Cruciate Ligament Surgery *Oper Tech Orthop*; 2005, 15:76-84

Załącznik 1

Polska wersja formularza subiektywnej oceny dolegliwości stawu kolanowego wg Lysholma

Skala oceny dolegliwości stawu kolanowego wg Lysholma

Dane badanego		Data badania (rrrr.mm.dd): _____	
Nazwisko: _____		Imię: _____ Data urodzenia: _____	
Rozpoznanie kliniczne: _____			
RAZEM PKT.: 			
utykanie	brak.....	5	
	niewielkiego stopnia.....	3	
	obecne.....	0	
stosowanie kul łokciowych	nie.....	5	
	jedna kula lub laska.....	3	
	chodzenie przy asekuracji dwóch kul.....	0	
przeskakiwanie / blokowanie	nie.....	15	
	przeskakiwanie, nie blokowanie.....	10	
	blokowanie okresowe.....	6	
	blokowanie częste.....	2	
	blokowanie przy badaniu.....	0	
niestabilność/ uczucie „uciekania nogi”	nigdy.....	25	
	rzadko.....	20	
	często podczas ćwiczeń.....	15	
	często podczas normalnej aktywności.....	10	
	zawsze.....	0	
ból	nie.....	25	
	niewielkiego stopnia.....	20	
	obecny podczas wysiłku.....	15	
	obecny po więcej niż 2 km marszu.....	10	
	obecny po mniej niż 2 km marszu.....	5	
	stale.....	0	
wysięki	nie.....	10	
	rzadko podczas wysiłku.....	6	
	często podczas wysiłku.....	2	
	stale.....	0	
wchodzenie po schodach	bez problemu.....	10	
	z niewielką trudnością.....	5	
	po jednym stopniu.....	2	
	niewoźliwe.....	0	
przysiad	bez problemu.....	5	
	z niewielką trudnością.....	4	
	do 90° zgięcia w kolanie.....	2	
	niewoźliwe.....	0	

Część druga polskiej wersji formularza subiektywnej oceny dolegliwości stawu kolanowego IKDC 2000 zawierająca pytania dotyczące aktywności sportowej.

Aktywność sportowa

1. Jaki jest najwyższy poziom aktywności sportowej, na który możesz regularnie funkcjonować?
- oznaczne wysiłki takie jak skoki lub obroty (np. jak w koszykówce czy piłce nożnej)
 - oznaczne wysiłki typu ciężkiej pracy fizycznej jazdy na nartach, gry w tenisa
 - umiarkowane aktywności jak średniego nasilenia praca fizyczna, biegi, trucht
 - lekkiego typu aktywności jak spacer, praca domowa, praca wokół domu
 - nie jestem w stanie wykona którejkolwiek z powyższych aktywności z powodu bólu kolana

2. Czy twoje kolano pozwala na:

	bez trudności	sprawa drobne trudności	sprawa trudności	sprawa poważne trudności	niemożliwe
a. wchodzenie po schodach	?	?	?	?	?
b. schodzenie po schodach	?	?	?	?	?
c. klękanie na przedniej powierzchni kolana	?	?	?	?	?
d. kucanie	?	?	?	?	?
e. siadanie ze zgiętym kolaniem	?	?	?	?	?
f. wstawanie z krzesła	?	?	?	?	?
g. bieg w przód	?	?	?	?	?
h. skakanie i lądowanie na operowanej kończynie	?	?	?	?	?
i. szybkie zatrzymywanie się i starowanie	?	?	?	?	?

Załącznik 3

Raport z oceny kontroli wzrokowo-propryoceptywnej

Rehasport
REHABILITACJA ORTOPEDYCZNA

SPORT - DIAGNOSTYKA I TRENING PROPRIOCPCJI

Różana 13, 61-577 Poznań
tel.061 8338989, fax.061 8338990

Date Assessment 12-07-2007



Copyright © 1997-2004 Delos s.r.l.

Date of birth: 30/04/1984

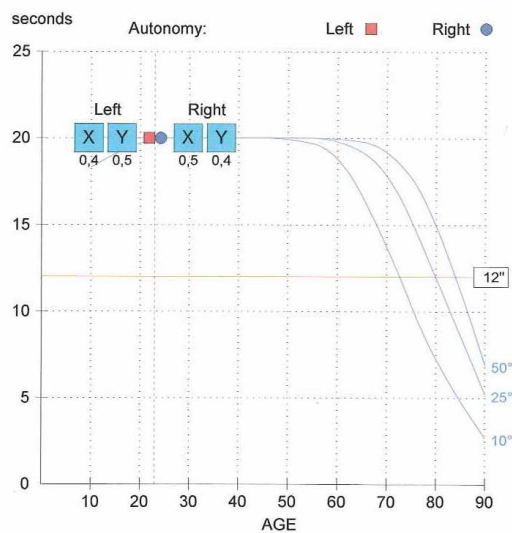
Address:
Telephone:
Height: 171

Sex: F
Weight: 60

STATIC RIVA TEST (monopodalic)

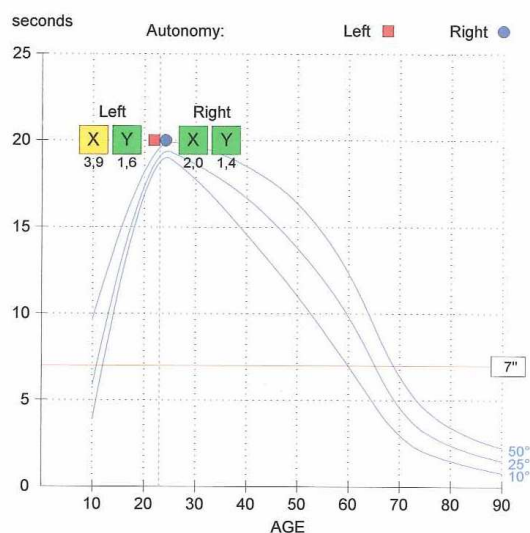
OPEN Eyes

Autonomy - Postural Control



CLOSED Eyes

Autonomy - Postural Control



EXCELLENT (0° - 1°) SUFFICIENT (5° - 9°)
GOOD (1° - 2,5°) INSUFFICIENT > 9°
FAIR (2,5° - 5°) Hands on support (> 10%)

	Left				Right			
	OE	CE	CE/OE	Delta	OE	CE	CE/OE	Delta
Max. time without contact (s)	20,0	20,0	1,0	0,0	20,0	20,0	1,0	0,0
Time with contact (%)	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
Shifting around average axis X (°)	0,4	3,9	8,9	3,4	0,5	2,0	4,3	1,5
Shifting around average axis Y (°)	0,5	1,6	3,3	1,1	0,4	1,4	3,6	1,0
Shifting around average axis (°)	0,7	4,6	6,4	3,9	0,7	2,7	4,2	2,1
X coordinate of target (°)	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
Y coordinate of target (°)	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
X Average distance from target (°)	-2,3	-1,3	0,6	0,9	1,5	1,0	0,7	-0,4
Y Average distance from target (°)	-2,2	2,3	-1,0	4,5	-2,7	3,7	-1,4	6,4
X Average distance from target (°)	3,2	6,0	1,9	2,8	3,1	4,5	1,4	1,4
Average time contact ± SD (s)	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0

* Average of all trials

www.rehasport.pl

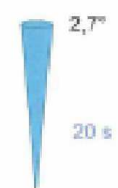
OPEN Eyes



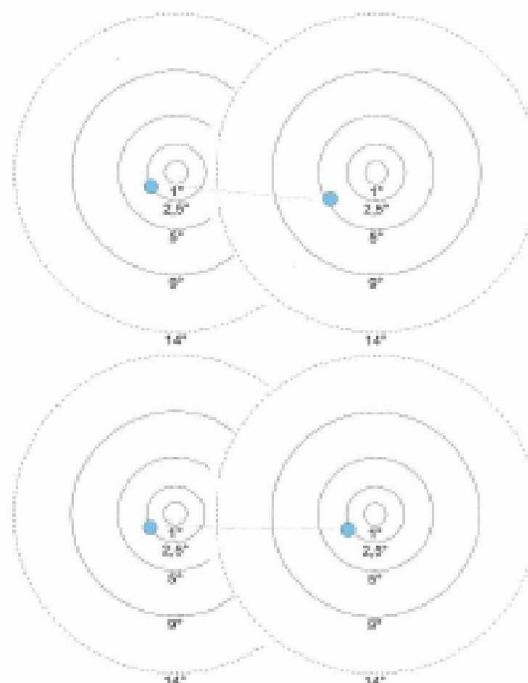
CLOSED Eyes



LEFT



RIGHT



LEFT

OPEN EYES

The autonomy (20,0 seconds) is within the standard compared to an age-matched sample (50th percentile). The precaution strategy (time with contact) is absent. Static stability in open eyes condition (0,7°) is excellent.

CLOSED EYES

The autonomy (20,0 seconds) is within the standard compared to an age-matched sample (50th percentile). The autonomy is not reduced with respect to the open eyes condition. The precaution strategy is absent.

The static postural stability in CE (4,6°) is fair. The postural cone increases of 3,9°. The subject is 6,4 times more unstable than in OE condition.

Risk of fall (standing on one leg - left):

In normal illumination the risk of falls is LOW;

In poor illumination the risk of falls is LOW.

RIGHT

OPEN EYES

The autonomy (20,0 seconds) is within the standard compared to an age-matched sample (50° percentile). The precaution strategy (time with contact) is absent. Static stability in open eyes condition (0,7°) is excellent.

CLOSED EYES

The autonomy (20,0 seconds) is within the standard compared to an age-matched sample (50° percentile). The autonomy is not reduced with respect to the open eyes condition. The precaution strategy is absent.

The static postural stability in CE (2,7°) is fair. The postural cone increases of 2,1°. The subject is 4,2 times more unstable than in OE condition.

Risk of fall (standing on one leg - right):

In normal illumination the risk of falls is LOW;

In poor illumination the risk of falls is LOW.

Rehasport
 REHABILITACJA ORTOPEDYCZNA
SPORT - DIAGNOSTYKA I TRENING PROPRIOCPCJI
 Różana 13, 61-577 Poznań
 tel.061 8338989, fax.061 8338990

Date Assessment 12-07-2007



Copyright © 1997-2004 Delos s.r.l.

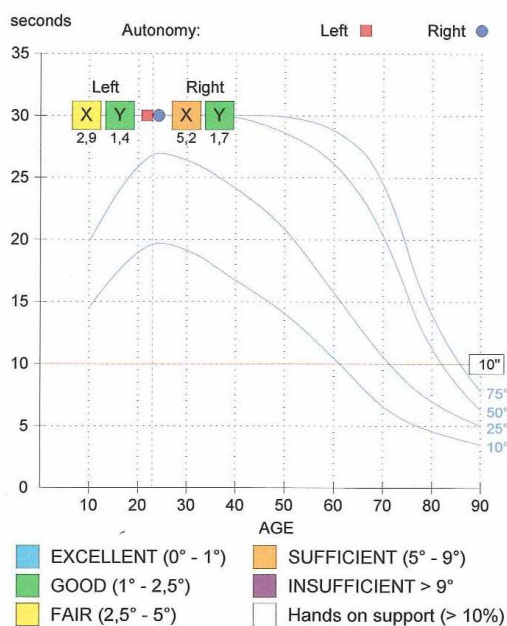
Date of birth: 30/04/1984

Address:
 Telephone:
 Height: 171

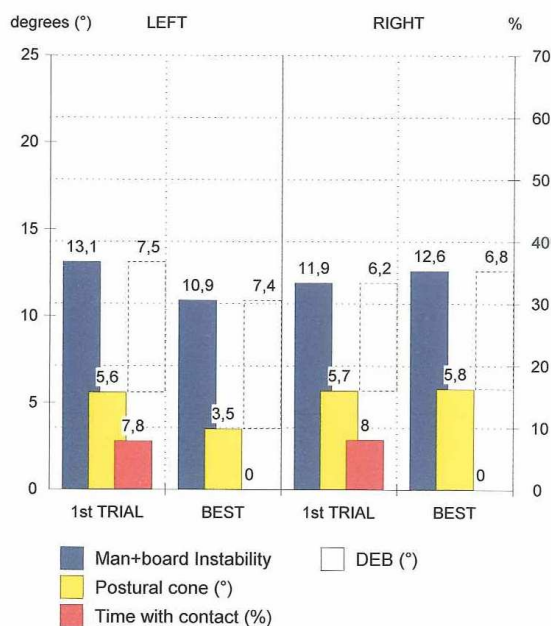
Sex: F
 Weight: 60

DYNAMIC RIVA TEST
 (monopodalic)

POSTURAL CONTROL
 (Best trial)



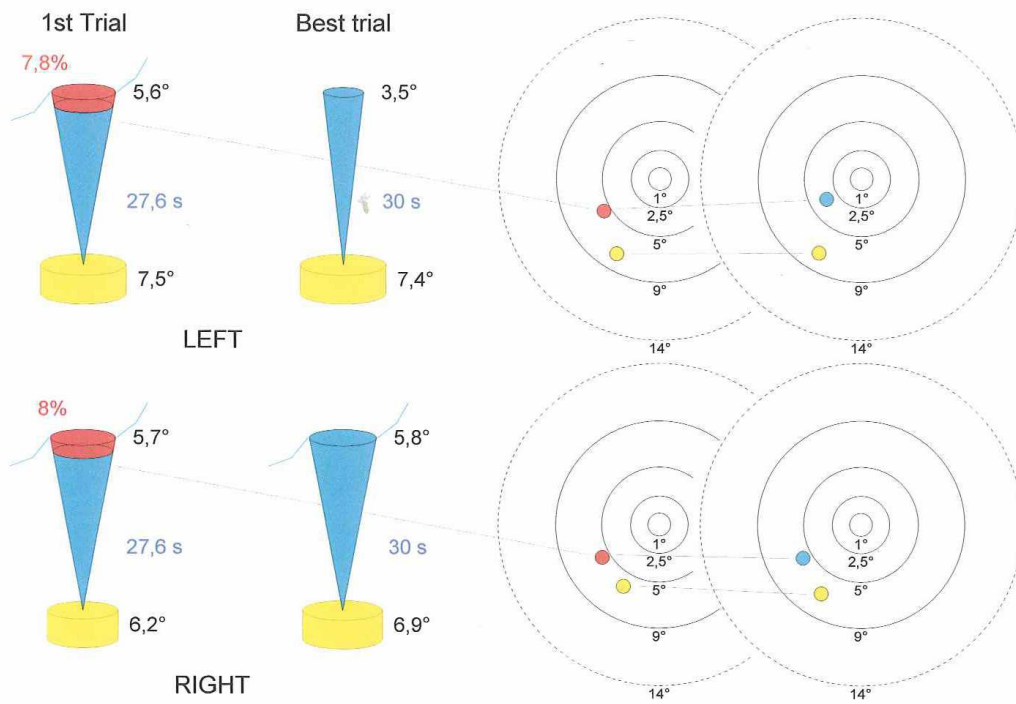
MAN-BOARD INSTABILITY
 (1st trial - best - average)



	Left				Right			
	First	Best	Delta	Average*	First	Best	Delta	Media*
Max. time without contact (s)	27,6	30,0	2,4	29,6	27,6	30,0	2,4	28,8
Time with contact (%)	7,8	0,0	-7,8	1,3	8,0	0,0	-8,0	3,9
DVCx shifting around av. axis X (°)	5,3	2,9	-2,4	4,2	5,1	5,2	0,0	4,6
DVCy shifting around av. axis Y (°)	1,2	1,4	0,2	1,3	1,9	1,7	-0,2	1,8
DVC shifting around av. axis (°)	5,6	3,5	-2,1	4,7	5,7	5,8	0,0	5,2
DEB average error (°)(mm)	7,5	7,4	-0,1	7,8	6,2	6,9	0,7	6,9
DEB average axis (°)	-2,4	-1,8	0,6	-1,3	-0,0	2,0	2,1	0,8
DEB Average rolling speed (cm/s)	4,4	5,5	1,1	5,6	4,3	4,0	-0,3	4,8
DEB Motionless time v=0°/s	7,7	4,9	-2,7	5,0	7,8	8,5	0,7	6,4
Man+Board Instability (IUT)(°)	13,1	10,9	-2,2	12,5	11,9	12,6	0,7	12,1
Postural Priority (100 - DVC/IUT (%))	57,3	67,7	10,3	62,7	51,8	54,3	2,5	57,0
Average time contact ± SD (s)	1,2	0,0	-1,2	0,2	2,4	0,0	-2,4	1,2

* Average of all trials

www.rehasport.pl



■ the presence of blue segments underline that the test has been performed with free arms

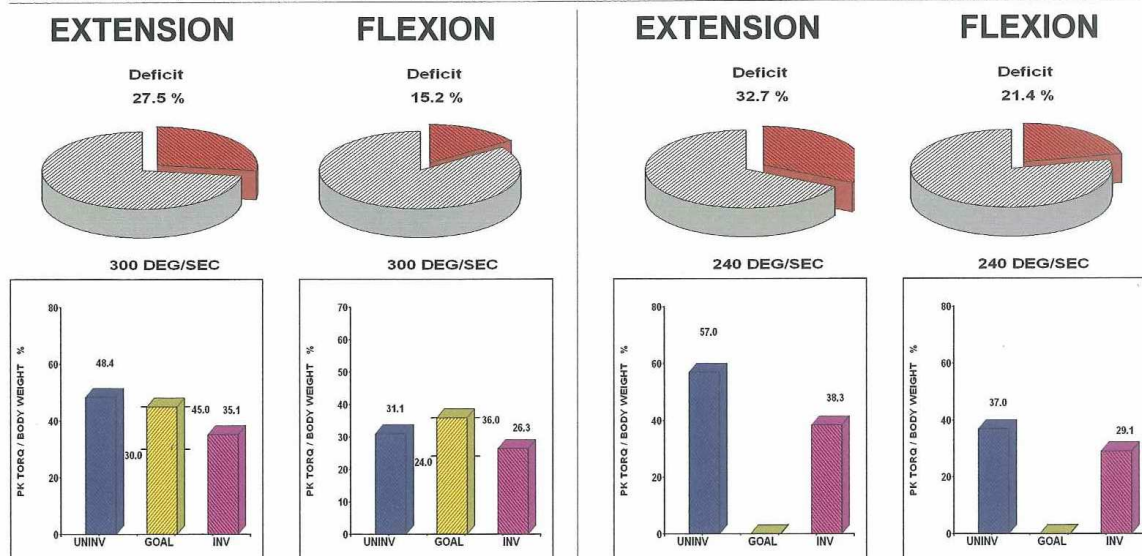
Załącznik 4

Ocena izokinetyczna mięśni

General Evaluation

Name: Session: 7/12/2007 10:38:41 AM Windowing: Isokinetic
 ID: 443 Involved: Left Protocol: Isokinetic Bilateral
 Birth Date: 4/30/1984 (M/d/yyyy) Clinician: dr Piontek Pattern: Extension/Flexion
 Ht: 171 Referral: Hartwich Mode: Isokinetic
 Wt: 132.2 Joint: Knee Contraction: CON/CON
 Gender: Female Diagnosis: ocena sily i rek. ACL GET: 13 FT-LBS at 39 Degrees

EXTENSION 300 DEG/SEC				FLEXION 300 DEG/SEC			EXTENSION 240 DEG/SEC			FLEXION 240 DEG/SEC		
# OF REPS (300/300): 3	UNINVOLVED	INVOLVED	DEFICIT	UNINVOLVED	INVOLVED	DEFICIT	UNINVOLVED	INVOLVED	DEFICIT	UNINVOLVED	INVOLVED	DEFICIT
# OF REPS (240/240): 30	RIGHT	LEFT		RIGHT	LEFT		RIGHT	LEFT		RIGHT	LEFT	
PEAK TORQUE FT-LBS	63.9	46.3	27.5	41.0	34.8	15.2	75.2	50.6	32.7	48.9	38.4	21.4
PEAK TQ/BW %	48.4	35.1		31.1	26.3		57.0	38.3		37.0	29.1	
MAX REP TOT WORK FT-LBS	80.8	45.9	43.2	49.9	35.4	29.1	99.1	57.8	41.6	65.0	44.9	30.9
COEFF. OF VAR. %	1.7	6.9		6.8	7.2		22.5	20.2		21.8	10.6	
AVG. POWER WATTS	222.1	133.8	39.7	122.4	90.0	26.4	161.7	104.6	35.3	90.5	78.9	12.8
TOTAL WORK FT-LBS	234.3	135.2	42.3	141.7	95.6	32.5	2005.9	1221.7	39.1	1210.5	960.4	20.7
ACCELERATION TIME MSEC	70.0	100.0		100.0	100.0		70.0	70.0		90.0	100.0	
DECELERATION TIME MSEC	90.0	110.0		120.0	100.0		100.0	100.0		110.0	120.0	
ROM DEG	109.0	96.9		109.0	96.9		109.5	96.9		109.5	96.9	
AVG PEAK TQ FT-LBS	63.1	42.9		38.9	32.6		52.1	35.1		32.9	30.5	
AGON/ANTAG RATIO %	64.2	75.1	G: 79.0				64.9	75.8	G: N/A			



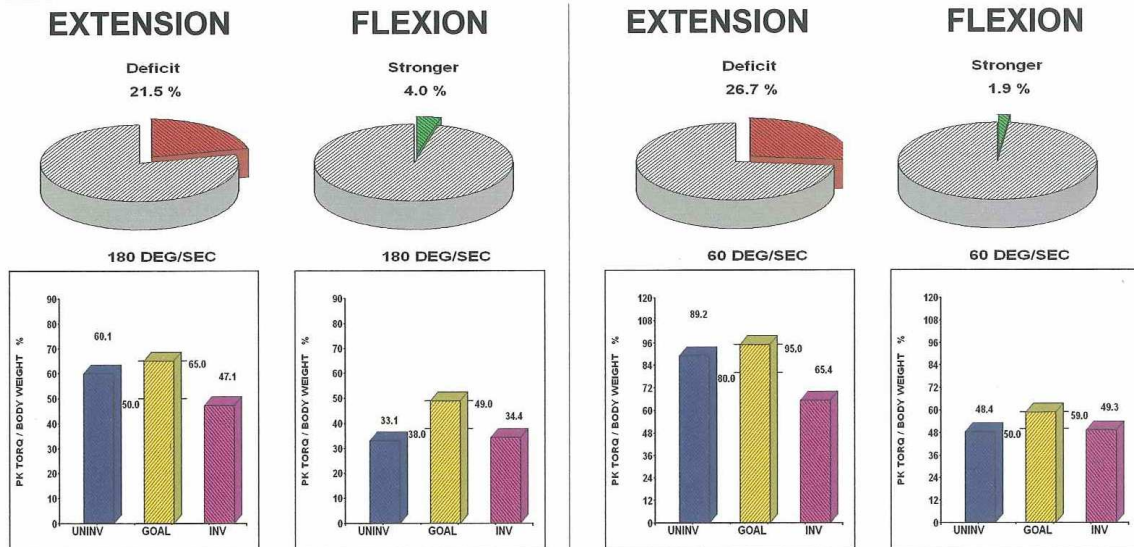
Comments:

PEAK TORQUE: Highest muscular force output at any moment during a repetition. Indicative of a muscle's strength capabilities.
PEAK TQ/BW: Represented as a percentage normalized to bodyweight and compared to an established goal.
MAX REP TOT WORK: Total muscular force output for the repetition with greatest amount of work. Work is indicative of a muscle's capability to produce force throughout the range of motion.
AVG. POWER: Total work divided by time. Power represents how quickly a muscle can produce force.
ACCELERATION TIME: Total time to reach isokinetic speed. Indicative of a muscle's neuromuscular capabilities to move the limb at the beginning of the range of motion.
DECELERATION TIME: Total time to go from isokinetic speed to zero speed. Indicative of a muscle's neuromuscular capability to eccentrically control the limb at the end of the range of motion.
AGON/ANTAG RATIO: The Reciprocal muscle group ratio. Excessive imbalances may predispose a joint to injury.
DEFICITS: 1 to 10% No significant difference between extremities.
 11 to 25% Rehabilitation recommended to improve muscle performance balance.

General Evaluation

Name:	Session: 7/12/2007 10:38:41 AM	Windowing: Isokinetic
ID: 443	Involved: Left	Protocol: Isokinetic Bilateral
Birth Date: 4/30/1984 (M/d/yyyy)	Clinician: dr Piontek	Pattern: Extension/Flexion
Ht: 171	Referral: Hartwich	Mode: Isokinetic
Wt: 132.2	Joint: Knee	Contraction: CON/CON
Gender: Female	Diagnosis: ocena sily I rek. ACL	GET: 13 FT-LBS at 39 Degrees

EXTENSION				FLEXION				EXTENSION				FLEXION			
180 DEG/SEC				180 DEG/SEC				60 DEG/SEC				60 DEG/SEC			
# OF REPS (180/180): 3	UNINVOLVED	INVOLVED	DEFICIT	UNINVOLVED	INVOLVED	DEFICIT		UNINVOLVED	INVOLVED	DEFICIT		UNINVOLVED	INVOLVED	DEFICIT	
# OF REPS (60/60): 3	RIGHT	LEFT		RIGHT	LEFT			RIGHT	LEFT			RIGHT	LEFT		
PEAK TORQUE	FT-LBS	79.3	62.2	21.5	43.7	45.4	-4.0	117.7	86.4	26.7		63.9	65.1	-1.9	
PEAK TQ/BW	%	60.1	47.1		33.1	34.4		89.2	65.4			48.4	49.3		
MAX REP TOT WORK	FT-LBS	106.3	79.0	25.6	61.1	58.0	5.0	162.6	113.2	30.4		81.4	84.9	-4.3	
COEFF. OF VAR.	%	2.8	4.4		4.2	6.4		2.9	3.3			14.8	8.3		
AVG. POWER	WATTS	197.6	155.1	21.5	104.8	113.1	-7.9	115.0	86.5	24.7		57.3	60.9	-6.3	
TOTAL WORK	FT-LBS	316.2	223.0	29.5	177.7	166.8	6.1	460.4	330.6	28.2		232.9	228.7	1.8	
ACCELERATION TIME	MSEC	70.0	50.0		100.0	90.0		50.0	30.0			40.0	40.0		
DECELERATION TIME	MSEC	90.0	100.0		120.0	130.0		100.0	130.0			60.0	140.0		
ROM	DEG	110.1	97.9		110.1	97.9		109.1	98.6			109.1	98.6		
AVG PEAK TQ	FT-LBS	77.2	59.4		42.5	44.1		113.7	83.1			58.0	59.5		
AGON/ANTAG RATIO	%	55.1	73.0	G: 76.0				54.2	75.4	G: 62.0					



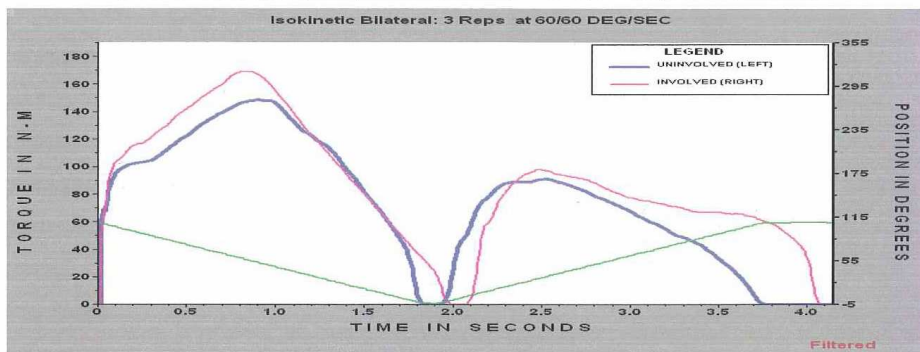
Comments:

PEAK TORQUE: Highest muscular force output at any moment during a repetition. Indicative of a muscle's strength capabilities.
PEAK TQ/BW: Represented as a percentage normalized to bodyweight and compared to an established goal.
MAX REP TOT WORK: Total muscular force output for the repetition with greatest amount of work. Work is indicative of a muscle's capability to produce force throughout the range of motion.
AVG. POWER: Total work divided by time. Power represents how quickly a muscle can produce force.
ACCELERATION TIME: Total time to reach isokinetic speed. Indicative of a muscle's neuromuscular capabilities to move the limb at the beginning of the range of motion.
DECELERATION TIME: Total time to go from isokinetic speed to zero speed. Indicative of a muscle's neuromuscular capability to eccentrically control the limb at the end of the range of motion.
AGON/ANTAG RATIO: The Reciprocal muscle group ratio. Excessive imbalances may predispose a joint to injury.
DEFICITS: 1 to 10% No significant difference between extremities.
 11 to 25% Rehabilitation recommended to improve muscle performance balance.

Comprehensive Evaluation

Name:	Session: 6/11/2008 1:46:16 PM	Windowing: Isokinetic
ID: 1153	Involved: Right	Protocol: Isokinetic Bilateral
Birth Date: 11/10/1978 (M/d/yyyy)	Clinician: Piontek	Pattern: Extension/Flexion
Ht: 184	Referral: Galecki	Mode: Isokinetic
Wt: 74.0	Joint: Knee	Contraction: CON/CON
Gender: Male	Diagnosis: ocena sily mm	GET: 20 N-M at 16 Degrees

EXTENSION 60 DEG/SEC				FLEXION 60 DEG/SEC			
# OF REPS: Right 3		UNINVOLVED	INVOLVED	DEFICIT	UNINVOLVED	INVOLVED	DEFICIT
# OF REPS: Left 3		LEFT	RIGHT		LEFT	RIGHT	
PEAK TORQUE	N-M	148.3	168.8	-13.9	90.8	97.8	-7.7
PEAK TQ/BW	%	200.4	228.2		122.8	132.2	
TIME TO PK TQ	MSEC	910.0	800.0		630.0	420.0	
ANGLE OF PK TQ	DEG	53.0	64.0		32.0	18.0	
TORQ @ 30.0 DEG	N-M	116.7	96.0	17.7	90.6	92.4	-2.0
TORQ @ 0.18 SEC	N-M	101.4	113.9	-12.4	50.8	70.2	-38.3
COEFF. OF VAR.	%	6.9	13.8		32.7	7.3	
MAX REP TOT WORK	J	206.6	222.8	-7.8	116.1	144.1	-24.1
MAX WORK REP #	#	1	1		2	1	
WRK/BODYWEIGHT	%	279.2	301.1		156.9	194.7	
TOTAL WORK	J	573.7	556.1	3.1	256.5	412.4	-60.8
WORK FIRST THIRD	J	211.6	222.9		72.1	144.1	
WORK LAST THIRD	J	171.7	173.2		68.3	137.2	
WORK FATIGUE	%	18.8	22.3		5.2	4.7	
AVG. POWER	WATTS	95.9	92.5	3.6	38.2	68.3	-78.9
ACCELERATION TIME	MSEC	30.0	30.0		70.0	70.0	
DECELERATION TIME	MSEC	120.0	110.0		410.0	80.0	
ROM	DEG	111.4	116.6		111.4	116.6	
AVG PEAK TQ	N-M	138.3	145.4		65.6	90.9	
AGON/ANTAG RATIO	%	61.3	57.9	G: 61.0			



Załącznik 5 [zgoda pacjenta]

Funkcja stawu kolanowego po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego

Zgoda rodziców/pacjenta

Rodzic/pacjent powinien własnoręcznie wypełnić całą tę stronę.

Czy przeczytała Pani/Pan „Informacje dla pacjenta”?	TAK	NIE
Czy miał/a Pani/Pan możliwość zadania pytań i przedyskutowania badania?	TAK	NIE
Czy otrzymał/a Pani/Pan wyczerpujące odpowiedzi na wszystkie pytania?	TAK	NIE
Czy otrzymał/a Pani/Pan wystarczające informacje na temat programu badawczego?	TAK	NIE
Z kim Pani/Pan rozmawiała? (proszę podać nazwisko)		
Czy rozumie Pani/Pan, że może w każdej chwili Pani/Pan przerwać udział w badaniu bez podawania powodów i bez wpływu na dalszą opiekę medyczną?	TAK	NIE
Czy zgadza się Pani/Pan na udział w badaniu?	TAK	NIE

Rodzic Nazwisko

Pacjent Nazwisko

Data

Lekarz, który prosił o wyrażenie zgody:

Nazwisko

Podpis

Data

INFORMACJA DLA PACJENTA

Uszkodzenie więzadła krzyżowego przedniego stanowi około 50% wszystkich obrażeń wewnętrznych stawu kolanowego po jego urazie. Sytuacja ta prowadzi do niestabilności stawu kolanowego, a w konsekwencji do rozwoju wczesnych zmian zwyrodnieniowych stawu. W celu zapobieżenia powstawaniu tych zmian wykonuje się rekonstrukcje więzadła krzyżowego przedniego. Duża skuteczność rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego w stabilizacji mechanicznej stawu kolanowego zachęca wielu ortopedów do poszukiwania coraz to lepszych

technik operacyjnych w celu zwiększenia mechanicznej wytrzymałości przeszczepu i miejsca jego fiksacji oraz skrócenia czasu operacji jak i co się z tym wiąże późniejszej rehabilitacji. Okazuje się jednak, że dobra stabilizacja mechaniczna stawu kolanowego to tylko jeden z elementów, który daje szansę odzyskania jego prawidłowej funkcji.

Uszkodzenie więzadła krzyżowego przedniego prowadzi do zaburzenia koordynacji nerwowo – mięśniowej mięśni działających na staw kolanowy. Czego rezultatem jest między innymi zmniejszenie siły wyżej wymienionych mięśni. Niestabilny staw kolanowy jest też źródłem błędnych informacji docierających do ośrodkowego układu nerwowego zakłcających procesy kontroli postawy co często skutkuje większym prawdopodobieństwem kolejnych urazów stawu kolanowego.

Dla odbudowania prawidłowej siły mięśniowej oraz zapewnienia ich skoordynowanego działania, jak i przywrócenia prawidłowego sposobu kontroli postawy niezbędne wydaje się wprowadzenie niezwłocznie po leczeniu operacyjnym specjalistycznego programu rehabilitacji z elementami treningu proprioceptywnego.

W celu zwiększenia skuteczności procesu rehabilitacyjnego zarówno chory jak i lekarz prowadzący powinni mieć możliwość obserwowania i rejestrowania postępów rehabilitacji w obiektywnych badaniach. Obiektywne wyniki badania siły mięśniowej możemy uzyskać przy zastosowaniu urządzenia do izokinetycznej oceny momentów sił mięśni. Podobnie, obiektywnej oceny działania systemów kontroli postawy dostarcza urządzenie DELOS. Jednak nie dysponujemy do tej pory porównywalnymi skalami oceny obejmujących badanie kliniczne, ocenę izokinetyczną mięśni, ocenę sposobu kontroli postawy oraz nie znane są zależności między nimi u osób po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego.

Znajomość tych faktów może zwiększyć szansę na opracowanie standardów w obiektywizacji procesu rehabilitacji chorych po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego, a co za tym idzie, na kompleksową, wielopłaszczyznową opiekę nad nimi.