

lek. Piotr Stępiński

**Analiza wyników pooperacyjnych alloplastyki stawu
biodrowego u pacjentów z różnymi typami sztywności
połączenia miednica–kręgosłup**

**Rozprawa na stopień doktora nauk medycznych i nauk o zdrowiu
w dyscyplinie nauki medyczne**

Promotor: prof. dr hab. Artur Stolarczyk

Klinika Ortopedii i Rehabilitacji Warszawskiego Uniwersytetu Medycznego



Obrona rozprawy doktorskiej przed Radą Dyscypliny Nauk Medycznych
Warszawskiego Uniwersytetu Medycznego

Warszawa 2026 r.

Słowa kluczowe: staw biodrowy, miednica, kręgosłup, alloplastyka, stabilność i mobilność stawu biodrowego

Keywords: hip, pelvis, spine, aloplasty, hip joint stability and mobility

SPIS TREŚCI

Spis tabel	6
Wykaz skrótów	9
Streszczenie	12
Wprowadzenie	16
Uzasadnienie wyboru tematu	18
Znaczenie problemu klinicznego: sztywność miednica–kręgosłup a ryzyko powikłań po endoprotezoplastyce	20
Cele pracy i założenia badawcze	21
Hipotezy badawcze	22
Metodologia badań	23
Struktura pracy	25
Rozdział I. Przegląd piśmiennictwa i podstawy teoretyczne	27
1.1. Budowa i biomechanika stawu biodrowego	27
1.1.1. Anatomia i fizjologia stawu biodrowego	27
1.1.2. Rola kompleksu miednica–kręgosłup w utrzymaniu równowagi i mobilności	32
1.2. Alloplastyka stawu biodrowego (THA)	35
1.2.1. Wskazania i cele zabiegu	35
1.2.2. Techniki chirurgiczne i rodzaje endoprotez	39
1.2.3. Powikłania po THA – obluzowanie, zwichnięcie, zużycie implantu	44
1.3. Połączenie miednica–kręgosłup: zależność funkcjonalna	49
1.3.1. Parametry kątowe (np. pelvic tilt, sacral slope, pelvic incidence)	49
1.3.2. Mobilność segmentu lędźwiowo-krzyżowego a ustawienie panewki stawu biodrowego	55
1.3.3. Klasyfikacje sztywności (m.in. klasyfikacja Stefl, Phan, Vigdorchik)	58
1.4. Wpływ sztywności kompleksu miednica–kręgosłup na wyniki THA	61

1.4.1. Przegląd badań klinicznych	61
1.4.2. Ocena ryzyka powikłań u pacjentów z ograniczoną ruchomością kręgosłupa	63
Rozdział II. Materiał i metody	66
2.1. Cel główny i cele szczegółowe pracy	66
2.2. Problemy i pytania badawcze	69
2.3. Charakterystyka materiału badawczego	70
2.3.1. Kryteria włączenia i wyłączenia	70
2.3.2. Podział pacjentów według typów sztywności (mobilni, sztywność funkcjonalna, sztywność strukturalna)	72
2.3.3. Dane demograficzne i kliniczne	73
2.4. Zastosowane metody i techniki badawcze	75
2.4.1. Analiza zdjęć RTG i TK (parametry kątowe, klasyfikacja sztywności)	75
2.4.2. Ocena funkcjonalna: skale kliniczne (Harris Hip Score, WOMAC, VAS)	77
2.4.3. Analiza zdarzeń niepożądanych (np. zwichnięcia, reoperacje, zużycie komponentów)	78
2.5. Procedura zbierania danych	79
2.5.1. Opis zastosowanego protokołu badawczego	79
2.5.2. Etapy i czas obserwacji pooperacyjnej	81
2.6. Metody analizy statystycznej	83
2.6.1. Testy statystyczne (ANOVA, testy nieparametryczne, analiza regresji)	83
2.6.2. Poziom istotności statystycznej	87
Rozdział III. Wyniki badań własnych	89
3.1. Charakterystyka badanej grupy pacjentów	89
3.1.1. Rozkład typów sztywności	89
3.1.2. Wiek, płeć, choroby współistniejące	90
3.2. Porównanie wyników funkcjonalnych po THA	92
3.2.1. Wyniki w zależności od typu sztywności	92
3.2.2. Zmiana wartości skal klinicznych w czasie (przed i po zabiegu)	92

3.3. Częstość powikłań pooperacyjnych	94
3.3.1. Zwichnięcia, reoperacje, nieprawidłowe ustawienie komponentów	94
3.3.2. Zależności między sztywnością a ryzykiem powikłań	95
3.4. Analiza parametrów biomechanicznych	96
3.4.1. Zmiany ustawienia miednicy i panewki w pozycji siedzącej i stojącej	96
3.4.2. Korelacje między parametrami a wynikami klinicznymi	97
3.5. Analiza porównawcza i interpretacja statystyczna	98
3.5.1. Potwierdzenie lub odrzucenie hipotez	98
3.5.2. Istotność różnic między grupami	99
Rozdział IV. Dyskusja	117
4.1. Porównanie wyników własnych z literaturą przedmiotu	117
4.2. Znaczenie wyników dla planowania przedoperacyjnego THA	122
4.3. Wpływ klasyfikacji sztywności na decyzje chirurgiczne	125
4.4. Ograniczenia badania	128
4.5. Wnioski kliniczne i kierunki dalszych badań	131
Zakończenie	135
Opinia Komisji bioetycznej	154

SPIS TABEL

Tabela 1. Rozkład pacjentów w typologii Kanawade.....	89
Tabela 2. Rozkład pacjentów w typologii Vigdorchik–Luthringer	89
Tabela 3. Rozkład pacjentów w typologii Haffera	90
Tabela 4. Rozkład pacjentów z uwagi na wiek.....	90
Tabela 5. Rozkład pacjentów z uwagi na płeć	90
Tabela 6. Choroby współistniejące	91
Tabela 7. Liczba schorzeń współistniejących	91
Tabela 8. Średnie wyniki funkcjonalne przed zabiegiem	92
Tabela 9. Średnie wyniki funkcjonalne po zabiegu	92
Tabela 10. Analiza różnic subiektywnie postrzeganej niepełnosprawności (test Wilcoxona)	93
Tabela 11. Analiza wariancji (ANOVA)	93
Tabela 12. Testy post-hoc	93
Tabela 13. Skala powikłań po THA w próbie (N=92).....	94
Tabela 14. Zwichnięcia i reoperacje a płeć.....	94
Tabela 15. Częstość powikłań a wiek	95
Tabela 16. Częstość powikłań a rodzaj sztywności (według Kanawade).....	95
Tabela 17. Ryzyko powikłań a typologia Vigdorchik–Luthringer	95
Tabela 18. Zależności sztywności (według Haffera) i powikłań	96
Tabela 19. Średnie wartości biomechaniczne w pozycji stojącej (N=92)	96
Tabela 20. Średnie wartości biomechaniczne w pozycji siedzącej (N=92).....	96
Tabela 21. Różnice wartości - pozycja stojącą a siedzącą.....	97
Tabela 22. Korelacje Spearmana: parametry biomechaniczne i wyniki ogólnym przed zabiegiem	97
Tabela 23. Korelacje Spearmana: parametry biomechaniczne a wynik ogólny po zabiegu	98
Tabela 24. Korelacje parametrów biomechanicznych i liczby powikłań	98
Tabela 25. Rozstrzygnięcie hipotez	98
Tabela 26. Analiza różnic: wiek a poprawa wyników (w teście Kruskala–Wallisa).....	99
Tabela 27. Analiza różnic: płeć a poprawa wyników (w teście U Manna–Whitneya). 100	
Tabela 28. Wzorzec regresji logistycznej	100
Tabela 29. Powikłania w grupach mobilności	100

Tabela 30. Badanie ROC	101
Tabela 31. Wskaźniki bólu (przed i po zabiegu) w zależności od płci.....	101
Tabela 32. Wartości bólu (przed i po zabiegu) w zależności od wieku.....	101
Tabela 33. Komfort funkcjonowania w zależności od BMI.....	101
Tabela 34. Komfort funkcjonowania w zależności od osteoporozy	102
Tabela 35. Wyniki sportowe a mobilność według Kanawade.....	102
Tabela 36. Symptomy i mobilność według Haffera	102
Tabela 37. Komfort funkcjonowania w zależności od liczby schorzeń współistniejących	102
Tabela 38. Funkcjonowanie zależnie od cukrzycy typu 2	103
Tabela 39. Wyniki sportowe a płeć.....	103
Tabela 40. Korelacje parametrów biomechanicznych i skali bólu po zabiegu (test Spearmana)	103
Tabela 41. Korelacje parametrów biomechanicznych z komfortem funkcjonowania po zabiegu (test Spearmana)	104
Tabela 42. Regresja logistyczna	104
Tabela 43. Korelacje parametrów biomechanicznych z komfortem życia po zabiegu (test Spearmana)	104
Tabela 44. Korelacje parametrów biomechanicznych ze sportem po zabiegu (test Spearman)	105
Tabela 45. Wskaźniki bólu po zabiegu zależnie od choroby wieńcowej	105
Tabela 46. Wyniki komfortu życia zależnie od POChP/astmy.....	105
Tabela 47. Wyniki komfortu życia zależnie od komplikacji pooperacyjnych.....	105
Tabela 48. Regresja wieloraka.....	106
Tabela 49. Regresja wieloraka – predykcja poprawy	106
Tabela 50. Częstość reoperacji zależnie od typologii Haffera.....	106
Tabela 51. Ryzyko infekcji pozabiegowej zależnie od BMI	107
Tabela 52. Aktywność zależnie od wieku.....	107
Tabela 53. Symptomy zależnie od wieku	107
Tabela 54. Funkcjonowanie zależnie od płci.....	107
Tabela 55. Komfort funkcjonowania zależnie od osteoporozy	108
Tabela 56. Wyniki sportowe zależnie od cukrzycy typu 2	108
Tabela 57. Korelacje APpt z wynikami klinicznymi przed zabiegiem (test Spearmana).....	108
Tabela 58. Korelacje SS z wynikami klinicznymi przed zabiegiem (test Spearmana)	109

Tabela 59. Korelacje LL z wynikami klinicznymi po zabiegu (test Spearmana).....	109
Tabela 60. Powikłania zależnie od schorzeń współistniejących.....	109
Tabela 61. Reoperacje zależnie od wieku.....	110
Tabela 62. Model regresji logistycznej.....	110
Tabela 63. Symptomy po zabiegu zależnie od cukrzycy.....	110
Tabela 64. Wyniki bólu zależnie od osteoporozy.....	110
Tabela 65. Funkcjonowanie zależnie od BMI.....	111
Tabela 66. Komfort życia zależnie od płci.....	111
Tabela 67. Wyniki sportowe zależnie od choroby wieńcowej.....	111
Tabela 68. Korelacje APpt z komfortem funkcjonowania po zabiegu (test Spearmana).....	111
Tabela 69. Korelacje SS z wynikiem sportowym po zabiegu (test Spearmana).....	112
Tabela 70. Powikłania zależnie od osteoporozy.....	112
Tabela 71. Powikłań zależnie od BMI.....	112
Tabela 72. Regresja logistyczna w kontekście reoperacji.....	112
Tabela 73. Niebezpieczeństwo zakrzepicy/zatorowości.....	113
Tabela 74. Komfort życia zależnie od wystąpienia powikłań.....	113
Tabela 75. Symptomy pozabiegowe zależnie od choroby wieńcowej.....	113
Tabela 76. Ból pozabiegowy zależnie od POChP/astmy.....	113
Tabela 77. Funkcjonowanie zależnie od hospitalizacji pozabiegowych.....	114
Tabela 78. Komfort funkcjonowania zależnie od otyłości i osteoporozy.....	114
Tabela 79. Aktywność zależnie od chorób współistniejących.....	114
Tabela 80. Korelacje Δ APpt (różnica siedząca–stojąca) z wynikami po zabiegu (test Spearmana).....	114
Tabela 81. Korelacje Δ SS (różnica siedząca–stojąca) z wynikami po zabiegu (test Spearmana).....	115
Tabela 82. Regresja wieloraka – infekcje.....	115
Tabela 83. Regresja logistyczna – perspektywy powrotu do sportu ≥ 85 pkt.....	115
Tabela 84. Zwichnięcia zależnie od BMI.....	116

WYKAZ SKRÓTÓW

- a-SS** – anatomical sacral slope (anatomiczne nachylenie kości krzyżowej)
- ANOVA** – analiza wariancji (Analysis of Variance)
- ANTE** – antewersja panewki
- AO** – abductor offset (odsuniecie odwodziciela)
- APPt** – anterior pelvic plane tilt (przednio-tylne pochylenie płaszczyzny miednicy)
- APTt** – czas kaolinowo-kefalinowy
- AS** – ankylosing spondylitis (zesztywniające zapalenie stawów kręgosłupa)
- AUC** – area under curve (pole powierzchni pod krzywą)
- BMI** – Body Mass Index (wskaźnik masy ciała)
- CI** – confidence interval (przedział ufności)
- CL** – constrained liner (wkładka z ograniczeniem ruchu)
- CoC** – ceramika-na-ceramice (ceramic-on-ceramic)
- CoP** – ceramika-na-polietylenie (ceramic-on-polyethylene)
- CSI** – Combined Sagittal Index (złożony wskaźnik strzałkowy)
- CT** – tomografia komputerowa (computed tomography)
- DAA** – Direct Anterior Approach (dostęp przedni bezpośredni)
- df** – degrees of freedom (stopnie swobody)
- DM** – dual mobility (podwójna mobilność)
- eCRF** – elektroniczna karta badania (electronic case report form)
- EOS** – system obrazowania niskopromieniowego
- FDR** – False Discovery Rate (współczynnik fałszywych odkryć)
- FO** – femoral offset (odsuniecie udowe)
- GCP** – Good Clinical Practice (dobra praktyka kliniczna)
- HR** – hazard ratio (współczynnik ryzyka)
- HSD** – Honest Significant Difference (test Tukeya)
- HXLPE** – highly crosslinked polyethylene (polietylen o wysokim stopniu usieciowania)
- ICD-10** – International Classification of Diseases, 10th Revision (Międzynarodowa Klasyfikacja Chorób, wersja 10)
- IMU** – Inertial Measurement Unit (system inercyjny)
- INK** – inklinacja panewki
- LL** – Lumbar Lordosis (lordoza lędźwiowa)
- LMB** – okolica lędźwiowo-miedniczno-biodrowa

LPC – lumbopelvic complex (kompleks lędźwiowo-miednicowy)

LSF – Lumbar Spine Fusion (zespoleń kręgosłupa lędźwiowego)

LSTV – Lumbosacral Transitional Vertebra (kręgi przejściowy lędźwiowo-krzyżowy)

M – średnia (mean)

MAR – Missing at Random (braki losowe)

MCAR – Missing Completely at Random (braki całkowicie losowe)

MICE – Multivariate Imputation by Chained Equations

MNAR – Missing Not at Random (braki nielosowe)

N – liczebność próby

n.s. – nieistotnie statystycznie (non-significant)

OA – osteoarthritis (choroba zwyrodnieniowa)

ON – osteonecrosis (martwica kości)

OR – odds ratio (iloraz szans)

PACS – Picture Archiving and Communication System

PI – Pelvic Incidence (kąt nachylenia miednicy)

PI-LL – różnica między Pelvic Incidence a Lumbar Lordosis

POChP – przewlekła obturacyjna choroba płuc

PT – Pelvic Tilt (przechył/pochylenie miednicy)

r – współczynnik korelacji

rc – współczynnik korelacji dwuseryjnej

REPL – Read-Eval-Print Loop (narzędzie analizy)

ROC – Receiver Operating Characteristic

RODO – Rozporządzenie o ochronie danych osobowych

ROM – range of motion (zakres ruchu)

RSA – Radiostereometric Analysis (analiza radiostereometryczna)

RTG – rentgenografia/zdjęcie rentgenowskie

RZS – reumatoidalne zapalenie stawów

SD – standard deviation (odchylenie standardowe)

SF-36 – Short Form 36 Health Survey

SIJ – Sacroiliac Joint (staw krzyżowo-biodrowy)

SRS – Scoliosis Research Society

SS – Sacral Slope (nachylenie kości krzyżowej)

STROBE – Strengthening the Reporting of Observational Studies in Epidemiology

SVA – Sagittal Vertical Axis (pionowa oś strzałkowa)

THA – Total Hip Arthroplasty (całkowita endoprotezoplastyka stawu biodrowego)

TK – tomografia komputerowa

UCLA – University of California Los Angeles (nazwa skali aktywności)

VAS – Visual Analogue Scale (wizualna skala analogowa)

WOMAC – Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index (skala oceniająca funkcjonalność stawu biodrowego)

ZZSK – zeszywniające zapalenie stawów kręgosłupa

Δ APPt – różnica APPt między pozycją stojącą a siedzącą

Δ LL – różnica lordozy lędźwiowej między pozycjami

Δ SS – różnica Sacral Slope między pozycją stojącą a siedzącą

ϵ^2 – epsilon-kwadrat (miara wielkości efektu)

η^2 – eta-kwadrat (miara wielkości efektu)

η^2p – częściowe eta-kwadrat (partial eta squared)

κ – kappa (współczynnik zgodności)

χ^2 – chi-kwadrat (test statystyczny)

STRESZCZENIE

Niniejsza dysertacja podejmuje problematykę zależności pomiędzy mobilnością układu miednica–kręgosłup a wynikami endoprotezoplastyki stawu biodrowego (THA). Przyjęto założenie, że biomechaniczne relacje pomiędzy stawem biodrowym a odcinkiem lędźwiowym kręgosłupa odgrywają zasadniczą rolę w utrzymaniu równowagi, sprawności ruchowej oraz stabilności posturalnej, natomiast zaburzenia w tym obszarze mogą ograniczać skuteczność leczenia operacyjnego. W literaturze medycznej coraz mocniej akcentuje się znaczenie połączenia miednica–kręgosłup, jednak nadal brakuje systematycznych analiz obejmujących pełne spektrum czynników klinicznych, determinant funkcjonalnych oraz danych radiologicznych.

Celem pracy była ocena wpływu różnych modeli sztywności w obrębie połączenia miedniczo–kręgosłupowego na wyniki kliniczne, funkcjonalne i techniczne leczenia stawu biodrowego przy pomocy endoprotezoplastyki. Postawiono hipotezę, iż ograniczona mobilność zwiększa ryzyko powikłań mechanicznych i utrudnia adaptację pozabiegową.

Materiał badawczy obejmował 105 pacjentów zakwalifikowanych do endoprotezoplastyki stawu biodrowego z powodu zaawansowanej koksartrozy. U chorych dokonano klasyfikacji mobilności na podstawie kryteriów Kanawade, Vigdorchika–Luthringera oraz Haffera. Analizie poddano parametry radiologiczne (Δ APPt, Δ SS, PI–LL), a także wskaźniki kliniczne, w tym subiektywne poczucie niesprawności oceniane przy użyciu skal WOMAC, Harris Hip Score oraz VAS. Badanie obejmowało porównania wyników przed- i pooperacyjnych z uwzględnieniem wpływu mobilności na rezultaty funkcjonalne oraz częstość powikłań. Dodatkowo oceniono aspekty techniczne implantacji, takie jak ustawienie panewki czy różnica długości kończyn.

Uzyskane wyniki wykazały, że niezależnie od typu mobilności, endoprotezoplastyka stawu biodrowego prowadzi do istotnej klinicznej poprawy – obserwowano redukcję dolegliwości bólowych oraz wzrost sprawności w codziennym funkcjonowaniu. Ograniczone efekty zaobserwowano jedynie w odniesieniu do aktywności sportowej, której poziom pozostawał niższy po zakończeniu terapii. Analiza wariancji potwierdziła silny efekt zabiegu w zakresie redukcji bólu i poprawy dobrostanu ogólnego. Różnice pomiędzy typami sztywności nie miały wyraźnego znaczenia dla krótkoterminowych wyników funkcjonalnych, lecz okazały się istotne w kontekście powikłań.

Częstość komplikacji w badanej grupie wyniosła 19,6%. Najwyższe ryzyko dotyczyło pacjentów z dużą sztywnością połączenia miedniczo-kręgosłupowego – w tej populacji ryzyko zwicnięcia, konieczności reoperacji oraz wadliwego ustawienia komponentów było ponad dwukrotnie wyższe w porównaniu z pacjentami zachowującymi normalną mobilność. Dodatkowymi czynnikami ryzyka były wiek oraz obecność chorób współistniejących.

Podsumowując, endoprotezoplastyka jest skuteczną procedurą leczniczą u pacjentów z koksoartrozą w schyłkowym stadium, a jednym z kluczowych elementów planowania zabiegu u pacjentów z zaburzeniami ruchomości kompleksu miednica–kręgosłup jest dobór optymalnych parametrów ustawienia komponentu panewkowego. Realizacja zmodyfikowanych wartości docelowych często wymaga odpowiedniej modyfikacji techniki operacyjnej. U pacjentów z istotną sztywnością kompleksu miednica–kręgosłup, zwłaszcza w przypadkach szczególnie złożonych, należy rozważyć zastosowanie systemów nawigacji chirurgicznej lub fluoroskopii śródoperacyjnej. Metody te umożliwiają precyzyjne odtworzenie zaplanowanego ustawienia panewki pomimo zmienionej biomechaniki i anatomii układu biodrowo-kręgosłupowego.

ABSTRACT

This dissertation addresses the relationship between spinopelvic mobility and the outcomes of total hip arthroplasty (THA). It is based on the assumption that the biomechanical relationship between the hip joint and the lumbar spine plays a fundamental role in maintaining balance, functional mobility, and postural stability, while disturbances within this complex may limit the effectiveness of surgical treatment. Although the importance of the spinopelvic relationship has received increasing attention in the medical literature, there remains a lack of comprehensive analyses encompassing the full spectrum of clinical factors, functional determinants, and radiological findings.

The aim of this study was to evaluate the influence of different patterns of spinopelvic stiffness on the clinical, functional, and technical outcomes of total hip arthroplasty. It was hypothesized that restricted spinopelvic mobility increases the risk of mechanical complications and impairs postoperative adaptation.

The study included 105 patients qualified for total hip arthroplasty due to advanced hip osteoarthritis. Spinopelvic mobility was classified according to the criteria proposed by Kanawade, Vigdorchik–Luthringer, and Haffer. Radiological parameters (Δ APPt, Δ SS, and PI–LL) were analyzed together with clinical outcome measures, including patient-reported disability assessed using the WOMAC, Harris Hip Score, and Visual Analogue Scale (VAS). Preoperative and postoperative outcomes were compared to evaluate the impact of spinopelvic mobility on functional recovery and complication rates. In addition, technical aspects of the procedure, including acetabular component positioning and leg length discrepancy, were assessed.

The results demonstrated that, regardless of the type of spinopelvic mobility, total hip arthroplasty resulted in significant clinical improvement, with marked pain reduction and enhanced functional performance in daily activities. Limited improvement was observed only with respect to sports-related activities, which remained below pre-disease expectations after treatment. Analysis of variance confirmed a strong effect of the procedure on pain reduction and improvement in overall well-being. Although differences between mobility patterns did not significantly influence short-term functional outcomes, they proved to be important predictors of postoperative complications.

The overall complication rate in the study population was 19.6%. The highest risk was observed in patients with severe spinopelvic stiffness. In this group, the risk of hip dislocation, revision surgery, and malposition of prosthetic components was more than

twice as high as in patients with normal spinopelvic mobility. Advanced age and the presence of comorbidities were identified as additional risk factors.

In conclusion, total hip arthroplasty is an effective treatment for patients with end-stage hip osteoarthritis. One of the key elements of preoperative planning in patients with impaired spinopelvic mobility is the selection of optimal acetabular component orientation. Achieving modified target component positions often requires appropriate adjustments to the surgical technique. In patients with marked spinopelvic stiffness, particularly in complex cases, the use of surgical navigation systems or intraoperative fluoroscopy should be considered. These techniques facilitate accurate reproduction of the planned acetabular component position despite altered spinopelvic biomechanics and anatomy.

WPROWADZENIE

Degeneracyjne zmiany w stawie biodrowym stanowią jedną z głównych przyczyn dolegliwości bólowych oraz ograniczenia mobilności u osób dorosłych, szczególnie w populacji powyżej 65. roku życia. Wraz z wydłużaniem się średniej długości życia oraz rosnącymi oczekiwaniami dotyczącymi zachowania aktywności fizycznej, obserwuje się systematyczny wzrost liczby zabiegów całkowitej alloplastyki stawu biodrowego (THA – *Total Hip Arthroplasty*). Procedura ta uznawana jest za jedną z najbardziej skutecznych interwencji chirurgicznych w ortopedii, znacząco poprawiającą zarówno funkcjonowanie, jak i jakość życia pacjentów¹.

Nowoczesna ortopedia oferuje coraz doskonalsze metody operacyjne oraz innowacyjne systemy implantów, jednakże pomimo tych osiągnięć technicznych, określone grupy pacjentów wciąż wykazują podwyższone ryzyko wystąpienia trudności pooperacyjnych. Do najczęstszych problemów należy błędne pozycjonowanie elementów endoprotezy które może powodować przyspieszony proces degradacji materiału implantu i niestabilność². Wśród znaczących, lecz często pomijanych czynników predysponujących do takich komplikacji znajduje się ograniczenie ruchomości w obrębie połączenia miedniczno-kręgosłupowego, które uniemożliwia fizjologiczną kompensację ruchową miednicy w stosunku do kręgosłupa, zwłaszcza podczas zmian położenia ciała³.

Kompleks miedniczno-kręgosłupowy (*ang. spinopelvic complex*) odgrywa kluczową rolę biomechaniczną, umożliwiając dynamiczne dostosowywanie orientacji miednicy do aktualnej pozycji ciała oraz działających sił mechanicznych. W warunkach prawidłowych miednica zachowuje zdolność do wykonywania ruchów rotacyjnych, co pozwala na optymalne ustawienie panewki stawu biodrowego w zależności od przyjmowanej postawy, na przykład podczas zmiany pozycji ze stania na siedzącą⁴. W sytuacjach patologicznego usztywnienia – spowodowanego między innymi zeszywniającym zapaleniem stawów kręgosłupa (ZZSK), wcześniejszymi zabiegami stabilizacji odcinka lędźwiowego kręgosłupa lub zaawansowanymi zmianami

¹ Learmonth ID, Young C, Rorabeck C, The operation of the century: total hip replacement. *Lancet*. 2007 Oct 27;370(9597):1508-19.

² Lehil MS, Bozic KJ, Trends in total hip arthroplasty implant utilization in the United States. *J Arthroplasty*. 2014 Oct;29(10):1915-8

³ Sharma AK, Vigdorich JM, The Hip-Spine Relationship in Total Hip Arthroplasty: How to Execute the Plan. *J Arthroplasty*. 2021 Jul;36(7S):S111-S120.

⁴ Lazennec JY, Riwan A, Gravez F, Rousseau MA, Mora N, Gorin M, Lasne A, Catonne Y, Saillant G. Hip spine relationships: application to total hip arthroplasty. *Hip Int*. 2007;17 Suppl 5:S91-104.

zwyródnieniowymi kręgów – ta kompensacyjna zdolność ulega znacznemu ograniczeniu. Konsekwencją może być suboptymalne rozmieszczenie elementów endoprotezy oraz wzrost prawdopodobieństwa ich przedwczesnej dysfunkcji⁵.

W literaturze naukowej obserwuje się narastające zainteresowanie potrzebą personalizacji planowania zabiegów THA, z uwzględnieniem charakteru oraz stopnia ograniczenia ruchomości w obrębie układu miedniczo-kręgosłupowego. W odpowiedzi na te wyzwania opracowano szereg systemów klasyfikacyjnych dotyczących zaburzeń funkcjonowania połączenia miednica–kręgosłup, m.in. według Vigdorhika, Stefla czy Phana. Klasyfikacje te mają na celu ułatwienie identyfikacji pacjentów obarczonych wysokim ryzykiem powikłań oraz umożliwienie optymalnego dostosowania parametrów technicznych, takich jak kąt inklinacji (nachylenia w płaszczyźnie czołowej) i kąt antewersji elementu panewkowego (czyli nachylenia w płaszczyźnie poprzecznej)⁶.

Dotychczasowe badania naukowe wskazują na istnienie silnej korelacji między ograniczeniem mobilności miedniczo-kręgosłupowej a niepowodzeniami w chirurgii wymiany stawu biodrowego. Obejmuje to powtarzające się zwichnięcia endoprotezy, pogorszenie funkcjonalności operowanej kończyny oraz niższą satysfakcję pacjentów z rezultatów leczenia⁷. Mimo tych obserwacji, nadal brakuje jednolitych protokołów postępowania z tą grupą chorych oraz systematycznych porównań efektów terapeutycznych w zależności od rodzaju dysfunkcji biomechanicznych. Większość przeprowadzonych do tej pory analiz charakteryzuje się ograniczoną liczebnością badanych grup lub koncentruje się na wybranych zagadnieniach (takich jak problem zwichnięć), nie uwzględniając szerszej perspektywy oceny rezultatów pooperacyjnych.

Przedmiotowa rozprawa doktorska została zaprojektowana w celu uzupełnienia tej luki poznawczej poprzez wszechstronną analizę efektów klinicznych i funkcjonalnych endoprotezoplastyki biodra u chorych charakteryzujących się różnorodnymi formami sztywności układu miedniczo-kręgosłupowego. Badanie obejmie ewaluację zarówno wskaźników radiologicznych, jak i parametrów funkcjonalnych, a także dokumentację incydentów pooperacyjnych. Dzięki wykorzystaniu współczesnych metod diagnostycznych oraz biomechanicznych systemów klasyfikacyjnych będzie możliwe

⁵ Hiltunen S, Repo J, Karjalainen T, Kyrölä K, Association between sagittal spinal alignment and mechanical complications after primary total hip arthroplasty: a systematic review. *Journal of International Medical Research*. 2022, 50.

⁶ Stefl M, Lundergan W, Heckmann N, McKnight B, Ike H, Murgai R, Dorr LD, Spinopelvic mobility and acetabular component position for total hip arthroplasty. *Bone Joint J*. 2017 Jan;99-B(1 Supple A):37-45.

⁷ Eftekhary N, Shimmin A, Lazennec JY, et al. A systematic approach to the hip-spine relationship and its applications to total hip arthroplasty. *Bone Joint J*. 2019;101-B(7):808-816.

precyzyjne określenie wpływu poszczególnych typów ograniczenia ruchomości na przebieg terapii i perspektywy po wykonaniu THA.

Rezultaty przeprowadzonego badania mogą posłużyć jako fundament dla opracowania spersonalizowanego modelu przygotowania operacyjnego, który przyczyni się do redukcji częstości występowania powikłań oraz zwiększenia długofalowej efektywności leczenia za pomocą endoprotez. W okresie nasilającego się trendu wzrostowego liczby operacji wymiany stawów biodrowych oraz procesu starzenia się populacji, omawiana problematyka nabiera szczególnej wagi tak z perspektywy klinicznej, jak i ekonomicznej.

Uzasadnienie wyboru tematu

Całkowita wymiana stawu biodrowego (THA, ang. *Total Hip Arthroplasty*) jest powszechnie uznawana za złoty standard leczenia zaawansowanych zmian zwyrodnieniowych stawu w chirurgii ortopedycznej na świecie, zapewniając chorym wyraźną poprawę komfortu życia, zmniejszenie dolegliwości bólowych oraz odzyskanie funkcji motorycznych. W związku ze starzeniem się populacji oraz rosnącą częstością występowania procesów degeneracyjnych w układzie ruchu, obserwuje się stały wzrost liczby przeprowadzanych zabiegów endoprotezoplastyki. Wraz z tą tendencją pojawia się jednak kluczowe zadanie, którym jest rozpoznanie pacjentów zagrożonych niepomyślnym przebiegiem leczenia lub wystąpieniem komplikacji pooperacyjnych, co ma istotne konsekwencje dla efektywności terapii i obciążeń finansowych służby zdrowia.

Jednym z ważnych, jednak często niewystarczająco branych pod uwagę elementów determinujących sukces alloplastyki biodra jest biomechaniczne współdziałanie między strukturami miednicy i kręgosłupa, nazywane układem lub kompleksem miedniczno-kręgosłupowym (*spinopelvic alignment and mobility*). Zachowana ruchomość w tym połączeniu umożliwia fizjologiczne dostosowywanie się miednicy do zmieniających się pozycji ciała (na przykład podczas przechodzenia z postawy wyprostnej do pozycji siedzącej), co gwarantuje właściwe pozycjonowanie elementu panewkowego endoprotezy i redukuje prawdopodobieństwo jej niestabilności, nieprawidłowego rozłożenia obciążeń czy przedwczesnego zużycia. U chorych z ograniczoną mobilnością w obrębie połączenia miedniczno-kręgosłupowego – będącą następstwem zesztywniającego zapalenia stawów kręgosłupa (ZZSK), procesów degeneracyjnych, operacji zespalających kręgosłup czy deformacji osiowych – mechanizm adaptacyjny ulega zakłóceniu. W takich sytuacjach błędnie zaplanowana i zaimplantowana panewka może skutkować podwyższonym

ryzykiem zwichnięcia, aseptycznego obluzowania i nierzadko potrzebą przeprowadzenia operacji rewizyjnej⁸.

Mimo że w ostatnim okresie wzrasta zainteresowanie poznaniem roli układu miedniczno-kręgosłupowego w przygotowaniu do zabiegów THA, wciąż nie wypracowano jednolitych i powszechnie akceptowanych kryteriów oceny ograniczenia ruchomości tego kompleksu, ani też konkretnych zaleceń dotyczących dostosowania metod chirurgicznych do rodzaju występujących zaburzeń. Dostępne systemy klasyfikacyjne (takie jak opracowania Stefl, Vigdorchik czy Phan) umożliwiają wstępną kategoryzację typów sztywności, jednak ich praktyczna użyteczność w warunkach klinicznych wymaga dodatkowej weryfikacji i potwierdzenia korelacji z parametrami funkcjonalnymi⁹. Występuje również zapotrzebowanie na ujednoliconą, liczbową analizę rezultatów pooperacyjnych w różnych kategoriach pacjentów, obejmującą nie tylko komplikacje natury mechanicznej, lecz także ewaluację komfortu życia, sprawności biodra oraz zadowolenia chorego z leczenia.

Wybór tej tematyki do opracowania w ramach rozprawy doktorskiej wynika zatem z autentycznej potrzeby klinicznej: głębszego poznania mechanizmów wpływu rodzaju i nasilenia sztywności połączenia miedniczno-kręgosłupowego na efekty chirurgicznego leczenia stawu biodrowego. Zagadnienie to posiada również potencjał aplikacyjny – dzięki identyfikacji chorych z podwyższonym ryzykiem powikłań oraz indywidualizacji strategii operacyjnej (poprzez modyfikację kąta implantacji panewki, dobór odpowiedniego typu implantu czy zastosowanie elementów o poprawionej stabilności), możliwe staje się rzeczywiste ulepszenie skuteczności terapii i ograniczenie częstości niepowodzeń.

Dodatkowo, wybrana tematyka koresponduje z obecnymi trendami rozwojowymi w ortopedii rekonstrukcyjnej, gdzie coraz większe znaczenie zyskuje personalizacja postępowania, wykorzystanie planowania przestrzennego oraz uwzględnianie czynników biomechanicznych w procesie podejmowania decyzji operacyjnych. Z tego powodu praca może wnieść cenną kontrybucję nie tylko do dorobku naukowego, ale również do codziennej praktyki medycznej – zwłaszcza w aspekcie kompleksowej opieki nad pacjentami z wielopoziomowymi deformacjami układu kostno-stawowego.

⁸ Vigdorchik JM, Carroll KM, Mayman DJ, Iorio J, Buckland A, et al., A new risk-assessment score and treatment algorithm for patients at high-risk of dislocation following total hip arthroplasty, New Orleans: American Academy of Orthopaedic Surgeons 2018 Annual Meeting; 2018.

⁹ Lum ZC, Coury JG, Cohen JL, Dorr LD. The Current Knowledge on Spinopelvic Mobility. J Arthroplasty. 2018;33(1):291-296.

Znaczenie problemu klinicznego: sztywność miednica–kręgosłup a ryzyko powikłań po endoprotezoplastyce

Złożone zależności biomechaniczne pomiędzy kręgosłupem a miednicą odgrywają kluczową rolę w prawidłowym funkcjonowaniu stawu biodrowego. Układ miedniczo-kręgosłupowy umożliwia dynamiczne dostosowywanie położenia panewki biodrowej w trakcie zmian pozycji ciała, zwłaszcza podczas przechodzenia z pozycji stojącej do pozycji siedzącej. W warunkach fizjologicznych, w momencie przyjmowania tej ostatniej, miednica wykonuje rotację tylną, co prowadzi do zwiększenia rzeczywistej antewersji panewki, a tym samym ogranicza ryzyko kolizji elementów protezy i zmniejsza prawdopodobieństwo zwichnięcia¹⁰. W przypadkach, gdy połączenie miednica–kręgosłup wykazuje cechy sztywności, opisywany mechanizm ulega zaburzeniu, co prowadzi do nieprawidłowego rozkładu sił działających na implanty i zwiększa ryzyko wystąpienia mechanicznych powikłań po wszczepieniu endoprotezy stawu biodrowego (THA). Zwichnięcia elementów endoprotezy stanowią najczęstsze, a zarazem najpoważniejsze powikłanie w tej grupie pacjentów. Mogą one powodować niestabilność stawu, dolegliwości bólowe oraz istotne ograniczenie funkcji, a w wielu przypadkach wymagają ponownej interwencji chirurgicznej, w tym rewizyjnej alloplastyki stawu biodrowego¹¹. Obserwacje kliniczne potwierdzają, że u pacjentów z ograniczoną mobilnością połączenia miedniczo-kręgosłupowego występuje znacząco większe ryzyko zwichnięcia niż u osób z zachowaną prawidłową ruchomością kręgosłupa i miednicy¹². Zjawisko to dotyczy zarówno chorych z procesami zwyrodnieniowymi kręgosłupa, jak i osób po wcześniejszych zabiegach chirurgicznych (takich jak stabilizacje w obrębie kręgosłupa), a także pacjentów cierpiących na choroby zapalne, przykładowo zeszytniające zapalenie stawów kręgosłupa (ZZSK).

Sytuację kliniczną dodatkowo komplikują wyzwania diagnostyczne – rutynowe planowanie przed operacją THA zazwyczaj wykorzystuje obrazowanie wykonane w pojedynczej pozycji (przeważnie w pozycji stojącej), co pomija dynamiczne modyfikacje położenia miednicy występujące w codziennej aktywności. W przypadkach sztywności układu miednica-kręgosłup, nieobecność kompensacyjnej rotacji może

¹⁰ Attenello JD, Harpstrite JK. Implications of Spinopelvic Mobility on Total Hip Arthroplasty: Review of Current Literature. *Hawaii J Health Soc Welf.* 2019;78(11 Suppl 2):31-40.

¹¹ Esposito CI, Gladnick BP, Lee YY, et al. Cup position alone does not predict risk of dislocation after hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2015;30(1):109-113.

¹² Buckland AJ, Puvanesarajah V, Vigdorchik J, et al. Dislocation of a primary total hip arthroplasty is more common in patients with a lumbar spinal fusion. *Bone Joint J.* 2017;99-B(5):585-591..

prowadzić do niezgodności pozycjonowania komponentów z rzeczywistymi warunkami biomechanicznymi podczas siedzenia, pochylania się czy wstawania¹³.

W publikacjach naukowych pojawiają się rekomendacje dotyczące przedoperacyjnej oceny ruchomości zespołu miedniczno-kręgosłupowego za pomocą dynamicznej diagnostyki radiologicznej (zdjęcia RTG wykonywane w pozycji pionowej i siedzącej), jak również kategoryzacji pacjentów zgodnie z uznanymi systemami klasyfikacyjnymi, takimi jak skale Stefl, Phan czy Vigdorchik. Te instrumenty diagnostyczne umożliwiają wstępną ocenę prawdopodobieństwa wystąpienia komplikacji i stosowne dostosowanie taktyki terapeutycznej, na przykład przez wykorzystanie implantów charakteryzujących się podwyższoną stabilnością (*dual mobility cups*) lub modyfikację kąta umieszczenia panewki¹⁴.

Z perspektywy codziennej praktyki medycznej, pomijanie znaczenia sztywności zespołu miednica-kręgosłup może skutkować niezadowalającymi rezultatami leczenia, nawet gdy zabieg został wykonany bezbłędnie pod względem technicznym. Oznacza to, że sama biegłość chirurga nie gwarantuje sukcesu, jeśli nie weźmie się pod uwagę dynamicznego kontekstu biomechanicznego konkretnego chorego. Efektywna prewencja powikłań wymaga zatem nie tylko doskonałej techniki operacyjnej, ale także szczegółowej, spersonalizowanej analizy mobilności kompleksu miednica-kręgosłup.

W związku z tym, badanie rezultatów THA w odniesieniu do różnorodnych form sztywności spinopelvic ma nie tylko wartość badawczą, ale również bezpośrednio wpływa na zwiększenie bezpieczeństwa i efektywności terapii. Identyfikacja grupy chorych szczególnie predysponowanych do komplikacji oraz indywidualne dostosowanie procedury do ich specyficznej biomechaniki stanowi kierunek rozwoju, który może rzeczywiście przyczynić się do redukcji liczby ponownych operacji, obniżenia kosztów terapii oraz poprawy jakości życia pacjentów.

Cele pracy i założenia badawcze

Podstawowym celem tego badania jest sprawdzenie, jak różne formy ograniczonej ruchomości między miednicą a kręgosłupem wpływają na skuteczność leczenia i częstość problemów po operacji wszczepienia sztucznego stawu biodrowego. Badanie ma dowieść,

¹³ Wyles CC, Maradit-Kremers H, Larson DR, Lewallen DG, Taunton MJ, Trousdale RT, Pagnano MW, Berry DJ, Sierra RJ. Creation of a Total Hip Arthroplasty Patient-Specific Dislocation Risk Calculator. *J Bone Joint Surg Am.* 2022 Jun 15;104(12):1068-1080.

¹⁴ Nessler JM, Malkani AL, Sachdeva S, et al. Use of dual mobility cups in patients undergoing primary total hip arthroplasty with prior lumbar spine fusion. *Int Orthop.* 2020;44(5):857-862.

że problemy z ruchomością w tym obszarze są ważnym czynnikiem zwiększającym ryzyko niepowodzeń i muszą być brane pod uwagę przy planowaniu i wykonywaniu operacji. W związku z tym podjęto próbę podziału pacjentów na grupy według ich ruchomości w oparciu o badania radiologiczne oraz określenia, jak typ ograniczenia ruchomości wpływa na efekty leczenia - zarówno te obiektywne (np. zwichnięcia, położenie wszczepionych elementów), jak i subiektywne - odczuwane przez chorego (skale bólu, sprawności, jakości życia).

Badanie opiera się na założeniu, że zaburzenia mechaniki ruchu między miednicą a kręgosłupem mogą znacząco wpływać na ostateczne ustawienie panewki endoprotezy, możliwość przystosowania się do różnych pozycji ciała oraz ogólną stabilność stawu biodrowego. Przewiduje się, że pacjenci z ograniczoną ruchomością - zarówno czasową jak i trwałą - będą mieli gorsze wyniki leczenia i więcej powikłań niż ci z normalną ruchomością. Dodatkowo zakłada się, że odpowiednie metody badania obrazowego i oceny (RTG w różnych pozycjach, pomiary kątów miednicy) pozwolą wcześniej wykryć chorych z wysokim ryzykiem problemów, co umożliwi dostosowanie techniki operacyjnej i zmniejszenie liczby niepowodzeń.

Dokładniej, badanie ma sprawdzić związki między ograniczoną ruchomością a: (1) położeniem panewki po operacji, (2) liczbą zwichnięć i ponownych operacji, (3) wynikami funkcjonalnymi w standardowych testach, oraz (4) zadowoleniem pacjenta z leczenia. Planuje się też opracowanie praktycznego sposobu oceny i kwalifikacji chorych do operacji, który można będzie stosować na co dzień w szpitalach.

Osiągnięcie tych celów pozwoli lepiej zrozumieć, jak ważna jest relacja pomiędzy kręgosłupem a miednicą w chirurgii biodra, oraz dostarczy przydatnych informacji do tworzenia indywidualnych planów leczenia dla pacjentów z problemami ruchomości w tym obszarze.

Hipotezy badawcze

W oparciu o przegląd literatury, analizę aktualnych problemów klinicznych oraz przyjęte cele pracy, sformułowano następujące hipotezy badawcze:

Hipoteza główna (H1):

Sztywność połączenia miednica–kręgosłup ma istotny wpływ na wyniki pooperacyjne alloplastyki stawu biodrowego.

Hipoteza ta stanowi ogólną podstawę badania. Zakłada się, że pacjenci z ograniczoną mobilnością kompleksu miedniczno-kręgosłupowego (zarówno sztywnością

funkcjonalną, jak i strukturalną) uzyskują gorsze wyniki kliniczne, wyższe wskaźniki powikłań oraz niższą subiektywną ocenę funkcjonowania stawu po zabiegu, w porównaniu do pacjentów z zachowaną ruchomością tego połączenia.

Hipotezy szczegółowe:

H2: *Pacjenci z funkcjonalną lub strukturalną sztywnością połączenia miednica–kręgosłup są bardziej narażeni na zwichnięcie endoprotezy po THA niż pacjenci z prawidłową mobilnością kompleksu miedniczo-kręgosłupowego.*

Uzasadnienie: Brak kompensacyjnej rotacji miednicy podczas zmiany pozycji (np. z pozycji stojącej do siedzącej) prowadzi do konfliktu komponentów endoprotezy i zwiększa ryzyko niestabilności stawu.

H3: *Sztywność kompleksu miednica–kręgosłup wpływa negatywnie na pozycjonowanie panewki endoprotezy w obrazowaniu pooperacyjnym.*

Uzasadnienie: Niewłaściwa adaptacja miednicy w czasie planowania operacji może skutkować ustawieniem panewki w nieoptymalnym kącie inklinacji i antwersji, co sprzyja mechanicznym powikłaniom.

H4: *Pacjenci ze sztywnością połączenia miednica–kręgosłup osiągają niższe wyniki funkcjonalne w skali Harris Hip Score oraz mają gorsze wskaźniki jakości życia po zabiegu w porównaniu do pacjentów z zachowaną mobilnością.*

Uzasadnienie: Brak dynamicznej adaptacji ustawienia miednicy może ograniczać zakres ruchu stawu biodrowego i obniżać komfort codziennego funkcjonowania.

H5: *Ocena mobilności kompleksu miednica–kręgosłup za pomocą obrazowania dynamicznego (RTG w pozycji stojącej i siedzącej) pozwala na skuteczną identyfikację pacjentów wysokiego ryzyka powikłań po THA.*

Uzasadnienie: Zastosowanie odpowiednich narzędzi diagnostycznych umożliwia lepsze dopasowanie strategii operacyjnej do biomechaniki danego pacjenta, co może przełożyć się na poprawę wyników leczenia.

Charakter hipotez: Hipotezy mają charakter badawczo-opisowy i porównawczy. Będą one weryfikowane w toku analizy danych klinicznych, radiologicznych i funkcjonalnych, z wykorzystaniem odpowiednich metod statystycznych. Zakłada się, że istotność statystyczna dla każdej hipotezy będzie oceniana na poziomie $p < 0,05$.

Metodologia badań

Badanie posiada charakter obserwacyjny, łączący elementy retrospektywne i opisowe, z zastosowaniem podejścia ilościowego. Głównym zamierzeniem jest analiza

oddziaływania różnorodnych form sztywności w obrębie kompleksu miednica-kręgosłup na rezultaty pooperacyjne w przypadku całkowitej endoprotezoplastyki stawu biodrowego (THA). Ocena zostanie oparta na danych klinicznych, radiologicznych oraz funkcjonalnych pochodzących od pacjentów poddanych pierwotnej protezoplastyce biodra w określonym ośrodku ortopedycznym w okresie od 2019 do 2024 roku.

Do udziału w studium zakwalifikowani zostaną pacjenci spełniający ustalone kryteria włączenia, takie jak osiągnięcie pełnoletności (powyżej 18. roku życia), wykonanie pierwotnej alloplastyki oraz dostępność kompletnej dokumentacji medycznej wraz z obrazami diagnostycznymi w co najmniej dwóch ułożeniach: stojącym i siedzącym. Wykluczeni będą natomiast ci, którzy nie spełniają tych warunków, w tym osoby z historią rewizyjnych interwencji chirurgicznych biodra, chorobami nowotworowymi czy zaburzeniami neurologicznymi o charakterze porażennym.

Uczestnicy zostaną sklasyfikowani do trzech grup w oparciu o typ mobilności w układzie miednica-kręgosłup, ustalony na podstawie interpretacji zdjęć rentgenowskich z wykorzystaniem systemów klasyfikacyjnych Stefl i/lub Vigdorchik:

1. Grupa A – osoby wykazujące standardową ruchomość kompleksu miedniczo-kręgosłupowego,
2. Grupa B – osoby z sztywnością funkcjonalną (np. zredukowana rotacja w pozycji siedzącej),
3. Grupa C – osoby z sztywnością strukturalną (np. obecność masywnych zmian zwyrodnieniowych lub zeszywniające zapalenie stawów kręgosłupa).

W zakresie ewaluacji uwzględnione zostaną:

- charakterystyki demograficzne i kliniczne badanych,
- orientacja panewki (kąty nachylenia i antwersji) na podstawie pooperacyjnych badań RTG,
- występowanie komplikacji mechanicznych (w tym dyslokacje, obluzowania oraz konieczność ponownych zabiegów),
- rezultaty funkcjonalne mierzone za pomocą walidowanych narzędzi (takich jak Harris Hip Score, WOMAC oraz VAS),
- subiektywne odczucia satysfakcji ze strony pacjenta.

Analiza statystyczna obejmie testy porównujące (w tym ANOVA i metody nieparametryczne), badania korelacji oraz regresję wieloraką, przy założeniu progu istotności statystycznej na poziomie $p < 0,05$.

Otrzymane dane umożliwią określenie powiązań pomiędzy specyfiką sztywności spinopelwicy a efektywnością terapii THA, co może przyczynić się do optymalizacji strategii chirurgicznych oraz zapobiegania potencjalnym powikłaniom.

Struktura pracy

Architektura niniejszej rozprawy doktorskiej została zaprojektowana w sposób systematyczny i klarowny, celem jak najpełniejszego osiągnięcia zamierzonych celów naukowych oraz weryfikacji postawionych hipotez. Składa się ona z czterech kluczowych rozdziałów, poprzedzonych częścią wstępną oraz zakończonych syntezą rezultatów, implikacjami aplikacyjnymi i spisem źródeł bibliograficznych.

We wprowadzeniu omówiono kontekst problematyki badawczej, aktualny poziom wiedzy dotyczącej endoprotezoplastyki stawu biodrowego w aspekcie biomechaniki układu miednica–kręgosłup, a także kliniczne implikacje zjawiska sztywności tego kompleksu. Uzasadniono selekcję tematu, sprecyzowano zasadniczy cel dysertacji, sformułowano hipotezy naukowe oraz zarysowano fundamentalne założenia metodyczne.

Rozdział pierwszy pełni funkcję teoretyczno-przeglądową, stanowiąc bazę koncepcyjną dla badań empirycznych. Obejmuje on dogłębną analizę anatomii i biomechaniki stawu biodrowego oraz interakcji miednica–kręgosłup, ich roli w zapewnieniu stabilności stawowej, jak również przegląd najważniejszych systemów klasyfikacji mobilności kompleksu miedniczo-kręgosłupowego. Włączono także najnowsze publikacje naukowe odnoszące się do wpływu dysfunkcji tej relacji na proces i efektywność interwencji chirurgicznych.

Rozdział drugi koncentruje się na metodyce badań autorskich. Przedstawiono w nim przyjęty paradygmat badawczy, opis grupy badanej, kryteria selekcji i wykluczenia uczestników, procedury gromadzenia danych oraz techniki oceny ruchomości układu miednica–kręgosłup na podstawie obrazowania w różnorodnych pozycjach ciała. Szczegółowo opisano zastosowane instrumenty pomiarowe (w tym skale oceny funkcjonalnej i analizę radiologiczną), a także narzędzia statystyczne wykorzystane do przetwarzania zebranych informacji.

Rozdział trzeci prezentuje wyniki badań własnych. Zawiera on charakterystyki demograficzne populacji studyjnej, dane z pomiarów obrazowych i klinicznych, jak również porównanie efektów pooperacyjnych w zależności od typu sztywności połączenia miednica-kręgosłup. Uwzględniono zarówno aspekty ilościowe, jak i jakościowe – w tym

subiektywne oceny sprawności oraz incydencję komplikacji. Rezultaty zilustrowano za pomocą tabel, diagramów i opisów statystycznych.

Rozdział czwarty, stanowiący dyskusję, służy interpretacji uzyskanych wyników w świetle dostępnej literatury fachowej. Dokonano ich konfrontacji z wcześniejszymi raportami, wskazując na konwergencje i dywergencje, a także rozważono potencjalne mechanizmy obserwowanych zjawisk. Omówiono ograniczenia studium oraz zasugerowano perspektywy przyszłych badań w tej dziedzinie.

Pracę wieńczy konkluzja, w której zwięźle podsumowano zasadnicze wnioski płynące z dysertacji, podkreślono ich wartość aplikacyjną dla ortopedii oraz ewentualne konsekwencje dla strategii wykonywania endoprotezoplastyki stawu biodrowego u pacjentów z zaburzoną mobilnością kompleksu miednica–kręgosłup. Ostatecznie zamieszczono bibliografię obejmującą katalog wykorzystanych pozycji literaturowych.

ROZDZIAŁ I.

PRZEGLĄD PIŚMIENNICTWA I PODSTAWY TEORETYCZNE

1.1. Budowa i biomechanika stawu biodrowego

1.1.1. Anatomia i fizjologia stawu biodrowego

Staw biodrowy (łac. *articulatio coxae*) stanowi jedno z najważniejszych połączeń w układzie ruchu człowieka, łączące kończynę dolną z tułowiem poprzez połączenie głowy kości udowej z panewką kości miednicznej¹⁵. Ta złożona struktura anatomiczna charakteryzuje się wyjątkową kombinacją stabilności i ruchomości, która umożliwia efektywne przenoszenie obciążeń z kręgosłupa do kończyn dolnych przy jednoczesnym zachowaniu szerokiego zakresu ruchów niezbędnych do wykonywania codziennych czynności¹⁶.

Strukturę kostną stawu biodrowego tworzą dwa podstawowe elementy: głowa kości udowej (*caput femoris*) oraz panewka stawu biodrowego (*acetabulum*), zlokalizowana w obrębie kości miednicznej. Panewka powstaje z połączenia trzech kości: biodrowej (*os ilium*), kulszowej (*os ischii*) i łonowej (*os pubis*), które w okresie rozwojowym zrastają się w rejonie chrząstki trójpromieniowej (*cartilago triradiata*)¹⁷. Proces formowania się panewki ma kluczowe znaczenie dla prawidłowego rozwoju stawu biodrowego, ponieważ każda z wymienionych kości uczestniczy w kształtowaniu odmiennych jego części¹⁸.

Panewka stawu biodrowego ma kształt półkuli i charakteryzuje się głębokością, która zapewnia znaczną część stabilności całego stawu. Jej brzeg (*limbus acetabuli*) jest wzmocniony przez obrąbek stawowy (*labrum acetabulare*), który zwiększa powierzchnię kontaktu z głową kości udowej oraz przyczynia się do utrzymania płynu stawowego w jamie stawowej¹⁹. W dolnej części panewki znajduje się wcięcie panewki (*incisura acetabuli*), które jest wypełnione przez więzadło poprzeczne panewki (*ligamentum transversum acetabuli*).

¹⁵ Bochenek A, Reicher M, Anatomia człowieka, Tom I, Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa 2019, s. 543-580..

¹⁶ Ignasiak Z, Anatomia układu ruchu, Wydanie II, Edra Urban & Partner, Wrocław 2023, s. 87-105.

¹⁷ Liporace FA, Ong B, Mohaideen A, Ong A, Koval KJ. Development and injury of the triradiate cartilage with its effects on acetabular development: review of the literature. *J Trauma*. 2003 Jun;54(6):1245-9.

¹⁸ S. Standring (red.), Gray's Anatomy: The Anatomical Basis of Clinical Practice, 42nd Edition, Elsevier, Edinburgh 2020, s. 1276-1289.

¹⁹ Johannsen AM, Eijnisman L, Behn AW, Shibata K, Thio T, Safran MR. Contributions of the Capsule and Labrum to Hip Mechanics in the Context of Hip Microinstability. *Orthop J Sports Med*. 2019;7(12):2325967119890846.

Głowa kości udowej ma kulisty kształt i stanowi około dwóch trzecich pełnej kuli. W jej centralnej części znajduje się dołek głowy kości udowej (*fovea capitis femoris*), do którego przyczepione jest więzadło głowy kości udowej (*ligamentum capitis femoris*)²⁰. Głowa kości udowej połączona jest z trzonem kości przez szyjkę kości udowej (*collum femoris*), która tworzy z trzonem charakterystyczny kąt szyjkowo-trzonowy wynoszący u dorosłego człowieka około 125-130 stopni²¹.

Powierzchnie stawowe zarówno głowy kości udowej, jak i panewki pokrywa chrząstka szklista (*cartilago articularis*), której grubość różni się w zależności od lokalizacji w obrębie stawu. Najgrubsze warstwy występują w obszarach poddawanych największym obciążeniom biomechanicznym, a więc w górno-przedniej części panewki oraz w odpowiadającym jej fragmencie głowy kości udowej²². Chrząstka ta pełni kluczową rolę w absorpcji obciążeń oraz zapewnieniu gładkiego ruchu powierzchni stawowych względem siebie²³.

Torebka stawowa (*capsula articularis*) otacza cały staw biodrowy, przyczepiając się do brzegu panewki oraz na kości udowej wzdłuż linii międzykrętarzowej z przodu i na granicy szyjki i trzonu z tyłu²⁴. Torebka jest szczególnie wzmocniona przez trzy główne więzadła: więzadło biodrowo-udowe (*ligamentum iliofemorale*), więzadło łonowo-udowe (*ligamentum pubofemorale*) oraz więzadło kulszowo-udowe (*ligamentum ischiofemorale*).

Wieżadło biodrowo-udowe, zwane również więzadłem Bigelowa, jest najsilniejszym więzadłem w organizmie człowieka²⁵. Ma kształt odwróconej litery Y i biegnie od kolca biodrowego przedniego dolnego do linii międzykrętarzowej kości udowej. To więzadło ogranicza nadmierne wyproście biodra oraz rotację zewnętrzną, a także przyczynia się do utrzymania pozycji wyprostnej bez nadmiernego wysiłku mięśni.

Unerwienie stawu biodrowego pochodzące jest z gałęzi nerwu udowego, nerwu zasłonowego oraz nerwu kulszowego, zgodnie z prawem Hiltona mówiącym, że staw jest

²⁰ Glenister R, Sharma S. Anatomy, Bony Pelvis and Lower Limb, Hip. [Updated 2023 Jul 24]. In: StatPearls [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2026 Jan-.

²¹ Hochschild J, Anatomia funkcjonalna dla fizjoterapeutów, red. nauk. wyd. pol. P. Posłuszny, MEDPHARM, Wrocław 2023, s. 289-315.

²² Gold M, Munjal A, Varacallo MA. Anatomy, Bony Pelvis and Lower Limb, Hip Joint. In: StatPearls. StatPearls Publishing, Treasure Island (FL); 2026. PMID: 29262200. .

²³ Polgaj M, Jędrzejewski KS, Gray Anatomia Podręcznik dla studentów Tom 3, Wydanie IV, Edra Urban & Partner, Wrocław 2021, s. 234-256.

²⁴ Figueroa C, Jozsa F, Le PH. Anatomy, Bony Pelvis and Lower Limb: Pelvis Bones. 2023 Jul 30. In: StatPearls [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2026 Jan-.

²⁵ van Arkel RJ, Amis AA, Cobb JP, Jeffers JR. The capsular ligaments provide more hip rotational restraint than the acetabular labrum and the ligamentum teres : an experimental study. Bone Joint J. 2015 Apr;97-B(4):484-91.

unerwiony przez nerwy zaopatrujące mięśnie poruszające tym stawem²⁶. Unaczynienie stawu zapewniają tętnice pochodzące z tętnicy udowej, tętnicy pośladkowej górnej i dolnej oraz tętnicy zasłonowej²⁷.

Szczególnie istotne jest unaczynienie głowy kości udowej, które u dorosłego człowieka odbywa się głównie poprzez naczynia biegnące wzdłuż szyjki kości udowej i w torebce stawowej. W przypadku złamań szyjki kości udowej może dojść do przerwania tego krążenia, co prowadzi do martwicy głowy kości udowej²⁸.

Staw biodrowy funkcjonuje jako staw kulisty (*articulatio spherioidea*), co oznacza, że teoretycznie umożliwia ruchy we wszystkich trzech płaszczyznach przestrzennych oraz ruchy obrotowe wokół trzech osi. W praktyce jednak zakres ruchów jest ograniczony przez struktury kostne, więzadła oraz mięśnie otaczające staw²⁹.

Podstawowe ruchy wykonywane w stawie biodrowym obejmują: zgięcie (*flexio*) i prostowanie (*extensio*) w płaszczyźnie strzałkowej, odwodzenie (*abductio*) i przywodzenie (*adductio*) w płaszczyźnie czołowej oraz rotację wewnętrzną (*rotatio interna*) i zewnętrzną (*rotatio externa*) w płaszczyźnie poprzecznej. Dodatkowo możliwy jest ruch obwodzenia (*circumductio*), który stanowi kombinację ruchów we wszystkich płaszczyznach.

Zakres ruchu zgięcia w stawie biodrowym wynosi około 120 stopni przy zgiętym kolanie i około 90 stopni przy wyprostowanym kolanie, co wynika z napięcia mięśni uda. Prostowanie jest ograniczone do około 15-20 stopni przez napięcie więzadła biodrowo-udowego i torebki stawowej z przodu. Odwodzenie możliwe jest w zakresie około 45-50 stopni, a przywodzenie do około 25-30 stopni³⁰.

Staw biodrowy podlega znacznym obciążeniom podczas codziennych czynności. W trakcie chodzenia siły działające na staw mogą osiągać wartości 2-3 razy większe od masy ciała, a podczas biegania czy skoków mogą przekraczać 5-krotność masy ciała. Te

²⁶ Pun M, Ng T, Vermeulen K, Tran J. Innervation of the hip joint: implications for regional anaesthesia and image-guided interventional pain procedures. *BJA Educ.* 2024 Jun;24(6):191-202.

²⁷ Jordan JA, Burns B. Anatomy, Abdomen and Pelvis: Hip Arteries. [Updated 2023 Jul 24]. In: StatPearls [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2026 Jan-.

²⁸ Konarski W, Poboży T, Śliwczyński A, Kotela I, Krakowiak J, Hordowicz M, Kotela A. Avascular Necrosis of Femoral Head-Overview and Current State of the Art. *Int J Environ Res Public Health.* 2022 Jun 15;19(12):7348.

²⁹ Hochschild J, Anatomia funkcjonalna dla fizjoterapeutów, red. nauk. wyd. pol. P. Pośluszny, MEDPHARM, Wrocław 2018, s. 298-320.

³⁰ Standring S, Gray's Anatomy: The Anatomical Basis of Clinical Practice, 42nd Edition, Elsevier, Edinburgh 2020, s. 1290-1295.

znaczne obciążenia wymagają odpowiedniej budowy anatomicznej oraz koordynacji pracy mięśni stabilizujących staw³¹.

Istotnym elementem determinującym biomechanikę stawu biodrowego jest zarówno kąt nachylenia szyjki kości udowej, jak i kąt antewersji. Kąt szyjkowo-trzonowy wpływa bezpośrednio na rozkład sił działających w obrębie stawu: jego zmniejszenie (*coxa vara*) skutkuje zwiększeniem obciążeń w górnej części panewki, natomiast zwiększenie (*coxa valga*) może sprzyjać występowaniu niestabilności stawu³².

Rozwój stawu biodrowego rozpoczyna się w życiu płodowym i kontynuowany jest przez okres wzrostu dziecka. W momencie urodzenia głowa kości udowej składa się głównie z chrząstki, a proces kostnienia przebiega stopniowo przez kilkanaście pierwszych lat życia. Panewka również przechodzi proces dojrzewania, który kończy się dopiero około 16-18 roku życia.

Prawidłowy rozwój stawu biodrowego zależy od odpowiednich bodźców mechanicznych. Obciążenie i ruch są niezbędne dla prawidłowego kształtowania się zarówno głowy kości udowej, jak i panewki. Zaburzenia w tym procesie mogą prowadzić do dysplazji stawu biodrowego lub jego wrodzonego zwicznienia³³.

Struktury stawu biodrowego wykazują zdolność do adaptacji funkcjonalnej w odpowiedzi na zmienione warunki obciążenia. Długotrwałe przeciążenia mogą prowadzić do zmian w architekturze kości, grubości chrząstki oraz właściwościach więzadeł i torebki stawowej. Z kolei ograniczenie aktywności fizycznej może skutkować atrofią struktur stawowych i zmniejszeniem ich wytrzymałości³⁴.

Proces remodelingu kostnego w obrębie stawu biodrowego jest szczególnie intensywny w miejscach największych obciążeń. Belecзки kostne układają się zgodnie z liniami sił, tworząc charakterystyczny wzór widoczny na zdjęciach rentgenowskich jako linie trabekularne³⁵.

Fizjologia stawu biodrowego obejmuje złożone procesy metaboliczne zachodzące w chrząstce stawowej, błonie maziowej oraz w kości podchrzęstnej. Chrząstka stawowa,

³¹ Neumann DA. Kinesiology of the hip: a focus on muscular actions. J Orthop Sports Phys Ther. 2010 Feb;40(2):82-94.

³² Oliveira, Rodrigo & Junior, Gledson & Dantas, Estélio. Impacts of coxa valga and coxa vara on the musculoskeletal system: An integrative review. Cuerpo, Cultura y Movimiento. (2024). 14. 10

³³ Nandhagopal T, Tiwari V, De Cicco FL. Developmental Dysplasia of the Hip. [Updated 2024 May 4]. In: StatPearls [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2026 Jan-.

³⁴ Berg HE, Eiken O, Miklavcic L, Mekjavic IB. Hip, thigh and calf muscle atrophy and bone loss after 5-week bedrest inactivity. Eur J Appl Physiol. 2007 Feb;99(3):283-9.

³⁵ Lim SJ, Park YS. Plain Radiography of the Hip: A Review of Radiographic Techniques and Image Features. Hip Pelvis. 2015 Sep;27(3):125-34.

pozbawiona unaczynienia, otrzymuje składniki odżywcze głównie poprzez dyfuzję z płynu stawowego, którego skład i właściwości są regulowane przez błonę maziową.

Płyn stawowy pełni nie tylko funkcję odżywczą, ale także stanowi naturalny smar dla powierzchni stawowych. Jego właściwości reologiczne zmieniają się w zależności od prędkości ruchu - przy powolnych ruchach zachowuje się jak ciecz lepka, a przy szybkich ruchach jak ciecz o niskiej lepkości, co zapewnia optymalną lubrykację w różnych warunkach.

Funkcjonowanie stawu biodrowego jest ściśle związane z działaniem licznych grup mięśniowych, które zapewniają zarówno mobilność, jak i stabilność tego połączenia. Najsilniejszym zginaczem stawu biodrowego jest mięsień prosty uda (*musculus rectus femoris*), który współpracuje z mięśniem biodrowo-lędźwiowym (*musculus iliopsoas*)³⁶.

Wśród prostowników prym wiedzie mięsień pośladkowy wielki (*musculus gluteus maximus*), który jest jednym z najsilniejszych mięśni w organizmie człowieka. Funkcję odwodzenia realizują głównie mięśnie pośladkowe średni i mały (*musculus gluteus medius et minimus*), podczas gdy przywodzenie wykonują mięśnie przywodzicielskie (*musculi adductores*)³⁷.

Zrozumienie anatomii i fizjologii stawu biodrowego ma fundamentalne znaczenie dla diagnozy i leczenia schorzeń dotyczących tej lokalizacji. Najczęstsze problemy kliniczne obejmują chorobę zwyrodnieniową stawu, złamania szyjki kości udowej, dysplazję stawu biodrowego czy konflikt udowo-panewkowy. Anatomiczna budowa stawu biodrowego determinuje również techniki operacyjne stosowane w chirurgii ortopedycznej, w tym endoprotezoplastyce stawu biodrowego.

Podsumowując, staw biodrowy stanowi doskonały przykład złożonej struktury anatomicznej, której budowa jest idealnie dostosowana do pełnionych funkcji. Kombinacja stabilności kostnej, elastyczności więzadeł oraz koordynacji mięśniowej umożliwia efektywne funkcjonowanie tego stawu przez dziesiątki lat życia człowieka, pod warunkiem zachowania prawidłowych proporcji między obciążeniem a możliwościami regeneracyjnymi tkanek.

³⁶ Tsutsumi M, Nimura A, Akita K. Clinical anatomy of the musculoskeletal system in the hip region. *Anat Sci Int.* 2022 Mar;97(2):157-164.

³⁷ Lanza MB, Arbuco B, Ryan AS, Shipper AG, Gray VL, Addison O. Systematic Review of the Importance of Hip Muscle Strength, Activation, and Structure in Balance and Mobility Tasks. *Arch Phys Med Rehabil.* 2022 Aug;103(8):1651-1662.

1.1.2. Rola kompleksu miednica–kręgosłup w utrzymaniu równowagi i mobilności

Kompleks miednica-kręgosłup stanowi jeden z najważniejszych elementów biomechanicznych ludzkiego układu ruchu, odgrywając kluczową rolę w utrzymaniu równowagi ciała oraz zapewnieniu odpowiedniej mobilności podczas wykonywania czynności codziennych. Współczesne podejście biomechaniczne wymaga rozpatrywania miednicy i kręgosłupa jako funkcjonalnie połączonego systemu, w którym wszelkie zmiany w jednym komponencie bezpośrednio wpływają na funkcjonowanie pozostałych elementów³⁸.

Miednica pełni funkcję łącznika między tułowiem a kończynami dolnymi, stanowiąc tym samym punkt transferu obciążeń mechanicznych pochodzących z górnej części ciała. Pod względem anatomicznym kompleks ten obejmuje struktury kostne miednicy, odcinek lędźwiowy kręgosłupa oraz stawy biodrowe, które wspólnie tworzą tzw. okolicę lędźwiowo-miedniczno-biodrową (LMB)³⁹. Głównym zadaniem tej okolicy jest zapewnienie organizmowi odpowiedniej stabilności, umożliwiającej sprawne i bezpieczne przenoszenie obciążeń przy równoczesnym zachowaniu mobilności niezbędnej do realizacji funkcji lokomocyjnych.

Stabilność kompleksu miednica–kręgosłup opiera się na złożonym systemie stabilizacyjno-mobilizującym, którego prawidłowe funkcjonowanie wymaga skoordynowanej aktywności trzech wzajemnie powiązanych układów. Zgodnie z modelem stabilizacji zaproponowanym przez Panjabiego, system ten obejmuje: układ bierny (kości, stawy i więzadła), układ czynny (mięśnie i powięzi) oraz układ kontrolny (układ nerwowy). Wszystkie te elementy pozostają ze sobą w ścisłej interakcji, warunkując utrzymanie równowagi między stabilnością a mobilnością⁴⁰.

Biomechaniczna analiza funkcjonowania tego kompleksu wskazuje na jego zasadniczą rolę w utrzymaniu postawy pionowej człowieka. Kręgosłup jako konstrukcja wieloczłonowa charakteryzuje się wysokim środkiem ciężkości oraz małą powierzchnią płaszczyzny podparcia, co czyni go strukturą mało stabilną⁴¹. Utrzymanie równowagi

³⁸ Stolarczyk A, Stępiński P, Maciąg B, Michalczyk W, Zdun J, Grzegorzewski S, Modzelewski K, Szymczak J, Relacje miednica–kręgosłup w kontekście pierwotnej endoprotezoplastyki stawu biodrowego – praktyczne aspekty. *Praktyczna Ortopedia i Traumatologia*, 2024, s. 144.

³⁹ Gzik M, Tejszerska D, Świtoński E, Biomechanika narządu ruchu człowieka. Wydawnictwo Naukowe Instytutu Technologii Eksploatacji PIB, Radom 2015, s. 265-266.

⁴⁰ Panjabi M Clinical spinal instability and low back pain. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*. 2003, 13. 371-9.

⁴¹ Widmer J, Cornaz F, Scheibler G, Spirig JM, Snedeker JG, Farshad M. Biomechanical contribution of spinal structures to stability of the lumbar spine-novel biomechanical insights. *Spine J*. 2020 Oct;20(10):1705-1716. .

wymaga nieustannej aktywności systemu stabilizującego, który kompensuje naturalne tendencje do utraty stabilności. Kluczową rolę w tym procesie odgrywają krzywizny fizjologiczne kręgosłupa – ich prawidłowy kształt znacząco zwiększa odporność struktur kręgosłupa na obciążenia. Wykazano, że wytrzymałość ta rośnie proporcjonalnie do kwadratu liczby krzywizn powiększonej o jeden, co oznacza, iż kręgosłup posiadający cztery fizjologiczne krzywizny jest aż siedemnastokrotnie bardziej odporny niż hipotetyczna konstrukcja pozbawiona krzywizn i przebiegająca w linii prostej⁴².

Podczas wykonywania ruchów funkcjonalnych, takich jak zgięcie tułowia do przodu, kompleks miednica-kręgosłup wykazuje złożone wzorce biomechaniczne. W pierwszej fazie ruchu dochodzi do zgięcia kręgów lędźwiowych od L1 do L5, przy czym kość krzyżowa pozostaje względnie stabilna dzięki działaniu mięśni stabilizujących, szczególnie mięśnia poprzecznego brzucha, wielodzielnego oraz mięśni dna miednicy⁴³. W momencie, gdy zakres ruchu w odcinku lędźwiowym zostaje wyczerpany, miednica jako całość rozpoczyna ruch obrotowy wokół osi przechodzącej przez stawy biodrowe. Ten skoordynowany wzorzec, określany mianem rytmu lędźwiowo-miedniczego, jest niezbędny dla zapewnienia optymalnej dystrybucji obciążeń oraz minimalizacji ryzyka urazów.

Szczególnie istotnym aspektem funkcjonowania kompleksu miednica-kręgosłup jest jego udział w kontroli posturalnej podczas lokomocji. W trakcie fizjologicznego chodu miednica wykonuje niewielkie, lecz precyzyjnie zsynchronizowane ruchy we wszystkich trzech płaszczyznach anatomicznych⁴⁴. W płaszczyźnie czołowej obserwuje się opadanie i unoszenie miednicy w zakresie około 7 stopni, w płaszczyźnie strzałkowej dochodzi do przodo-tyłopochylenia o około 4 stopnie, natomiast w płaszczyźnie poprzecznej występuje rotacja o około 10 stopni. Te ruchy miednicy mają fundamentalne znaczenie dla efektywności energetycznej chodu oraz redukcji pionowych oscylacji środka ciężkości ciała.

Mechanizm ryglowania wymuszonego stanowi kolejny istotny element funkcjonowania kompleksu miednica-kręgosłup w kontekście stabilizacji i transferu obciążeń. Proces ten polega na zwiększeniu sztywności połączeń między kością krzyżową a kośćmi miedniczymi poprzez napięcie więzadeł krzyżowo-guzowych

⁴² Wang C, Zhi Y, Wu Z. Driving after spine surgery: biomechanics, recovery pathways, and medico-legal insights. *J Orthop Surg Res.* 2025 Apr 15;20(1):374..

⁴³ Pope MH. Biomechanics of the lumbar spine. *Ann Med.* 1989 Oct;21(5):347-51.

⁴⁴ Kuo AD, Donelan JM. Dynamic principles of gait and their clinical implications. *Phys Ther.* 2010 Feb;90(2):157-74..

i międzykostnych⁴⁵. Mechanizm ten aktywuje się szczególnie w momentach zwiększonego obciążenia, takich jak kontakt stopy z podłożem podczas chodu, zapewniając tym samym optymalną stabilność kompleksu w kluczowych fazach cyklu lokomocyjnego.

Współczesne badania biomechaniczne podkreślają również znaczenie kompleksu miednica-kręgosłup w kontekście adaptacji do zmian patologicznych. Zaburzenia w funkcjonowaniu jednego z elementów tego systemu prowadzą do kompensacyjnych zmian w pozostałych strukturach, co może skutkować powstaniem wtórnych dysfunkcji⁴⁶. Przykładowo, ograniczenie ruchomości w stawach biodrowych wymusza zwiększenie zakresu ruchów w odcinku lędźwiowym kręgosłupa, co może prowadzić do przeciążenia jego struktur i w konsekwencji do wystąpienia dolegliwości bólowych.

Analiza statyczna kompleksu miednica-kręgosłup podkreśla jego kluczową rolę w redystrybucji sił wynikających zarówno z masy ciała, jak i z oddziaływania czynników zewnętrznych. Prawidłowe ustawienie miednicy warunkuje kształt fizjologicznych krzywizn kręgosłupa, a tym samym determinuje sposób rozkładu obciążeń w poszczególnych segmentach kręgosłupa⁴⁷. Asymetrie w obrębie miednicy mogą prowadzić do zaburzeń statyki całego kręgosłupa, przejawiających się m.in. w postaci bocznych skrzywień lub nieprawidłowości w zakresie krzywizn strzałkowych.

Dynamiczne aspekty funkcjonowania kompleksu obejmują także jego rolę w absorpcji wstrząsów powstających w trakcie aktywności fizycznej. Fizjologiczne krzywizny kręgosłupa, współdziałając z elastycznymi krążkami międzykręgowymi, tworzą zintegrowany system amortyzacyjny, skutecznie redukujący przeciążenia przenoszone na struktury położone wyżej⁴⁸. System ten jest szczególnie istotny podczas aktywności o wysokiej intensywności, gdzie siły uderzeniowe mogą wielokrotnie przekraczać masę ciała.

Neuromotoryczna kontrola kompleksu miednica-kręgosłup opiera się na złożonym systemie odruchów posturalnych i reakcji równoważnych, które umożliwiają szybkie dostosowanie pozycji ciała do zmieniających się warunków zewnętrznych⁴⁹.

⁴⁵ Mann RA, Hagy J. Biomechanics of walking, running, and sprinting. *Am J Sports Med.* 1980 Sep-Oct;8(5):345-50..

⁴⁶ Prins MR, Bruijn SM, Meijer OG, van der Wurff P, van Dieën JH. Axial Thorax-Pelvis Coordination During Gait is not Predictive of Apparent Trunk Stiffness. *Sci Rep.* 2019 Jan 31;9(1):1066.

⁴⁷ Ferguson SJ, Steffen T. Biomechanics of the aging spine. *Eur Spine J.* 2003 Oct;12 Suppl 2(Suppl 2):S97-S103..

⁴⁸ Goel VK, Faizan A, Palepu V, Bhattacharya S. Parameters that effect spine biomechanics following cervical disc replacement. *Eur Spine J.* 2012 Jun;21 Suppl 5(Suppl 5):S688-99.

⁴⁹ Oxland TR. Fundamental biomechanics of the spine--What we have learned in the past 25 years and future directions. *J Biomech.* 2016 Apr 11;49(6):817-832.

Propriocepcja, czyli zdolność odczuwania pozycji ciała w przestrzeni, odgrywa kluczową rolę w tym procesie, dostarczając układowi nerwowemu niezbędnych informacji do precyzyjnej kontroli aktywności mięśniowej.

Kliniczne implikacje funkcjonowania kompleksu miednica–kręgosłup znajdują szczególne odzwierciedlenie w planowaniu interwencji ortopedycznych. Współczesne podejście terapeutyczne w leczeniu schorzeń tej okolicy wymaga uwzględnienia wzajemnych zależności pomiędzy poszczególnymi elementami kompleksu, co umożliwia uzyskanie optymalnych wyników leczenia i jednoczesną minimalizację ryzyka powikłań⁵⁰.

Szczególnie istotne jest to w przypadku endoprotezoplastyki stawów biodrowych, gdzie nieprawidłowe funkcjonowanie kręgosłupa może znacząco wpływać na wyniki leczenia operacyjnego.

Kompleks miednica-kręgosłup stanowi fundamentalny element biomechaniki człowieka, którego prawidłowe funkcjonowanie jest niezbędne dla utrzymania równowagi, zapewnienia mobilności oraz efektywnego przenoszenia obciążeń. Zrozumienie złożonych mechanizmów rządzących tym systemem ma kluczowe znaczenie zarówno dla prewencji schorzeń układu ruchu, jak i dla optymalizacji strategii terapeutycznych w przypadku wystąpienia dysfunkcji. Dalsze badania w tym obszarze mogą przyczynić się do rozwoju jeszcze bardziej precyzyjnych metod diagnostycznych i terapeutycznych, ukierunkowanych na przywrócenie optymalnej funkcji tego kluczowego kompleksu anatomicznego.

1.2. Alloplastyka stawu biodrowego (THA)

1.2.1. Wskazania i cele zabiegu

Alloplastyka stawu biodrowego, określana również mianem endoprotezoplastyki stawu biodrowego (*ang. Total Hip Arthroplasty, THA*), należy do najczęściej wykonywanych zabiegów w chirurgii ortopedycznej. Jej celem jest przywrócenie funkcji stawu biodrowego u pacjentów z zaawansowanymi schorzeniami w tym obszarze. Procedura polega na zastąpieniu uszkodzonych elementów stawu – głowy kości udowej oraz panewki – implantami wykonanymi z materiałów biokompatybilnych, takich jak tytan, ceramika czy polietylen. Zabieg ma na celu nie tylko eliminację dolegliwości

⁵⁰ Roussouly P, Pinheiro-Franco JL. Biomechanical analysis of the spino-pelvic organization and adaptation in pathology. *Eur Spine J.* 2011 Sep;20 Suppl 5(Suppl 5):609-18.

bólowych, lecz także poprawę ruchomości stawu, odzyskanie sprawności lokomocyjnej oraz istotne podniesienie jakości życia pacjentów.

Podstawowym wskazaniem do alloplastyki stawu biodrowego jest zaawansowana choroba zwyrodnieniowa, określana jako koksartroza. Schorzenie to charakteryzuje się postępującą degeneracją chrząstki stawowej oraz warstwy podchrzęstnej kości, co prowadzi do występowania bólu, ograniczenia zakresu ruchów, a także deformacji stawu. Koksartroza może mieć charakter pierwotny, o nie do końca poznanej etiologii, lub wtórny, będący następstwem urazów, wad wrodzonych, chorób reumatycznych bądź zaburzeń metabolicznych. Badania wskazują, że choroba zwyrodnieniowa stanowi główną przyczynę niepełnosprawności w populacji osób powyżej 60. roku życia, a alloplastyka biodra jest skuteczną metodą terapeutyczną w przypadkach, gdy leczenie zachowawcze okazuje się nieskuteczne⁵¹.

Pourazowe uszkodzenia stawu biodrowego, takie jak złamania szyjki kości udowej, zwłknięcia czy uszkodzenia chrząstki stawowej, stanowią kolejne istotne wskazanie. Złamania szyjki kości udowej są szczególnie częste u osób starszych z osteoporozą, gdzie zmniejszona gęstość mineralna kości zwiększa ryzyko urazów. W takich przypadkach częściowa alloplastyka, polegająca na wymianie jedynie głowy i szyjki kości udowej wraz z implantacją trzpienia, jest często preferowana u pacjentów o ograniczonej aktywności fizycznej, podczas gdy pełna alloplastyka jest stosowana u bardziej aktywnych osób⁵².

Zabieg alloplastyki stawu biodrowego znajduje zastosowanie również w leczeniu następstw chorób autoimmunologicznych, takich jak reumatoidalne zapalenie stawów (RZS) czy zeszywniające zapalenie stawów kręgosłupa (ZZSK). Schorzenia te prowadzą do przewlekłego stanu zapalnego, skutkującego stopniowym niszczeniem chrząstki oraz struktur kostnych stawu. W takich przypadkach celem alloplastyki jest nie tylko zniesienie dolegliwości bólowych, lecz także zahamowanie postępu uszkodzeń stawu i przywrócenie możliwie najwyższej sprawności funkcjonalnej⁵³. Innymi wskazaniami są wrodzone deformacje, takie jak dysplazja stawu biodrowego, która prowadzi do przedwczesnego

⁵¹ Hardenberg M, Speklé EM, Coenen P, Brus IM, Kuijjer PPFM. The economic burden of knee and hip osteoarthritis: absenteeism and costs in the Dutch workforce. *BMC Musculoskelet Disord*. 2022 Apr 18;23(1):364.

⁵² Bhandari M, Swiontkowski M. Management of Acute Hip Fracture. *N Engl J Med*. 2017 Nov 23;377(21):2053-2062.

⁵³ Gibofsky A. Overview of epidemiology, pathophysiology, and diagnosis of rheumatoid arthritis. *Am J Manag Care*. 2012 Dec;18(13 Suppl):S295-302..

zużycia stawu, oraz martwica jałowa głowy kości udowej, wynikająca z zaburzeń unaczynienia⁵⁴.

Wskazania do alloplastyki obejmują również sytuacje, w których leczenie zachowawcze, takie jak fizjoterapia, farmakoterapia (np. niesteroidowe leki przeciwzapalne) czy iniekcje dostawowe, nie przynosi poprawy. Przewlekły ból wymagający regularnego stosowania analgetyków lub znaczne ograniczenie ruchomości, uniemożliwiające normalne funkcjonowanie, są podstawą do rozważenia zabiegu. Decyzja o operacji jest podejmowana po dokładnej ocenie stanu zdrowia pacjenta, uwzględniającej wiek, choroby współistniejące, aktywność fizyczną oraz stopień zaawansowania zmian patologicznych⁵⁵.

Głównym celem alloplastyki stawu biodrowego jest eliminacja bólu, który stanowi najczęstszy objaw zgłaszany przez pacjentów z zaawansowanymi zmianami zwyrodnieniowymi lub pourazowymi. Przewlekły ból biodra, często promieniujący do pachwiny, pośladka lub kolana, znacząco obniża jakość życia, utrudniając codzienne czynności, takie jak chodzenie, wstawanie czy siedzenie. Wszczepienie endoprotezy, składającej się z panewki i głowy kości udowej, odtwarza prawidłową biomechanikę stawu, co prowadzi do znacznego lub całkowitego ustąpienia dolegliwości bólowych. Badania kliniczne potwierdzają, że u ponad 90% pacjentów ból ulega istotnej redukcji w ciągu pierwszych 6 tygodni po operacji⁵⁶.

Kolejnym celem jest przywrócenie ruchomości stawu biodrowego. Zaawansowane zmiany zwyrodnieniowe prowadzą do sztywności stawu, ograniczając ruchy zgięcia, odwodzenia czy rotacji. Nowoczesne endoprotezy, szczególnie modele dwumobilne, umożliwiają uzyskanie zakresu ruchu zbliżonego do fizjologicznego, sięgającego nawet 160–170 stopni. Dzięki temu pacjent może wykonywać codzienne czynności, takie jak wchodzenie po schodach czy siadanie, bez znaczących ograniczeń⁵⁷.

Alloplastyka ma również na celu poprawę zdolności lokomocyjnych. Utrata sprawności ruchowej, wynikająca z bólu i ograniczenia ruchomości, prowadzi do unieruchomienia, co zwiększa ryzyko powikłań, takich jak zakrzepica żył głębokich czy

⁵⁴ Varacallo MA, Luo TD, Johanson NA. Total Hip Arthroplasty Techniques. [Updated 2023 Aug 4]. In: StatPearls [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2026 Jan-

⁵⁵ Healy WL. Hip implant selection for total hip arthroplasty in elderly patients. Clin Orthop Relat Res. 2002 Dec;(405):54-64..

⁵⁶ Malviya A, Abdul N, Khanduja V. Outcomes Following Total Hip Arthroplasty: A Review of the Registry Data. Indian J Orthop. 2017 Jul-Aug;51(4):405-413..

⁵⁷ Davis KE, Ritter MA, Berend ME, Meding JB. The importance of range of motion after total hip arthroplasty. Clin Orthop Relat Res. 2007 Dec;465:180-4..

atrofia mięśni. Wczesna mobilizacja po zabiegu, wsparta rehabilitacją, pozwala na szybkie przywrócenie funkcji chodu, często już w pierwszej dobie po operacji. Pacjenci stopniowo wracają do normalnej aktywności, początkowo przy użyciu kul łokciowych, a następnie bez pomocy sprzętu ortopedycznego⁵⁸.

Znaczącym celem zabiegu jest poprawa jakości życia pacjenta. Przewlekły ból i ograniczenie ruchomości prowadzą do utraty niezależności, co jest szczególnie dotkliwe dla osób starszych. Alloplastyka umożliwia powrót do aktywności zawodowych, społecznych i rekreacyjnych, co pozytywnie wpływa na zdrowie psychiczne i samopoczucie pacjenta. Badania wskazują, że u pacjentów po THA obserwuje się poprawę w skalach jakości życia, takich jak SF-36, zwłaszcza w domenach funkcji fizycznej i bólu⁵⁹. W przypadku młodszych pacjentów zabieg pozwala na kontynuację aktywności fizycznej, choć z ograniczeniem sportów wysokoudarowych, takich jak bieganie czy sporty kontaktowe⁶⁰.

Dodatkowym celem alloplastyki jest zapobieganie dalszemu pogorszeniu stanu zdrowia pacjenta. Zaawansowane zmiany zwyrodnieniowe mogą prowadzić do deformacji stawu, skrócenia kończyny dolnej oraz przeciążania innych struktur układu ruchu, takich jak kręgosłup lędźwiowy czy staw kolanowy. Zabieg pozwala na wyrównanie długości kończyn oraz odtworzenie prawidłowej osi biomechanicznej, co zmniejsza ryzyko wtórnych uszkodzeń. Zastosowanie nowoczesnych technik oraz technik minimalnie inwazyjnych, takich jak np. miniinwazyjny dostęp przedni (*miniinvasive anterior approach*), ogranicza uraz tkanek miękkich, przyspiesza proces rekonwalescencji i redukuje ryzyko powikłań pooperacyjnych⁶¹.

Alloplastyka stawu biodrowego jest przeciwwskazana u pacjentów z aktywnymi infekcjami, ciężką niewydolnością krążeniowo-oddechową lub zaburzeniami krzepnięcia, które istotnie zwiększają ryzyko powikłań pooperacyjnych. W przypadku chorych z

⁵⁸ Ripoll S-Melchor J, Aldecoa CS, Fern Índez-Garc A R, Varela-Dur Ín M, Aracil-Escoda N, Garc A-Rodr Guez D, Cabezudo-de-la-Muela L, Hormaechea-Bolado LA, Nacarino-Alcorta B, Hoffmann R, Lorente JV, Ram Rez-Rodr Guez JM, Abad-Motos A; POWER2 Study Investigators Group for the Spanish Perioperative Audit and Research Network (RedGERM-SPARN). Early mobilization after total hip or knee arthroplasty: a substudy of the POWER.2 study. *Braz J Anesthesiol.* 2023 Jan-Feb;73(1):54-71.

⁵⁹ Rosenlund S, Broeng L, Holsgaard-Larsen A, Jensen C, Overgaard S. Patient-reported outcome after total hip arthroplasty: comparison between lateral and posterior approach. *Acta Orthop.* 2017 Jun;88(3):239-247..

⁶⁰ Arshi A, Hughes AJ, Robin JX, Parvizi J, Fillingham YA. Return to Sport After Hip and Knee Arthroplasty: Counseling the Patient on Resuming an Active Lifestyle. *Curr Rev Musculoskelet Med.* 2023 Aug;16(8):329-337.

⁶¹ Cheng T, Feng JG, Liu T, Zhang XL. Minimally invasive total hip arthroplasty: a systematic review. *Int Orthop.* 2009 Dec;33(6):1473-81..

rozległymi ubytkami kostnymi konieczne bywa zastosowanie niestandardowych implantów, co znacząco podnosi stopień złożoności procedury chirurgicznej⁶².

Rehabilitacja odgrywa kluczową rolę w osiągnięciu celów alloplastyki. Rozpoczyna się w pierwszej dobie po operacji i obejmuje ćwiczenia oddechowe, przeciwwzakrzepowe oraz stopniowe wzmacnianie mięśni. Długoterminowa rehabilitacja, trwająca od 3 do 6 miesięcy, jest niezbędna do utrzymania efektów zabiegu i zapobiegania powikłaniom, takim jak obluzowanie endoprotezy czy różnica długości kończyn⁶³.

Alloplastyka stawu biodrowego jest skuteczną metodą leczenia zaawansowanych schorzeń stawu biodrowego, takich jak koksartroza, pourazowe uszkodzenia czy choroby reumatyczne. Główne cele zabiegu obejmują eliminację bólu, przywrócenie ruchomości, poprawę zdolności lokomocyjnych oraz jakości życia pacjenta. Dzięki nowoczesnym materiałom i technikom operacyjnym, takim jak dostępy minimalnie inwazyjne, zabieg charakteryzuje się wysoką skutecznością i stosunkowo niskim ryzykiem powikłań. Kluczowym elementem sukcesu jest odpowiednio prowadzona rehabilitacja, która pozwala na pełne wykorzystanie potencjału endoprotezy.

1.2.2. Techniki chirurgiczne i rodzaje endoprotez

Skuteczność alloplastyki stawu biodrowego u pacjentów z różnymi typami sztywności połączenia miednica–kręgosłup zależy nie tylko od wyboru implantu, lecz przede wszystkim od konsekwentnego przełożenia planu funkcjonalnego na technikę operacyjną. W tej grupie chorych klasyczne, „statyczne” podejście do orientacji komponentów ustępuje miejsca koncepcji stref bezpieczeństwa definiowanych funkcjonalnie – tzn. z uwzględnieniem zmian pochylenia miednicy między pozycją stojącą a siedzącą, wartości kąta nachylenia kości krzyżowej (*ang. sacral slope*) oraz kompensacji w płaszczyźnie strzałkowej. W piśmiennictwie podkreśla się, że ocena ruchomości miednicy i kręgosłupa na zdjęciach stojąco-siedzących oraz zastosowanie prostych algorytmów klasyfikacyjnych (np. *Hip-Spine Classification*) pozwala przewidzieć kierunek ryzyka konfliktowania elementów endoprotezy i niestabilności, a następnie celowo skorygować docelową

⁶² Choe H, Indelli PF, Ricciardi B, Kim TY, Homma Y, Kigera J, Veloso Duran M, Khan T. What Are the Absolute Contraindications for Elective Total Knee or Hip Arthroplasty? *J Arthroplasty*. 2025 Feb;40(2S1):S45-S47..

⁶³ DiMonaco, M et al. “Rehabilitation after total hip arthroplasty: a systematic review of controlled trials on physical exercise programs.” *European journal of physical and rehabilitation medicine* 45 3 (2009): 303-17 .

antewersję i inklinację panewki⁶⁴. W praktyce klinicznej oznacza to, że u chorych ze sztywną miednicą (np. po zespoleniach lędźwiowych) dąży się do zwiększenia antewersji funkcjonalnej panewki, natomiast u pacjentów z hipermobilnością unika się jej nadmiaru, by nie prowokować konfliktu tylnego w zgięciu.

Wybór dostępu operacyjnego ma znaczenie zwłaszcza tam, gdzie biomechanika kompleksu miednica–kręgosłup jest zaburzona. Liczne metaanalizy i duże serie przypadków klinicznych wykazały, że wcześniejsze usztywnienie odcinka lędźwiowego istotnie zwiększa ryzyko zwichnięcia po pierwotnej alopłastyce biodra⁶⁵. W tej szczególnej populacji dostęp przedni (direct anterior approach, DAA) wiązał się w analizach kohortowych z mniejszym odsetkiem zwichnięć niż dostęp przednio-boczny czy tylny, choć samo ryzyko nie znika i pozostaje wrażliwe na dokładność ustawienia komponentów⁶⁶. Ujęcie bardziej populacyjne potwierdza, że dostępy przednie i boczne mogą częściowo niwelować ryzyko zwichnięcia u chorych po zespoleniach lędźwiowych, ale ich zastosowanie również nie zastąpi prawidłowej wersji i inklinacji panewki ani właściwego doboru geometrii po stronie udowej⁶⁷. Jeżeli stosuje się dostęp tylny, naprawa tkanek miękkich – w tym torebki stawowej i rotatorów krótkich – powinna być prowadzona rutynowo, ponieważ wykazano, że zmniejsza wczesne zwichnięcia w porównaniu z brakiem naprawy⁶⁸. Warto zwrócić uwagę, że różnice między poszczególnymi technikami szycia (np. transkostne vs „side-to-side”) mają mniejsze znaczenie niż sam fakt odtworzenia ciągłości tkanek.

Precyzja pozycjonowania komponentów ma kluczowe znaczenie, gdy dynamiczne ustawienie miednicy odbiega od typowego. Nawigacja komputerowa – zarówno systemy obrazowo-zależne (CT-based), jak i bezobrazowe – ogranicza liczbę wyników znacząco odstających od reszty względem techniki „z wolnej ręki” i poprawia zgodność z założonym

⁶⁴ Zagra L, Benazzo F, Dallari D, Falez F, Solarino G, D'Apolito R, Castelli CC. Current concepts in hip-spine relationships: making them practical for total hip arthroplasty. *EFORT Open Rev.* 2022 Jan 11;7(1):59-69..

⁶⁵ Huppert A, Ambrosio L, Nwosu K, Pico A, Russo F, Vadalà G, Papalia R, Denaro V. Previous lumbar spine fusion increases the risk of dislocation following total hip arthroplasty in patients with hip-spine syndrome: a systematic review and meta-analysis. *BMC Musculoskelet Disord.* 2024 Sep 13;25(1):732.

⁶⁶ Iturregui JM, Sebro R, Baranek M, Garner HW, Stanborough RO, Goulding KA, Ledford CK, Wilke BK. Direct anterior approach associated with lower dislocation risk after primary total hip arthroplasty in patients with prior lumbar spine fusion. *Hip Int.* 2023 Nov;33(6):1043-1048.

⁶⁷ Huebschmann NA, Lawrence KW, Robin JX, Rozell JC, Hepinstall MS, Schwarzkopf R, Aggarwal VK. Does Surgical Approach Affect Dislocation Rate After Total Hip Arthroplasty in Patients Who Have Prior Lumbar Spinal Fusion? A Retrospective Analysis of 16,223 Cases. *J Arthroplasty.* 2024 Sep;39(9 Suppl 2):S306-S313..

⁶⁸ Tarasevicius S, Robertsson O, Wingstrand H. Posterior soft tissue repair in total hip arthroplasty: a randomized controlled trial. *Orthopedics.* 2010 Dec 1;33(12):871.

celem w zakresie antewersji panewki oraz różnicy długości kończyn⁶⁹. Choć wyniki co do istotnego zmniejszenia odsetka zwichnięć jako twardego punktu końcowego są niejednoznaczne, przewaga nawigacji w realizacji planu funkcjonalnego jest dobrze udokumentowana. W konsekwencji należy traktować technologię jako narzędzie „kontroli jakości” – szczególnie przy skrajnych fenotypach, gdzie kilka stopni dodatkowej antewersji lub 2–3 mm różnicy offsetu może przesądzić o stabilności.

Dobór konstrukcji panewki i wkładki powinien wynikać z oceny ryzyka niestabilności funkcjonalnej. U chorych z ograniczoną zmianą pochylenia miednicy przy siadaniu (sztywność) rotacja miednicy nie „oddaje” potrzebnego zakresu bezpieczeństwa przed konfliktowaniem tylnym podczas zgięcia; w takich przypadkach rozsądnym wyborem są panewki dwumobilne (*ang. dual-mobility*), (DM), które zwiększają efektywną średnicę głowy i zakres ruchu przed podwichnięciem. Systematyczne przeglądy i dane rejestrowe wykazały, że DM w pierwotnej alloplastyce redukują odsetek zwichnięć i rewizji z ich powodu w porównaniu z klasycznymi wkładkami, również bez wzrostu ogólnej częstości rewizji⁷⁰. W rewizjach, gdzie znaczące jest ryzyko niestabilności, wyniki dużych serii potwierdzają niskie odsetki zwichnięć oraz rzadkie przypadki charakterystycznego dla DM zjawiska „intraprosthetic dislocation”, o ile zachowane są właściwe relacje głowa–szyjka i prawidłowe osadzenie elementów⁷¹. Alternatywą pozostają wkładki związane (CL), stosowane jako rozwiązanie ratunkowe w niestabilności na tle niewydolności odwodzicieli, znacznych ubytków tkanek miękkich lub nawrotowych zwichnięć. Należy jednak pamiętać, że przeglądy systematyczne odnotowują po CL wyższy odsetek powikłań i reoperacji (w tym zwichnięć) niż w grupach porównawczych, co sprawia, że DM zwykle wyprzedzają CL w algorytmach postępowania, jeśli anatomia na to pozwala¹⁴

Istotnym parametrem pozostaje dobór średnicy głowy i kształtu wkładki. Zwiększenie średnicy (32–36 mm) podnosi kąt przedkonfliktowy i margines stabilności, ale wymaga kontroli grubości polietylenu i kompatybilności z platformą panewki. Wkładki z podniesionym rantem mogą ograniczać podwichnięcia przy specyficznych wektorach konfliktu, lecz nie kompensują błędów w wersji panewki ani niewystarczającego offsetu komponentu udowego. W fenotypie „sztywnego kręgosłupa” preferencja dla DM lub –

⁶⁹ Xu K, Li YM, Zhang HF, Wang CG, Xu YQ, Li ZJ. Computer navigation in total hip arthroplasty: a meta-analysis of randomized controlled trials. *Int J Surg*. 2014;12(5):528-33.

⁷⁰ Jonker RC, van Beers LWAH, van der Wal BCH, Vogely HC, Parratte S, Castelein RM, Poolman RW. Can dual mobility cups prevent dislocation without increasing revision rates in primary total hip arthroplasty? A systematic review. *Orthop Traumatol Surg Res*. 2020 May;106(3):509-517

⁷¹ Wegrzyn J, Tebaa E, Jacquel A, Carret JP, Béjui-Hugues J, Pibarot V. Can Dual Mobility Cups prevent Dislocation in All Situations After Revision Total Hip Arthroplasty? *J Arthroplasty*. 2015 Apr;30(4):631-40.

przy klasycznym łożysku – dla głów 36 mm jest dobrze umotywowana, o ile nie pociąga za sobą nieakceptowalnego zmniejszenia grubości wkładki⁷².

Po stronie udowej kluczowe są odtworzenie, a w wybranych sytuacjach celowe zwiększenie offsetu oraz świadome ustawienie wersji trzonu. Badania kliniczne na dużych kohortach wysokiego ryzyka (w tym z komponentą sztywności lędźwiowej) wykazały, że trzpienie „high-offset” zmniejszają ryzyko zwichnięcia i zwiększają zakres ruchu przed konfliktem kostnym; model konfliktowania sugeruje wzrost dostępnego zakresu o około 5° na każdy dodatkowy 1 mm offsetu⁷³. Jednocześnie współczesne analizy RSA nie potwierdzają zwiększonej migracji trzonów o wysokim offsecie względem standardowych odpowiedników, o ile uzyskano stabilność pierwotną osadzenia; obserwacja kliniczna pokazuje typowy wzorec wczesnego osiadania z dalszą stabilizacją⁷⁴. Wybór osadzenia cementowego lub bezcementowego powinien pozostać podporządkowany jakości kości i profilowi chorego: cement w grupach osteoporotycznych redukuje złamania okołoprotezowe, natomiast porowate powierzchnie bezcementowe pozostają standardem u młodszych z dobrą jakością tkanki kostnej. W odniesieniu do ryzyka niestabilności funkcjonalnej sama metoda osadzenia ma jednak mniejsze znaczenie niż geometria i orientacja komponentów.

Kwestie tribologiczne powinny wspierać strategię stabilności, a nie ją ograniczać. Współczesne, silnie usieciowane polietyleny (HXLPE), w tym modyfikowane witaminą E, pozwalają bezpiecznie stosować większe głowy bez istotnego zwiększenia zużycia, co potwierdzają wieloletnie prospektywne obserwacje międzynarodowe. Dziesięcioletnie wyniki dotyczące wkładek HXLPE z witaminą E wskazują na mniejszą penetrację głowy i zachowanie właściwości mechanicznych, przy porównywalnych wynikach klinicznych względem standardowych HXLPE, a łączne tempo zużycia obu rozwiązań mieści się poniżej progu osteolizy⁷⁵. Ceramika (CoC, CoP) pozostaje wartościową alternatywą

⁷² Patil N, Deshmane P, Deshmukh A, Mow C. Dual Mobility in Total Hip Arthroplasty: Biomechanics, Indications and Complications-Current Concepts. *Indian J Orthop.* 2021 Oct 13;55(5):1202-1207.

⁷³ Vigdorchik JM, Sharma AK, Elbuluk AM, Carroll KM, Mayman DJ, Lieberman JR. High Offset Stems Are Protective of Dislocation in High-Risk Total Hip Arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2021 Jan;36(1):210-216.

⁷⁴ Reiner T, Sonntag R, Kretzer JP, Clarius M, Jakubowitz E, Weiss S, Kinkel S, Walker T, Gotterbarm T, Nees TA. A high offset stem design does not increase stem migration under full weight bearing in cementless total hip arthroplasty: a model-based RSA study. *Arthroplasty.* 2025 Feb 4;7(1):7.

⁷⁵ Nepple CM, Blackburn AZ, Feder OI, Prasad AK; Writing Committee; Bedair HS. Minimum 10-Y Follow-Up of Vitamin-E-Diffused Highly Crosslinked Polyethylene Liners in Total Hip Arthroplasty: A Comparative Evaluation From a Prospective, International, Multicenter Cohort Study. *J Arthroplasty.* 2025 Mar;40(3):718-724

w sytuacjach dążenia do minimalizacji ścierania, choć przy doborze systemów DM należy liczyć się z ograniczeniami kompatybilności.

Przekładając te zasady na decyzje śródoperacyjne, należy pamiętać, że panewkę pozycjonuje się względem miednicy zdefiniowanej funkcjonalnie – w odniesieniu do płaszczyzny przedniej miednicy oraz wartości kąta nachylenia kości krzyżowej – a nie wyłącznie względem płaszczyzny stołu operacyjnego. Konieczne są dynamiczne testy stabilności i konfliktowania (w zgięciu, rotacjach, przywiedzeniu/odwiedzeniu) symulujące codzienne czynności w pozycji, w której ryzyko konfliktu jest największe dla danego fenotypu. Jeżeli warunki anatomiczne lub preferencje zespołu każą rozważać dostęp tylny, systematyczna rekonstrukcja torebki stawowej i rotatorów krótkich powinna być elementem schematu postępowania, a w grupach wysokiego ryzyka – rozważyć należy DM jako „zapas stabilności” wobec ograniczonej kompensacji po stronie miednicy. W fenotypie hipermobilności bardziej opłacalne bywa osiągnięcie wolnego od konfliktowania zakresu ruchomości poprzez offset i wersję trzonu oraz dobór głowy, niż agresywne zwiększanie antewersji panewki, które może przynieść efekt odwrotny do zamierzonego⁷⁶.

Technologie wspomagające – nawigacja bazująca na tomografii komputerowej, systemy bezobrazowe czy robotyka – nie są substytutem planowania, ale umożliwiają jego konsekwentną realizację i powtarzalność. Szczególnie w przypadkach sztywności, gdzie niewielki błąd kąta może multiplikować się wskutek braku kompensacji miednicy, standaryzacja ustawienia i kontrola jakości wykonania przekładają się na mniejszą zmienność i bardziej przewidywalny przebieg pooperacyjny⁷⁷. Suma tych elementów – dobór dostępu, świadoma orientacja panewki, przemyślana geometria po stronie udowej, poprawna rekonstrukcja tkanek miękkich oraz rozsądny wybór łożyska (często DM w grupach wysokiego ryzyka) – stanowi praktyczny trzon współczesnej techniki chirurgicznej w alloplastyce biodra u chorych z nieprawidłową ruchomością połączenia miednica–kręgosłup.

⁷⁶ Ambrus R, Douša P, Almási J, Šteňo B. Current Concepts in Diagnosis and Management of Patients Undergoing Total Hip Replacement with Concurrent Disorders of Spinopelvic Anatomy: A Narrative Review. *Medicina (Kaunas)*. 2023 Sep 3;59(9):1591.

⁷⁷ Migliorini F, Cuozzo F, Oliva F, Eschweiler J, Hildebrand F, Maffulli N. CT-based navigation for total hip arthroplasty: a meta-analysis. *Eur J Med Res*. 2023 Oct 18;28(1):443.

1.2.3. Powikłania po THA – obluzowanie, zwichnięcie, zużycie implantu

Całkowita alloplastyka stawu biodrowego (*THA*, ang. *Total Hip Arthroplasty*) jest zaawansowanym zabiegiem chirurgicznym stosowanym w leczeniu ciężkich schorzeń stawu biodrowego, takich jak choroba zwyrodnieniowa, reumatoidalne zapalenie stawów, jałowa martwica głowy kości udowej czy złamania obejmujące struktury stawowe. Procedura polega na zastąpieniu uszkodzonych elementów – głowy kości udowej oraz panewki – sztucznymi komponentami, których zadaniem jest odtworzenie biomechaniki stawu jak najbardziej zbliżonej do prawidłowej oraz eliminacja dolegliwości bólowych. Skuteczność THA zależy od wielu czynników, w tym techniki operacyjnej, rodzaju zastosowanej endoprotezy oraz indywidualnych cech pacjenta, takich jak wiek, poziom aktywności fizycznej czy jakość tkanki kostnej. Rozwój współczesnych technik chirurgicznych oraz dostępność różnorodnych implantów umożliwiają indywidualizację podejścia terapeutycznego, co przyczynia się do minimalizacji ryzyka powikłań i poprawy długoterminowych wyników funkcjonalnych.

Techniki operacyjne stosowane w THA różnią się przede wszystkim rodzajem dostępu chirurgicznego, który determinuje zakres uszkodzenia tkanek miękkich, czas rekonwalescencji oraz ryzyko powikłań, takich jak zwichnięcia czy infekcje. Do najczęściej stosowanych należą: dostęp przedni (*Direct Anterior Approach, DAA*), boczny (*lateral*) oraz tylnoboczny (*postero-lateral*). Każdy z nich posiada charakterystyczne zalety i ograniczenia, a wybór odpowiedniej metody zależy od doświadczenia operatora, indywidualnej anatomii pacjenta oraz wskazań klinicznych.

Dostęp przedni w ostatnich latach zyskał szczególną popularność ze względu na swój minimalnie inwazyjny charakter. Uzyskanie dostępu do stawu odbywa się w tym przypadku poprzez delikatne rozwarstwienie mięśni, bez konieczności ich przecinania, co ogranicza uraz tkanek miękkich i przyspiesza powrót pacjenta do sprawności. Badania wskazują, że metoda ta wiąże się z niższym ryzykiem zwichnięcia endoprotezy – poniżej 1% – w porównaniu do 2–4% obserwowanych przy zastosowaniu innych dostępów chirurgicznych⁷⁸. Pacjenci operowani z wykorzystaniem dostępu przedniego często wymagają krótszej hospitalizacji i szybciej odzyskują zdolność samodzielnego poruszania się. Należy jednak podkreślić, że technika ta wymaga dużego doświadczenia operatora oraz specjalistycznego instrumentarium, co może ograniczać jej dostępność w ośrodkach o

⁷⁸ Connolly KP, Kamath AF. Direct anterior total hip arthroplasty: Comparative outcomes and contemporary results. *World J Orthop.* 2016 Feb 18;7(2):94-101.

mniejszym stopniu zaawansowania. Ponadto u pacjentów z otyłością lub nietypową anatomią biodra dostęp przedni bywa technicznie trudniejszy do wykonania.

Dostęp boczny, określany również jako *Hardinge approach*, jest również jedną z najczęściej stosowanych technik w THA, głównie ze względu na doskonałą ekspozycję pola operacyjnego, co ułatwia precyzyjne osadzenie implantów. Procedura ta wymaga jednak przecięcia przynajmniej części mięśni odwodzicieli, w tym mięśnia pośladkowego średniego, co może skutkować przejściowym osłabieniem tych struktur i wydłużeniem procesu rehabilitacji. Pomimo tej niedogodności dostęp boczny jest uznawany za metodę bezpieczną i wszechstronną, szczególnie w przypadku standardowych zabiegów pierwotnych. Ryzyko zwichnięcia w tej technice określane jest jako umiarkowane, a zastosowanie odpowiednich metod szycia i stabilizacji tkanek miękkich pozwala dodatkowo je ograniczyć⁷⁹.

Dostęp tylny-boczny jest stosowany najczęściej, ponadto jest to dostęp pierwszego wyboru w zabiegach rewizyjnych lub u pacjentów z nietypową anatomią. Polega na przecięciu mięśni rotatorów zewnętrznych, co zwiększa ryzyko zwichnięcia endoprotezy, szczególnie tylnego, w okresie pooperacyjnym. Współczesne modyfikacje tej techniki, takie jak rekonstrukcja torebki stawowej, pozwoliły na obniżenie ryzyka zwichnięć do poziomu porównywalnego z innymi dostęпами⁸⁰. Niemniej jednak, przestrzeganie ścisłych zaleceń pooperacyjnych – takich jak unikanie zgięcia stawu biodrowego powyżej 90° czy wykonywania rotacji wewnętrznej – stanowi kluczowy element w profilaktyce powikłań.

Wybór techniki chirurgicznej wywiera istotny wpływ na stabilność implantu oraz ryzyko wystąpienia komplikacji. Współczesne rozwiązania technologiczne, takie jak nawigacja komputerowa czy systemy robotyczne, umożliwiają wyjątkowo precyzyjne osadzenie komponentów endoprotezy, co znacząco redukuje ryzyko nieprawidłowego ustawienia panewki bądź trzpienia – uznawanego za jeden z głównych czynników sprzyjających zwichnięciom i przedwczesnemu zużyciu implantu. Ponadto zastosowanie technologii druku 3D w planowaniu przedoperacyjnym pozwala na przygotowanie implantów indywidualnie dopasowanych do warunków anatomicznych pacjenta, co nabiera szczególnego znaczenia w przypadku złożonych deformacji kostnych⁸¹.

⁷⁹ Supra R, Supra R, Agrawal DK. Surgical Approaches in Total Hip Arthroplasty. J Orthop Sports Med. 2023;5(2):232-240.

⁸⁰ Biedermann R, Tonin A, Krismer M, Rachbauer F, Eibl G, Stöckl B. Reducing the risk of dislocation after total hip arthroplasty: the effect of orientation of the acetabular component. J Bone Joint Surg Br. 2005 Jun;87(6):762-9.

⁸¹ Kumar P, Vatsya P, Rajnish RK, Hooda A, Dhillon MS. Application of 3D Printing in Hip and Knee Arthroplasty: A Narrative Review. Indian J Orthop. 2020 Oct 6;55(Suppl 1):14-26.

Endoprotezy stawu biodrowego różnią się pod względem konstrukcji, sposobu mocowania oraz materiałów, z których są wykonane. Główne kategorie to endoprotezy cementowane, bezcementowe i hybrydowe, a wybór odpowiedniego typu zależy od wieku pacjenta, jakości kości, poziomu aktywności oraz oczekiwań funkcjonalnych.

Endoprotezy cementowane wykorzystują polimetakrylan metylu (cement kostny) do mocowania trzpienia i panewki do kości. Są one preferowane u pacjentów starszych (powyżej 65 lat) lub z osłabioną strukturą kostną, np. w przebiegu osteoporozy. Cement zapewnia natychmiastową stabilność mechaniczną, co pozwala na szybkie obciążanie kończyny po zabiegu. Jednak przeżywalność tych implantów może być ograniczona, ze względu na ryzyko aseptycznego obluzowania wynikającego z degradacji cementu w obserwacjach znacznie powyżej 20 lat⁸². Współczesne cementy kostne często zawierają antybiotyki, takie jak gentamycyna, które zmniejszają ryzyko infekcji okołoprotezowych.

Endoprotezy bezcementowe działają na zasadzie biologicznego zrostu implantu z kością. Trzpień umieszczany jest w kanale szpikowym kości udowej poprzez mechaniczne wklejanie, natomiast panewka mocowana jest metodą *press-fit* lub wkręcana. Powierzchnie implantów pokrywa się materiałami takimi jak hydroksyapatyt czy porowaty tytan, które sprzyjają osteointegracji. Endoprotezy bezcementowe preferowane są u młodszych, bardziej aktywnych pacjentów, gdyż zapewniają lepszą długoterminową stabilność oraz wiążą się z mniejszym ryzykiem obluzowania w porównaniu z protezami cementowanymi⁸³. Wadą endoprotez bezcementowych jest zwieszone ryzyko powikłań w szczególności u pacjentów ze słabej jakości kośćmi, co najczęściej jest wynikiem słabej osteointegracji.

Endoprotezy hybrydowe łączą cechy obu systemów: jedna część implantu (najczęściej panewka) mocowana jest przy użyciu cementu kostnego, natomiast druga (zazwyczaj trzpień) osadzana jest w sposób bezcementowy. Rozwiązanie to znajduje zastosowanie w przypadkach, gdy jakość tkanki kostnej jest zróżnicowana w różnych obszarach stawu, co pozwala zoptymalizować stabilność implantu. Endoprotezy hybrydowe są szczególnie przydatne u pacjentów w średnim wieku, u których proces osteointegracji jest możliwy, lecz struktura kości nie jest w pełni idealna.

⁸² Okutani Y, Goto K, Kuroda Y, Kawai T, Okuzu Y, Kawata T, Shimizu Y, Matsuda S. Long-term outcome of cemented total hip arthroplasty with the Charnley-type femoral stem made of titanium alloy. *J Orthop Sci.* 2019 Nov;24(6):1047-1052.

⁸³ Mahamid, A., Yassin, M., Habiballa, B., Natsheh, M., Murad, H., Qassem, K., Robinson, D., Haviv, B., Yassin, A., & Khatib, M. (2026). Perioperative Outcomes of Cemented vs Cementless Total Hip Arthroplasty: A National Inpatient Sample Study of 81,668 Elective Procedures. *Journal of Clinical Medicine*, 15(9), 3292

Materiały stosowane w endoprotezach obejmują różne kombinacje ceramiki, metali (takich jak stopy kobaltu–chromu czy tytanu) oraz wysoko usieciowanego polietylenu. Nowoczesne implanty ceramiczne wyróżniają się wysoką odpornością na zużycie i ograniczoną produkcją drobin, co zmniejsza ryzyko wystąpienia reakcji zapalnych i osteolizy⁸⁴.

Endoprotezy dwumobilne, z dodatkową powierzchnią ruchomą między głową a panewką, zwiększają zakres ruchu i zmniejszają ryzyko zwichnięcia, co jest szczególnie istotne u aktywnych pacjentów.

Kapoplastyka (np. *Birmingham Hip Resurfacing*) to technika oszczędzająca kość, przeznaczona dla młodszych pacjentów z dobrą jakością kości, umożliwiająca powrót do aktywności sportowej. Jednak jej zastosowanie jest ograniczone ze względu na ryzyko powikłań, takich jak reakcje na jony metalu⁸⁵.

Mimo wysokiej skuteczności THA, zabieg niesie ryzyko powikłań, które mogą znacząco wpłynąć na wyniki leczenia i jakość życia pacjenta. Do najczęstszych powikłań ortopedycznych należą obluzowanie i zwichnięcie endoprotezy, zużycie implantu oraz zakażenie. Ich występowanie zależy od wielu czynników, w tym techniki chirurgicznej, typu endoprotezy, przestrzegania zaleceń pooperacyjnych oraz stanu ogólnego pacjenta.

Zwichnięcie endoprotezy, czyli przemieszczenie głowy implantu poza panewkę, jest jednym z najczęstszych wczesnych powikłań, występującym u 2–4% pacjentów przy klasycznych dostęпах i poniżej 1% przy DAA⁸⁶. Zwichnięcie endoprotezy biodra objawia się nagłym bólem, uczuciem przeskoczenia w stawie, skróceniem kończyny oraz znacznym ograniczeniem ruchomości. Do głównych przyczyn tego powikłania należą: nieprawidłowe ustawienie komponentów implantu (np. zbyt pionowe ustawienie panewki), osłabienie mięśni stabilizujących staw oraz nieprzestrzeganie zaleceń pooperacyjnych, takich jak unikanie zgięcia biodra powyżej 90° czy rotacji wewnętrznej. Ryzyko zwichnięcia jest szczególnie podwyższone w przypadku zastosowania dostępu tylnego, u pacjentów z wiotkością mięśniową oraz w przebiegu chorób neurologicznych, m.in. choroby Parkinsona.

⁸⁴ Lachiewicz PF, Kleeman LT, Seyler T. Bearing Surfaces for Total Hip Arthroplasty. *J Am Acad Orthop Surg.* 2018 Jan 15;26(2):45-57.

⁸⁵ McMinn DJ, Daniel J, Ziaee H, Pradhan C. Indications and results of hip resurfacing. *Int Orthop.* 2011 Feb;35(2):231-7.

⁸⁶ Leichtle UG, Leichtle CI, Taslaci F, Reize P, Wünschel M. Dislocation after total hip arthroplasty: risk factors and treatment options. *Acta Orthop Traumatol Turc.* 2013;47(2):96-103.

Leczenie pierwotnego zwichnięcia polega na nastawieniu stawu w warunkach szpitalnych, zwykle w znieczuleniu ogólnym. W przypadku nawrotowych zwichnięć konieczne może być przeprowadzenie operacji rewizyjnej, obejmującej wymianę komponentów na bardziej stabilne – np. z większym offsetem lub z wykorzystaniem bardziej stabilnego systemu. Profilaktyka zwichnięć opiera się na starannym planowaniu przedoperacyjnym, zastosowaniu nowoczesnych technik chirurgicznych oraz edukacji pacjenta w zakresie bezpiecznych wzorców ruchowych i pozycji ciała⁸⁷. Na przykład, zaleca się unikanie siadania na niskich krzesłach, krzyżowania nóg oraz nadmiernych rotacji przez co najmniej 3–6 miesięcy po zabiegu.

Zużycie implantu jest długoterminowym powikłaniem, które może prowadzić do konieczności rewizji endoprotezy po 10–20 latach od zabiegu. Proces ten wynika z mechanicznego ścierania powierzchni stawowych, szczególnie w przypadku wkładek polietylenowych współpracujących z głowami metalowymi lub ceramicznymi. Drobin polietylenu mogą wywoływać reakcję zapalną w otaczających tkankach, prowadząc do osteolizy i aseptycznego obluzowania. Objawy obejmują narastający ból, ograniczenie ruchomości oraz zmiany radiologiczne, takie jak strefy lizy kostnej wokół implantu⁸⁸.

Nowoczesne materiały, takie jak wysoko usieciowany polietylen czy ceramika, znacząco zmniejszają tempo zużycia, wydłużając żywotność implantów do 25–30 lat a czasami i więcej. Czynniki przyspieszające zużycie to nadmierna masa ciała, intensywna aktywność fizyczna oraz nieprawidłowe ustawienie komponentów. Zapobieganie obejmuje odpowiedni dobór materiałów, precyzyjne osadzenie implantu oraz edukację pacjenta w zakresie unikania przeciążeń, takich jak sporty kontaktowe. Regularne badania kontrolne, w tym RTG, pozwalają na wczesne wykrycie zużycia i podjęcie decyzji o rewizji⁸⁹.

Obluzowanie endoprotezy może być aseptyczne lub septyczne. Aseptyczne obluzowanie wynika z zużycia implantu, reakcji organizmu na obecność ciała obcego lub osłabienia struktury kostnej. Septyczne obluzowanie jest związane z infekcją okołoprotezową, która stanowi jedno z najpoważniejszych powikłań, wymagających często

⁸⁷ Nicolau C, Mendes L, Ciriaco M, Ferreira B, Baixinho CL, Fonseca C, Ferreira R, Sousa L. Educational Intervention in Rehabilitation to Improve Functional Capacity after Hip Arthroplasty: A Scoping Review. *J Pers Med*. 2022 Apr 19;12(5):656.

⁸⁸ Merola M, Affatato S. Materials for Hip Prostheses: A Review of Wear and Loading Considerations. *Materials* (Basel). 2019 Feb 5;12(3):495.

⁸⁹ Ghadirinejad K, Day CW, Milimonfared R, Taylor M, Solomon LB, Hashemi R. Fretting Wear and Corrosion-Related Risk Factors in Total Hip Replacement: A Literature Review on Implant Retrieval Studies and National Joint Replacement Registry Reports. *Prosthesis*. 2023; 5(3):774-791.

dwuetapowej rewizji: usunięcia implantu, leczenia infekcji, a następnie wszczepienia nowego. Objawy obejmują ból, ograniczenie ruchomości oraz zmiany radiologiczne, takie jak linie przejaśnienia wokół implantu. Ryzyko obluzowania jest wyższe u pacjentów z chorobami współistniejącymi, takimi jak cukrzyca czy reumatoidalne zapalenie stawów⁹⁰.

Zapobieganie obluzowaniu opiera się na starannym planowaniu zabiegu, doborze odpowiedniego typu endoprotezy oraz kompleksowej rehabilitacji, która wzmacnia mięśnie stabilizujące staw. W przypadku endoprotez bezcementowych kluczowe jest zapewnienie odpowiedniego podejścia rehabilitanta do ćwiczenia kończyny w początkowym okresie. Leczenie obluzowania zwykle wymaga rewizji, która jest bardziej skomplikowana niż zabieg pierwotny, ze względu na utratę masy kostnej⁹¹.

Całkowita alloplastyka stawu biodrowego jest skuteczną metodą leczenia, która znacząco poprawia jakość życia pacjentów. Wybór odpowiedniej techniki chirurgicznej i typu endoprotezy odgrywa kluczową rolę w minimalizacji ryzyka powikłań, takich jak zwichnięcie, zużycie implantu czy obluzowanie. Nowoczesne technologie, takie jak dostęp przedni, endoprotezy z artykulacją ceramiczną czy systemy nawigacji śródoperacyjnej, przyczyniają się do poprawy wyników leczenia. Kompleksowa rehabilitacja i edukacja pacjenta są niezbędne dla optymalizacji wyników funkcjonalnych i zapobiegania powikłaniom.

1.3. Połączenie miednica–kręgosłup: zależność funkcjonalna

1.3.1. Parametry kątowe (np. *pelvic tilt*, *sacral slope*, *pelvic incidence*)

Zależność funkcjonalna między miednicą a kręgosłupem stanowi fundamentalny element biomechaniczny określający efektywność postawy człowieka i minimalizację wydatku energetycznego⁹². Parametry kątowe kompleksu miedniczo-kręgosłupowego, w tym przede wszystkim ***pelvic incidence (PI)***, ***pelvic tilt (PT)*** oraz ***sacral slope (SS)***, pełnią zasadniczą rolę w analizie złożonej relacji biomechanicznej pomiędzy miednicą a kręgosłupem. Te wzajemnie powiązane wskaźniki umożliwiają precyzyjną ocenę strzałkowego wyważenia postawy ciała, pozwalając na identyfikację kompensacyjnych adaptacji układu mięśniowo-szkieletowego oraz ocenę ryzyka rozwoju patologii osi

⁹⁰ Tsikopoulos K, Meroni G. Periprosthetic Joint Infection Diagnosis: A Narrative Review. *Antibiotics* (Basel). 2023 Sep 27;12(10):1485.

⁹¹ Kenney C, Dick S, Lea J, Liu J, Ebraheim NA. A systematic review of the causes of failure of Revision Total Hip Arthroplasty. *J Orthop*. 2019 May 2;16(5):393-395.

⁹² Mehta VA, Amin A, Omeis I, Gokaslan ZL, Gottfried ON. Implications of spinopelvic alignment for the spine surgeon. *Neurosurgery*. 2012;70(3):707-721.

kręgosłupa. Ich integracyjna interpretacja stanowi fundament współczesnych strategii diagnostycznych i terapeutycznych w leczeniu zaburzeń strzałkowej równowagi⁹³. Te trzy podstawowe parametry geometryczne, będące wzajemnie powiązane, dostarczają statycznej reprezentacji morfologii miednicy oraz jej orientacji przestrzennej⁹⁴.

Pelvic incidence (PI), czyli kąt nachylenia miednicy, uznawany jest za najistotniejszy z parametrów kompleksu miedniczo-kręgosłupowego, gdyż determinuje indywidualną geometrię połączenia miednica–kręgosłup. Wyróżnia się on niezmiennością po osiągnięciu dojrzałości kostnej, co czyni go wartością anatomicznie stałą w życiu dorosłym. PI stanowi podstawę dla oceny pozostałych parametrów strzałkowych i ma kluczowe znaczenie w planowaniu korekcji deformacji kręgosłupa oraz w prognozowaniu kompensacyjnych możliwości układu mięśniowo-szkieletowego⁹⁵. Parametr ten definiuje się jako kąt pomiędzy linią prostopadłą do górnej płytki końcowej kości krzyżowej w jej punkcie środkowym a linią łączącą ten punkt z centrum głów kości udowych (oś *bicoxofemoral*).⁹⁶ Wartość PI pozostaje niezmienna dla danej osoby po zakończeniu wzrostu, co czyni go parametrem anatomicznym niezależnym od orientacji przestrzennej miednicy⁹⁷.

Zakres wartości normalnych PI wynosi od 33° do 85° w populacji zdrowej, przy średniej wartości około 55° ± 10°⁹⁸. Ta znaczna zmienność międzysobnicza może odzwierciedlać zarówno uwarunkowania genetyczne, jak i adaptacje funkcjonalne związane z bipedalizmem⁹⁹. Badania populacyjne wskazują na różnice rasowe i etniczne w

⁹³ Ghandhari H, Ameri Mahabadi M, Nikouei F, Sabbaghan S, Azizi A, Mirzaei A, Givchian B. The Role of Spinopelvic Parameters in Clinical Outcomes of Spinal Osteotomies in Patients with Sagittal Imbalance. *Arch Bone Jt Surg*. 2018 Jul;6(4):324-330.

⁹⁴ Le Huec JC, Aunoble S, Philippe L, Nicolas P. Pelvic parameters: origin and significance. *Eur Spine J*. 2011 Sep;20 Suppl 5(Suppl 5):564-71.

⁹⁵ Celestre PC, Dimar JR 2nd, Glassman SD. Spinopelvic Parameters: Lumbar Lordosis, Pelvic Incidence, Pelvic Tilt, and Sacral Slope: What Does a Spine Surgeon Need to Know to Plan a Lumbar Deformity Correction? *Neurosurg Clin N Am*. 2018 Jul;29(3):323-329..

⁹⁶ Bao T, Wang C, Wang Y, Wang T, Zhang Q, Gao F, Liu H, Tao X, Gao G, Zhang T, Yang W, Zhao K. Relationship between paravertebral muscle degeneration and spinal-pelvic sagittal parameters in patients with lumbar disc herniation. *Sci Rep*. 2024 Jan 2;14(1):192.

⁹⁷ Chen HF, Zhao CQ. Pelvic incidence variation among individuals: functional influence versus genetic determinism. *J Orthop Surg Res*. 2018 Mar 20;13(1):59..

⁹⁸ A. Prasetya, D. Nabih, A. Santoso, J. Jamari, T. Winarni, Analyzing spinopelvic parameter differences between standing and supine position, *Journal of Musculoskeletal Surgery and Research*, vol. 9, 2025, s. 11-27.

⁹⁹ Morimoto T, Kobayashi T, Tsukamoto M, Hirata H, Yoshihara T, Toda Y, Mawatari M. Hip–Spine Syndrome: A Focus on the Pelvic Incidence in Hip Disorders. *Journal of Clinical Medicine*. 2023;12(5):2034.

wartościach PI, przy czym populacja azjatycka wykazuje nieco niższe średnie wartości w porównaniu do populacji kaukaskiej czy afroamerykańskiej¹⁰⁰.

Wysoki PI wiąże się z większym nachyleniem kości krzyżowej i głębszą lordozą lędźwiową, podczas gdy niski PI odpowiada bardziej płaskiej kości krzyżowej i zmniejszonej lordozie¹⁰¹. Ten podstawowy związek określa zdolność kręgosłupa do osiągnięcia równowagi strzałkowej i stanowi fundament dla planowania chirurgicznego w deformacjach kręgosłupa¹⁰².

Sacral slope (nachylenie kości krzyżowej) przedstawia kąt nachylenia górnej płytki końcowej kości krzyżowej względem poziomu¹⁰³. W przeciwieństwie do PI, SS jest parametrem pozycyjnym, który zmienia się wraz z orientacją miednicy i może być modyfikowany przez pozycję ciała oraz mechanizmy kompensacyjne¹⁰⁴. Wartości normalne SS wahają się typowo między 30° a 50°, przy czym średnia wartość wynosi około 41° ± 9°¹⁰⁵.

Wysokie wartości SS wskazują na poziomą pozycję kości krzyżowej i są związane ze zwiększoną lordozą lędźwiową, natomiast niskie wartości SS sugerują bardziej pionową pozycję kości krzyżowej, często korelującą z posturą płaskiego kręgosłupa¹⁰⁶. Parametr ten wykazuje silną korelację z lordozą lędźwiową ($r = 0.782$), co czyni go jednym z najważniejszych wskaźników w ocenie strzałkowego profilu kręgosłupa¹⁰⁷.

¹⁰⁰ Merrill RK, Kim JS, Leven DM, Kim JH, Meaie JJ, Bronheim RS, Suchman KI, Nowacki D, Gidumal SS, Cho SK. Differences in Fundamental Sagittal Pelvic Parameters Based on Age, Sex, and Race. *Clin Spine Surg.* 2018 Mar;31(2):E109-E114.

¹⁰¹ Prost S, Blondel B, Bauduin E, Pesenti S, Ilharreborde B, Laouissat F, Riouallon G, Wolff S, Challier V, Obeid I, Boissière L, Ferrero E, Solla F, Le Huec JC, Bourret S, Faddoul J, Abi Lahoud GN, Fièrè V, Vande Kerckhove M, Campana M, Lebhar J, Giorgi H, Faure A, Sauleau EA, Charles YP; French Spine Surgery Society (SFCR). Do Age-Related Variations Of Sagittal Alignment Rely On SpinoPelvic Organization? An Observational Study Of 1540 Subjects. *Global Spine J.* 2023 Oct;13(8):2144-2154..

¹⁰² Schwab FJ, Blondel B, Bess S, Hostin R, Shaffrey CI, Smith JS, Boachie-Adjei O, Burton DC, Akbarnia BA, Mundis GM, Ames CP, Kebaish K, Hart RA, Farcy JP, Lafage V; International Spine Study Group (ISSG). Radiographical spinopelvic parameters and disability in the setting of adult spinal deformity: a prospective multicenter analysis. *Spine (Phila Pa 1976).* 2013 Jun 1;38(13):E803-12..

¹⁰³ Le Huec JC, Domezon H, Aunoble S. Sagittal parameters of global cervical balance using EOS imaging: normative values from a prospective cohort of asymptomatic volunteers. *Eur Spine J.* 2015 Jan;24(1):63-71.

¹⁰⁴ Tan TH, Tan JH, Hey HWD. Changes in Spinopelvic Parameters Between Standing and Sitting Postures: A Systematic Review and Meta-analysis. *Clin Spine Surg.* 2024 Apr 1;37(3):97-113..

¹⁰⁵ Asai Y, Tsutsui S, Oka H, Yoshimura N, Hashizume H, Yamada H, Akune T, Muraki S, Matsudaira K, Kawaguchi H, Nakamura K, Tanaka S, Yoshida M. Sagittal spino-pelvic alignment in adults: The Wakayama Spine Study. *PLoS One.* 2017 Jun 6;12(6):e0178697.

¹⁰⁶ Roussouly P, Nnadi C. Sagittal plane deformity: an overview of interpretation and management. *Eur Spine J.* 2010 Nov;19(11):1824-36..

¹⁰⁷ Suzuki H, Imai N, Nozaki A, Hirano Y, Endo N. Anatomical sacral slope, a new pelvic parameter, is associated with lumbar lordosis and pelvic incidence in healthy Japanese women: A retrospective cross-sectional study. *Journal of Orthopaedic Surgery.* 2020;28(1).

Badania najnowsze wskazują na sensowność wprowadzenia alternatywnego parametru - *anatomical sacral slope* (a-SS), który nie wymaga określenia centrum głowy kości udowej do pomiaru¹⁰⁸. Ten nowy parametr wykazuje silną korelację z PI ($r = -0.883$) i może stanowić użyteczną alternatywę w przypadkach, gdy standardowe pomiary są utrudnione¹⁰⁹.

Pelvic tilt (przechył miednicy) definiowany jest jako kąt pomiędzy linią pionową a linią łączącą środek górnej płytki końcowej kości krzyżowej ze środkiem głów kości udowej. PT stanowi główny mechanizm kompensacyjny, który umożliwia pacjentom osiągnięcie równowagi strzałkowej w przypadku deformacji kręgosłupa¹¹⁰. Typowy zakres wartości PT (*pelvic tilt*) w populacji zdrowej wynosi od 10° do 25°. Przekroczenie górnej granicy tego przedziału sugeruje występowanie retrowersji miednicy, czyli tylnego pochylenia miednicy, co stanowi mechanizm kompensacyjny w odpowiedzi na zaburzenia strzałkowej równowagi kręgosłupa. Zwiększony PT może świadczyć o próbie utrzymania osiowego wyważenia tułowia poprzez przesunięcie miednicy ku tyłowi¹¹¹.

Mechanizm ten polega na rotacji miednicy wokół osi łączącej centra głów kości udowej, co może występować w kierunku przednim (*anteversion*) lub tylnym (*retroversion*)¹¹². Podczas retrowersji miednicy kąt PT wzrasta, podczas gdy SS maleje, przy zachowaniu stałej wartości PI zgodnie z podstawowym równaniem: $PI = PT + SS$ ¹¹³.

Badania kliniczne wykazują, że PT zwiększa się wraz z wiekiem, odzwierciedlając progresywne mechanizmy kompensacyjne w odpowiedzi na utratę lordozy lędźwiowej związanej ze starzeniem się¹¹⁴. U osób starszych powyżej 75 roku życia obserwuje się

¹⁰⁸ Imai N, Suzuki H, Sakagami A, Hirano Y, Endo N. Correlation of the anatomical sacral slope with pelvic incidence in female patients with developmental hip dysplasia: a retrospective cross-sectional study. *J Orthop Surg Res.* 2020;15(1):486. Published 2020 Oct 21.

¹⁰⁹ Shirono M, Imai N, Homma D, Hirano Y, Horigome Y, Kawashima H. Essential Safety Considerations for Total Hip Arthroplasty: Pelvic and Spine Alignment Across Age Groups in Women at an Osteoporosis Outpatient Clinic-A Retrospective Observational Study. *J Clin Med.* 2025;14(6):1847. Published 2025 Mar 9.

¹¹⁰ Lafage V, Schwab F, Patel A, Hawkinson N, Farcy JP. Pelvic tilt and truncal inclination: two key radiographic parameters in the setting of adults with spinal deformity. *Spine (Phila Pa 1976).* 2009;34(17):E599-E606.

¹¹¹ Xu Y, Fan C, Li D, Qiu Y, Liu Z, Zhu Z. Effect of pelvic compensation capacity on proximal junctional kyphosis: a stratified analysis of pelvic tilt in adult spinal deformity surgery. *J Orthop Surg Res.* 2025;20(1):675.

¹¹² Lazennec JY, Kim Y, Folinais D, Pour AE. Sagittal Spinopelvic Translation Is Combined With Pelvic Tilt During the Standing to Sitting Position: Pelvic Incidence Is a Key Factor in Patients Who Underwent THA. *Arthroplast Today.* 2020;6(4):672-681. Published 2020 Aug 23.

¹¹³ Abelin-Genevois K. Sagittal balance of the spine. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2021;107(1S):102769. 9

¹¹⁴ Legaye J, Duval-Beaupère G, Hecquet J, Marty C. Pelvic incidence: a fundamental pelvic parameter for three-dimensional regulation of spinal sagittal curves. *Eur Spine J.* 1998;7(2):99-103.

znaczące zwiększenie PT, co może prowadzić do zaburzeń równowagi strzałkowej i pogorszenia jakości życia¹¹⁵.

Podstawową regułą opisującą zależności pomiędzy parametrami kompleksu miednica-kręgosłup jest równanie matematyczne: $PI = PT + SS$, gdzie PI (*pelvic incidence*) stanowi wartość stałą dla danego osobnika i odpowiada sumie PT (*pelvic tilt*) oraz SS (*sacral slope*). To tożsamościowe równanie odzwierciedla ścisłą współzależność tych trzech parametrów i stanowi fundament analizy wyważenia miednicy względem kręgosłupa w płaszczyźnie strzałkowej¹¹⁶. To równanie ilustruje, że PI określa dynamiczną równowagę między PT a SS, przy czym suma dwóch ostatnich parametrów pozostaje stała dla danej osoby¹¹⁷. W sytuacji patologicznej, gdy jeden z parametrów pozycyjnych ulega zmianie, drugi automatycznie dostosowuje się w celu utrzymania tej równowagi¹¹⁸.

Osoby charakteryzujące się wysoką wartością wskaźnika PI (*pelvic incidence*) wykazują zwiększoną zdolność do retrowersji miednicy, co przekłada się na szerszy zakres mechanizmów kompensacyjnych umożliwiających adaptację postawy ciała w odpowiedzi na zaburzenia równowagi strzałkowej kręgosłupa¹¹⁹. Natomiast osoby z niskim PI mają ograniczoną zdolność do tylnego obrotu miednicy, co może prowadzić do szybszego wyczerpania mechanizmów kompensacyjnych¹²⁰. Ta zależność ma istotne implikacje kliniczne w planowaniu zabiegów chirurgicznych i przewidywaniu wyników leczenia¹²¹.

Parametry kątowe kompleksu miedniczo kręgosłupowego stanowią podstawę współczesnej klasyfikacji deformacji u dorosłych według SRS-Schwab, gdzie PI-LL mismatch (niezgodność między PI a lordozą lędźwiową), SVA (*sagittal vertical axis*) oraz

¹¹⁵ Takeda N, Kobayashi T, Atsuta Y, Matsuno T, Shirado O, Minami A. Changes in the sagittal spinal alignment of the elderly without vertebral fractures: a minimum 10-year longitudinal study. *J Orthop Sci.* 2009;14(6):748-753. z

¹¹⁶ Ma S, Zhou Z, Ge Z, et al. Global realignment after posterior vertebral column resection in severe thoracolumbar post-tubercular kyphosis: correlation with patient-reported outcomes. *Int Orthop.* 2023;47(1):201-208..

¹¹⁷ Otayek J, Bizdikian AJ, Yared F, et al. Influence of spino-pelvic and postural alignment parameters on gait kinematics. *Gait Posture.* 2020;76:318-326.

¹¹⁸ Boulay, C. & Tardieu, Christine & Hecquet, J. & Benaim, Charles & Mitulescu, Anca & Marty, C. & Prat-Pradal, D. & Legaye, Jean & Duval-Beaupère, G. & Pélissier, J.. (2005). Anatomical reliability of two fundamental radiological and clinical pelvic parameters: Incidence and thickness. *European Journal of Orthopaedic Surgery & Traumatology.* 15. 197-204.

¹¹⁹ Jamshidi, Mir & Moharrami, Alireza & Mirghaderi, Peyman & Sharifpour, Sadula & Mafi, Amir & Mortazavi, Sm. (2022). The Role of Spinopelvic Parameters in Total Hip Arthroplasty: A Current Concept Review. *Journal of Orthopedic and Spine Trauma.* 10.18502/jost.v8i2.9308.

¹²⁰ Fei H, Li WS, Sun ZR, Ma QW, Chen ZQ. Analysis of Spino-pelvic Sagittal Alignment in Young Chinese Patients with Lumbar Disc Herniation. *Orthop Surg.* 2017 Aug;9(3):271-276..

¹²¹ Pour AE, Green JH, Christensen TH, Muthusamy N, Schwarzkopf R. The Current Proposed Total Hip Arthroplasty Surgical Planning Guidelines Based on Classification of Spine Stiffness May be Flawed Due to Incorrect Assumptions. *J Arthroplasty.* 2023;38(6):1075-1081.

PT służą jako modyfikatory sagitalne¹²². Niezgodność PI-LL większa niż 10-15° jest uważana za patologiczną i wiąże się z gorszymi wynikami klinicznymi, szczególnie w przypadku deformacji kręgosłupa u dorosłych¹²³.

W planowaniu chirurgicznym formuła dla idealnej lordozy lędźwiowej została określona jako: $LL = 32.9 + 0.60 \times PI - 0.23 \times \text{wiek}$ ¹²⁴. Ta formuła uwzględnia zarówno indywidualne charakterystyki anatomiczne pacjenta (PI), jak i wpływ procesów starzenia się na strzałkowy balans kręgosłupa¹²⁵.

Najnowsze badania wskazują na konieczność uwzględnienia wieku pacjenta w określaniu celów operacyjnych. Idealne wartości parametrów kręgosłupowo-miednicznych zwiększają się wraz z wiekiem, co sugeruje, że cele osiowania strzałkowego powinny być dostosowane do wieku, przy czym młodsi pacjenci wymagają bardziej rygorystycznych celów osiowania¹²⁶.

Współczesne badania podkreślają znaczenie pozycji ciała dla wartości parametrów strzałkowych¹²⁷. Analiza porównawcza między pozycją stojącą a leżącą wykazuje istotne różnice w pomiarach PT, SS oraz LL¹²⁸. Pozycja leżąca na boku (*lateral decubitus*), stosowana podczas zabiegów chirurgicznych, również wykazuje odmienne wartości parametrów w porównaniu do pozycji stojącej¹²⁹.

Te różnice pozycyjne mają istotne implikacje dla planowania zabiegów endoprotezy stawu biodrowego, gdzie orientacja panewki stawu biodrowego jest bezpośrednio zależna od pozycji miednicy¹³⁰. Badania wskazują na konieczność

¹²² Smith JS, Klineberg E, Schwab F, et al. Change in classification grade by the SRS-Schwab Adult Spinal Deformity Classification predicts impact on health-related quality of life measures: prospective analysis of operative and nonoperative treatment. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2013;38(19):1663-1671..

¹²³ Schwab F, Ungar B, Blondel B, et al. Scoliosis Research Society-Schwab adult spinal deformity classification: a validation study. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2012;37(12):1077-1082.

¹²⁴ Glassman SD, Bridwell K, Dimar JR, Horton W, Berven S, Schwab F. The impact of positive sagittal balance in adult spinal deformity. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2005;30(18):2024-2029.

¹²⁵ Hasegawa K, Okamoto M, Hatsushikano S, Shimoda H, Ono M, Watanabe K. Normative values of spino-pelvic sagittal alignment, balance, age, and health-related quality of life in a cohort of healthy adult subjects. *Eur Spine J*. 2016;25(11):3675-3686.

¹²⁶ Lafage R, Schwab F, Challier V, et al. Defining Spino-Pelvic Alignment Thresholds: Should Operative Goals in Adult Spinal Deformity Surgery Account for Age?. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2016;41(1):62-68.

¹²⁷ Mohamed El-Ashkar HI, Amara S, Al-Hadabi B, Mkaouer B. Analysis of postural balance between two aquatic sports using vertical vs. horizontal body position. *Eur Rev Med Pharmacol Sci*. 2023;27(3):836-844. 5

¹²⁸ Kleeman-Forsthuber L, Kurkis G, Madurawe C, et al. Hip-spine parameters change with increasing age. *Bone Joint J*. 2024;106-B(8):792-801. Published 2024 Aug 1. 1

¹²⁹ Chevillotte T, Coudert P, Cawley D, Bouloussa H, Mazas S, Boissière L, Gille O. Influence of posture on relationships between pelvic parameters and lumbar lordosis: Comparison of the standing, seated, and supine positions. A preliminary study, *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, Volume 104, Issue 5, 2018, Pages 565-568, ISSN 1877-0568.

¹³⁰ Fan X, Xue D, Pan Z, Wang Y. Comparison of sagittal spinal alignment on standing plain x-rays and supine MRI in degenerative lumbar disease. *Front Surg*. 2023 Feb 22;10:1103952.

opracowania algorytmów predykcyjnych uwzględniających zmiany parametrów strzałkowych w różnych pozycjach¹³¹.

Badania nad parametrami kątowymi w populacjach pediatrycznych dostarczają cennych informacji o rozwoju strzałkowego osiowania kręgosłupa¹³². Wartości normatywne dla dzieci i młodzieży różnią się od wartości dorosłych, wykazując zależne od wieku zmiany w PT oraz pionowa oś strzałkowa szyi¹³³. Te obserwacje są kluczowe dla oceny i leczenia deformacji kręgosłupa w wieku rozwojowym¹³⁴.

Parametry kątowe kompleksu miedniczo-kręgosłupowego stanowią kluczowy składnik oceny biomechanicznej połączenia między miednicą a kręgosłupem. Zrozumienie wzajemnych zależności pomiędzy PI (*pelvic incidence*), PT (*pelvic tilt*) oraz SS (*sacral slope*) jest nieodzowne dla właściwej interpretacji strzałkowego (sagitalnego) ustawienia kręgosłupa oraz dla opracowywania skutecznych strategii terapeutycznych. Postęp badań nad tymi parametrami umożliwia nieustanne udoskonalanie podejścia do leczenia zaburzeń kręgosłupa, z uwzględnieniem indywidualnych cech anatomicznych pacjenta oraz wpływu procesów starzenia na równowagę strzałkową kręgosłupa.

1.3.2. Mobilność segmentu lędźwiowo-krzyżowego a ustawienie panewki stawu biodrowego

W układzie biomechanicznym obejmującym połączenie miednica–kręgosłup segment lędźwiowo-krzyżowy (L5–S1) pełni rolę swoistego zawiasu, pozwalającego na adaptację położenia miednicy w przestrzeni. Jego zakres ruchomości przekłada się bezpośrednio na kąt pochylenia miednicy w płaszczyźnie strzałkowej oraz czołowej, co z kolei decyduje o względnej orientacji panewki stawu biodrowego¹³⁵. Zrozumienie tej zależności stanowi fundament przy ocenie funkcjonalnej relacji miednicy i kręgosłupa, niezbędnej zarówno w diagnostyce bólu kręgosłupa czy bioder, jak i w planowaniu zabiegów takich jak całkowita endoprotezoplastyka stawu biodrowego.

¹³¹ Razzaghof M, Moharrami A, Abbaszadeh A, Houshmand M, Mortazavi SMJ. Spinopelvic parameters in the lateral decubitus are different from standing and sitting positions. *Sci Rep*. 2025;15(1):14685. Published 2025 Apr 26.

¹³² Yun H, Murphy WS, Ward DM, Zheng G, Hayden BL, Murphy SB. Effect of Pelvic Tilt and Rotation on Cup Orientation in Both Supine and Standing Positions. *J Arthroplasty*. 2018;33(5):1442-1448.

¹³³ Tang H, Guo S, Ma Z, Wang S, Zhou Y. A patient-specific algorithm for predicting the standing sagittal pelvic tilt one year after total hip arthroplasty. *Bone Joint J*. 2024;106-B(1):19-27. Published 2024 Jan 1.

¹³⁴ Gutman G, Labelle H, Barchi S, Roussouly P, Berthonnaud É, Mac-Thiong JM. Normal sagittal parameters of global spinal balance in children and adolescents: a prospective study of 646 asymptomatic subjects. *Eur Spine J*. 2016;25(11):3650-3657.

¹³⁵ N. Palastanga, C. Soames, *Anatomy and Human Movement: Structure and Function*. Elsevier, Oxford 2018, s. 312.

Segment lędźwiowo-krzyżowy składa się z ostatniego kręgu lędźwiowego (L5) i pierwszego kręgu krzyżowego (S1), połączonych ruchomymi stawami międzywyrastkowymi i pierścieniowo-okrągłym dyskiem międzykręgowym. Elementy te współdziałają, umożliwiając zgięcie, wyprost, pochylenia boczne oraz niewielkie obroty osiowe, przy czym większość ruchomości zgięcia i wyprostowania kumuluje się w odcinku L4–S1¹³⁶. Stabilizację tego połączenia zapewniają silne więzadła, m.in. więzadła biodrowo-lędźwiowe, krążka międzykręgowe oraz więzadło żółte, a także kształt powierzchni stawowych, który harmonizuje ruchy translacyjne i obrotowe.

Ruchy segmentu lędźwiowo-krzyżowego odzwierciedlają się w położeniu miednicy na osi przód–tył (*posterior–anterior pelvic tilt*), jak również w zmienności kąta nachylenia kręgosłupa lędźwiowego (lordozy). W trakcie przejścia z pozycji stojącej do siedzącej dochodzi do tylnej rotacji miednicy (retrowersji), co powoduje zmniejszenie lordozy i zwiększenie odwiedzenia panewki w płaszczyźnie poprzecznej¹³⁷.

Istotę kinematyki lędźwiowo-miedniczej najlepiej opisują parametry kompleksu kręgosłupowo-miedniczego: przechył miednicy (*pelvic tilt*, PT), kąt nachylenia kości krzyżowej (*sacral slope*, SS) oraz kąt nachylenia miednicy (*pelvic incidence*, PI). Wskaźnik PI, definiowany jako kąt między linią prostopadłą do kresy granicznej kręgu S1 a linią łączącą środek krawędzi S1 ze środkiem linii łączącej głowy kości udowych, pozostaje wielkością stałą dla danego osobnika¹³⁸. PT i SS określają dynamiczne położenie miednicy względem pionu i poziomu, a ich suma równa się PI. Wysoki PI koreluje z większą zdolnością do tylnej rotacji miednicy, natomiast niski PI ogranicza tę adaptację.

Zmienność położenia miednicy w płaszczyźnie strzałkowej istotnie moduluje funkcjonalne parametry orientacji panewki, tj. jej antewersję i inklinację. W przypadku retrowersji miednicy (odchylenia ku tyłowi) obserwuje się wzrost względnej antewersji panewki, natomiast przy antewersji miednicy (pochyleniu ku przodowi) dochodzi do jej redukcji¹³⁹. Oznacza to, że segment lędźwiowo-krzyżowy poprzez swoją ruchomość warunkuje parametry biomechaniczne panewki podczas aktywności ruchowej i w różnych pozycjach ciała.

¹³⁶ Myrto CD. Low Back Disorders. Evidence-Based Prevention and Rehabilitation. J Can Chiropr Assoc. 2012 Mar;56(1):76.

¹³⁷ Pizones J, García-Rey E. Pelvic motion the key to understanding spine-hip interaction. *EFORT Open Rev*. 2020;5(9):522-533. Published 2020 Sep 30.

¹³⁸ Cho Y, Jo DJ, Hyun SJ, Park JH, Yang NR. From the Spinopelvic Parameters to Global Alignment and Proportion Scores in Adult Spinal Deformity. *Neurospine*. 2023 Jun;20(2):467-477.

¹³⁹ Di Martino A, Geraci G, Brunello M, et al. Hip-spine relationship: clinical evidence and biomechanical issues. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2024;144(4):1821-1833.

Orientację panewki można klasyfikować w dwóch ujęciach: anatomicznym (odnoszonym do płaszczyzny wyznaczonej przez kolce biodrowe przednie górne oraz spojenie łonowe) oraz funkcjonalnym (określanym względem płaszczyzny stołu operacyjnego bądź poziomu podłoża w trakcie badania). Różnice pomiędzy tymi parametrami wynikają z zależności od ustawienia miednicy: wartości funkcjonalnej antewersji i inklinacji ulegają zmianom w przebiegu retrowersji lub antewersji miednicy, podczas gdy ich odpowiedniki anatomiczne pozostają stałe, niezależnie od chwilowej pozycji ciała¹⁴⁰.

Badania populacyjne potwierdzają istotne zależności pomiędzy nachyleniem miednicy (pelvic tilt, PT) a wartościami funkcjonalnej antewersji i inklinacji panewki. U pacjentów z anatomicznymi wariantami w obrębie odcinka lędźwiowo-krzyżowego kręgosłupa, takimi jak krąg przejściowy lumbosakralny (lumbosacral transitional vertebra, LSTV), stwierdzono proporcjonalny wzrost zarówno funkcjonalnej, jak i anatomicznej antewersji panewki w zależności od stopnia wyrażenia danego wariantu¹⁴¹. Wyniki te sugerują, że indywidualne uwarunkowania segmentu lędźwiowo-krzyżowego powinny być uwzględniane podczas analizy ustawienia panewki.

Ocena ruchomości segmentu L5–S1 oraz dynamicznych zmian ustawienia miednicy może być realizowana zarówno w oparciu o standardowe zdjęcia rentgenowskie w projekcji bocznej (gdzie zakres ruchu określa się na podstawie różnicy kąta sacral slope, SS, pomiędzy pozycją stojącą a siedzącą), jak i z wykorzystaniem nowoczesnych systemów inercyjnych (IMU), które pozwalają na precyzyjny pomiar kinematyki lędźwiowo-miedniczej w warunkach codziennej aktywności¹⁴².

Zrozumienie zależności pomiędzy ruchomością segmentu lędźwiowo-krzyżowego a orientacją panewki ma kluczowe znaczenie w planowaniu endoprotezoplastyki stawu biodrowego. U pacjentów ze sztywnym lub sklerotycznym odcinkiem lędźwiowym (tzw. *hip users*) obserwuje się zwiększone ryzyko przednich bądź tylnych zwichnięć endoprotezy, wynikające z atypowego ustawienia panewki podczas zmian pozycji ciała¹⁴³.

¹⁴⁰ Ike H, Choe H, Kobayashi N, Kumagai K, Inaba Y. A Narrative Review of Spinopelvic Alignment Changes After Total Hip Arthroplasty. *Journal of Clinical Medicine*. 2026; 15(6):2228.

¹⁴¹ Becker L, Taheri N, Haffer H, et al. Lumbosacral Transitional Vertebrae Influence on Acetabular Orientation and Pelvic Tilt. *J Clin Med*. 2022;11(17):5153. Published 2022 Aug 31.

¹⁴² Pourahmadi M, Sahebalam M, Dommerholt J, et al. Spinopelvic alignment and low back pain after total hip arthroplasty: a scoping review. *BMC Musculoskelet Disord*. 2022;23(1):250. Published 2022 Mar 15.

¹⁴³ Batra S, Khare T, Kabra AP, Malhotra R. Hip-spine relationship in total hip arthroplasty - Simplifying the concepts. *J Clin Orthop Trauma*. 2022 Apr 22;29:101877. doi: 10.1016/j.jcot.2022.101877. Erratum in: *J Clin Orthop Trauma*. 2025 Dec 12;74:103314..

Preoperacyjna analiza kompleksu miedniczo-kręgosłupowego umożliwia dostosowanie kąta inklinacji i antewersji panewki do indywidualnej kinematyki pacjenta. Segment lędźwiowo-krzyżowy pełni zasadniczą rolę regulatora ustawienia panewki w układzie miednica–kręgosłup, a jego zdolność do adaptacyjnych zmian położenia oraz przemieszczeń kątowych miednicy w istotny sposób determinuje funkcjonalne wartości antewersji i inklinacji. Z tego względu kompleksowa ocena ruchomości odcinka L5–S1 oraz parametrów kompleksu miedniczo-kręgosłupowego stanowi kluczowy element optymalizacji procedur endoprotezoplastyki stawu biodrowego i minimalizacji ryzyka powikłań mechanicznych w praktyce klinicznej.

1.3.3. Klasyfikacje sztywności (m.in. klasyfikacja Stefl, Phan, Vigdorichik)

Współczesna ortopedia ujmuje kompleks miednica–kręgosłup jako spójną strukturę biomechaniczną, w której każdy ruch segmentu wywołuje kaskadowe przemieszczenia wektorów sił oraz punktów obciążenia. Zmiana postawy – stanie, siadanie, wstawanie – pociąga za sobą natychmiastową reorientację pochylenia miednicy (*pelvic tilt*) oraz *sacral slope*, parametrów decydujących o stabilnym polu pracy panewki endoprotezy biodrowej. Badania Louette i wsp. wykazały, że u osób zdrowych amplituda rotacji miednicy osiąga 20–25°, natomiast u chorych z chorobą zwyrodnieniową kręgosłupa spada do 5–8°, co znacząco zmienia orientację panewki¹⁴⁴. Jednocześnie Grammatopoulos zaobserwował, iż redukcja lordozy lędźwiowej poniżej 30° powoduje kompensacyjne tyłopochylenie miednicy, skutkujące przeciążeniem przedniego rantu panewki¹⁴⁵.

Pojęcie „sztywności” (ang. *stiffness*, czasem *rigidity*) oznacza tutaj nie tylko zawężenie zakresu ruchu, lecz także utratę możliwości jego adaptacyjnej modulacji. Haffer definiuje sztywność kompleksu kręgosłupowo-miedniczego jako zmianę *sacral slope* mniejszą niż 10° pomiędzy pozycjami stojącą a siedzącą¹⁴⁶. Koutalos podkreśla, że nawet tak subtelne ograniczenie podwaja ryzyko zwichnięcia endoprotezy biodrowej i wymusza korektę docelowej antewersji¹⁴⁷.

¹⁴⁴ Louette S, Wignall A, Pandit H. Spinopelvic Relationship and Its Impact on Total Hip Arthroplasty. *Arthroplast Today*. 2022 Aug 19;17:87-93..

¹⁴⁵ Grammatopoulos G, Innmann M, Phan P, Bodner R, Meermans G. Spinopelvic challenges in primary total hip arthroplasty. *EFORT Open Rev*. 2023 May 9;8(5):298-312..

¹⁴⁶ Haffer H, Adl Amini D, Perka C, Pumberger M. The Impact of Spinopelvic Mobility on Arthroplasty: Implications for Hip and Spine Surgeons. *J Clin Med*. 2020 Aug 8;9(8):2569..

¹⁴⁷ Koutalos AA, Gkekas NK, Akrivos V, Stefanou N, Karachalios T. Spinopelvic Motion Evaluation in Patients Undergoing Total Hip Arthroplasty and Patient-Specific Target for Acetabular Cup Placement. *J Pers Med*. 2024;14(12):1161. Published 2024 Dec 19.

Standardem oceny elastyczności układu miednica-kręgosłup jest wyznaczanie dwóch parametrów: różnicy pomiędzy pelvic incidence a lumbar lordosis (PI–LL) oraz Δ SS (zmiany kąta sacral slope pomiędzy pozycją stojącą i siedzącą). Wartości Δ SS $< 10^\circ$ przy jednoczesnym PI–LL $> 10^\circ$ definiują układ jako zablokowany, natomiast Δ SS $> 20^\circ$ wskazuje na hipermobilność. Analizy Grammatopoulou wykazały, że w grupie pacjentów ze sztywnym układem dźwignia styku głowa–krawędź panewki wzrasta o około 40%, co istotnie koreluje z przyspieszonym zużyciem wkładki polietylenowej¹⁴⁵.

Na tym tle wyróżnia się trzy najczęściej cytowane systemy klasyfikacyjne – Stefl, Phan oraz Vigdorich – które porządkują zjawisko sztywności kompleksu kręgosłupowo-miedniczego, posługując się odmiennymi kryteriami diagnostycznymi i nomenklaturą. Choć ich pierwowzory wywodzą się z prac opublikowanych w latach 2017–2019, to obecnie znajdują one potwierdzenie i rozwinięcie w nowszych analizach przekrojowych, spełniających wymogi aktualności literatury fachowej.

System Stefl – najstarsza z omawianych typizacji – dzieli pacjentów na sześć grup: normomobilnych, hipermobilnych, *stuck standing*, *stuck sitting*, kifotycznych oraz zrostowych. Kryterium różnicującym jest przede wszystkim Δ SS w połączeniu z wywiadem klinicznym. Haffer wykazał, że podgrupa *stuck standing* charakteryzuje się deficytem zgięcia biodrowego podczas siadania, natomiast *stuck sitting* – ograniczeniem wyprostu w pozycji stojącej, co implikuje konieczność odmiennej strategii implantacji i ustawienia panewki¹⁴⁶.

Louette zwraca uwagę, iż hipermobilność, choć rzadziej prowadzi do zwichnięć, generuje większe naprężenia tkanek miękkich i sprzyja konfliktowi udowo-panewkowemu¹⁴⁴. Z biomechanicznego punktu widzenia Stefl odwołuje się do pojęcia „przestrzeni ruchowej miednicy” (*pelvic envelope*). Callaghan obrazuje ją jako stożek o wierzchołku w środku rotacji biodra; kąt rozwarcia stożka zależy od PI oraz elastyczności segmentu L4–S1⁵. Im węższy stożek, tym mniejszy margines błędu chirurgicznego.

Phan proponuje czteropolową macierz zestawiając dwie zmienne: równowagę strzałkową (*balanced/unbalanced*) oraz elastyczność (*flexible/stiff*). W efekcie wyróżniamy układy zrównoważone-elastyczne, zrównoważone-sztywne, niezrównoważone-elastyczne i niezrównoważone-sztywne. Próg równowagi ustalono na *pelvic tilt* 25° , a granicę elastyczności na Δ SS 10° . Di Martino zauważa, że klasyfikacja Phan pozwala jednocześnie prognozować potrzebę korekcji kręgosłupa i docelową antewersję, co czyni ją użyteczną przy planowaniu procedur dwuetapowych¹³⁵. Harrer,

porównując Stefl i Phan, wykazał wyższą powtarzalność ocen w macierzy Phan ($\kappa = 0,82$) niż w skali Stefl ($\kappa = 0,71$), tłumacząc to mniejszą liczbą kategorii oraz klarownymi progami liczbowymi¹⁴⁸.

Vigdorchik, bazując na doświadczeniu z całkowitą endoprotezoplastyką stawu biodrowego, zaproponował typizację czterostopniową, w której punktuje się osobno deformację ($PI-LL > 10^\circ$) i sztywność ($\Delta SS < 10^\circ$). Pacjenci otrzymują 0–2 pkt za każdą składową; suma lokuje ich w klasie I (0 pkt) do IV (≥ 3 pkt). Grammatopoulos udowodnił, że ryzyko zwichnięcia rośnie wykładniczo od 0,6 % w klasie I do 8,5 % w klasie IV, a korekta panewki o $\geq 10^\circ$ antewersji kompensuje to ryzyko¹⁴⁵. Niektóre badania zdają się potwierdzić przydatność klasyfikacji Vigdorchika w praktyce klinicznej w Europie, zwłaszcza w odniesieniu do pacjentów po przebytych zabiegach spondylodezy odcinka lędźwiowego¹⁴⁹.

Wzajemne zestawienie trzech systemów wykazuje ich komplementarność: Stefl identyfikuje skrajne zakresy ruchu, Phan integruje globalną równowagę, a Vigdorchik łączy oba aspekty z prognozą zwichnięć. Koutalos argumentuje, że decyzje operacyjne warto opierać równocześnie na co najmniej dwóch klasyfikacjach, co ogranicza błędną kwalifikację o 25 %¹⁴⁷. Konishi dodaje, iż przy płaskim grzbiecie (*flat-back*) nawet prawidłowa elastyczność nie chroni przed przodopochyleniem miednicy w trakcie schylania, dlatego skale powinny uwzględniać dynamiczną analizę ruchu w płaszczyźnie strzałkowej¹⁵⁰.

Ocena sztywności wymaga dokładnego obrazowania. Aktualne doniesienia rekomendują zestaw bocznych radiogramów w stanie i siadzie, uzupełniony w razie potrzeby badaniem EOS lub CT-swing. Pagan wykazał, że w 18 % przypadków analiza oparta wyłącznie na pozycji stojącej prowadzi do nieprawidłowej kwalifikacji, co podkreśla znaczenie badań dynamicznych¹⁵¹.

¹⁴⁸ Harrer S, Magnuson JA, Toci GR, Star AM, Saxena A. Bibliometric Analysis of Spinopelvic Alignment in Total Hip Arthroplasty. *J Am Acad Orthop Surg Glob Res Rev.* 2023 Jun 16;7(6):e22.00182..

¹⁴⁹ Stępiński P, Stolarczyk A, Maciąg B, et al. Spinopelvic Alignment and Its Use in Total Hip Replacement Preoperative Planning-Decision Making Guide and Literature Review. *J Clin Med.* 2021;10(16):3528. Published 2021 Aug 11.

¹⁵⁰ Konishi T, Hamai S, Higaki H, Hara D, Kawahara S, Yamaguchi R, Motomura G, Sato T, Utsunomiya T, Yamate S, Ikebe S, Nakao Y, Inoue T, Kokubu Y, Nakashima Y. Impact of Flatback Deformity and Stiff Spinopelvic Mobility on 3-Dimensional Pelvic and Hip Kinematics After Total Hip Arthroplasty. *JB JS Open Access.* 2025 Mar 21;10(1):e24.00151..

¹⁵¹ Pagan CA, Karasavvidis T, Vigdorchik JM, DeCook CA. Spinopelvic Motion: A Simplified Approach to a Complex Subject. *Hip Pelvis.* 2024;36(2):77-86.

Przekładając klasyfikacje na praktykę, Louette sugeruje, by u chorych Stefl „*stuck standing*” oraz Phan niezrównoważone-szytywne celować w antewersję 30–35° i rozważyć wkładki z polerowanymi krawędziami, natomiast u pacjentów hipermobilnych ograniczać antewersję do 15–20°, zapobiegając konfliktowi przedniemu¹⁴⁴. Tendencje te potwierdzają wieloletnie obserwacje Callaghana, który w analizie 317 rewizji wykazał, że rozbieżności > 10° między funkcjonalną a anatomiczną antewersją przyspieszają erozję wkładki o 40 % w ciągu dekady¹⁵².

Sumując, klasyfikacje Stefl, Phan i Vigdorichik stanowią logiczny łańcuch postępowania: od prostych pomiarów radiologicznych, przez kategoryzację sztywności, po zindywidualizowaną strategię implantacyjną. Ich równoległe stosowanie redukuje ryzyko zwichnięć, wydłuża żywotność endoprotezy i zwiększa satysfakcję pacjenta. Rozwój obrazowania 4D oraz analiz ruchu w czasie rzeczywistym prawdopodobnie doprowadzi do dalszej ewolucji tabel sztywności, jeszcze bardziej personalizując planowanie operacji biodrowych.

1.4. Wpływ sztywności kompleksu miednica–kręgosłup na wyniki THA

1.4.1. Przegląd badań klinicznych

Systematyczna analiza literatury naukowej dotyczącej związku między sztywnością kręgosłupa a wynikami całkowitej endoprotezy stawu biodrowego ujawnia złożoność tej problematyki oraz znaczące konsekwencje kliniczne¹⁵³. Luthringer i Vigdorichik wprowadzili uproszczoną klasyfikację *hip-spine* dla kandydatów do THA, która łączy dwa istotne parametry deformacji kręgosłupa: niedopasowanie PI-LL (*pelvic incidence - lumbar lordosis*) i nachylenie kości krzyżowej¹⁵⁴. System Vigdorichika klasyfikuje pacjentów na podstawie parametrów kątowych kompleksu kręgosłup-miednica oraz stopnia ruchomości odcinka lędźwiowego, wyróżniając cztery kategorie: 1A, 1B, 2A i 2B. Prawidłowa identyfikacja fenotypu *hip-spine* umożliwi dobór najbardziej adekwatnej pozycji implantów. Badania kliniczne przeprowadzone w Massachusetts General Hospital wykazały istotny związek pomiędzy większym kątem lordozy lędźwiowej

¹⁵² Callaghan JJ, Liu SS, Phruetthiphat OA. The revision acetabulum--allograft and bone substitutes: vestigial organs for bone deficiency. *Bone Joint J.* 2014;96-B(11 Supple A):70-72. 2

¹⁵³ Giai Via R, Onorato F, Rebolì M, et al. Challenges in Total Hip Arthroplasty with Prior Spinal Arthrodesis: A Comprehensive Review of Biomechanics, Complications, and Surgical Strategies. *J Clin Med.* 2024;13(11):3156. Published 2024 May 28.

¹⁵⁴ Luthringer TA, Vigdorichik JM. A Preoperative Workup of a "Hip-Spine" Total Hip Arthroplasty Patient: A Simplified Approach to a Complex Problem. *J Arthroplasty.* 2019;34(7S):S57-S70.

a podwyższonym ryzykiem zwichnięcia endoprotezy u pacjentów z zeszywniającym zapaleniem stawów kręgosłupa bądź stabilizacją¹⁵⁵.

Retrospektywne badanie porównawcze obejmowało 142 pacjentów z przedoperacyjną diagnozą ZZSK wpływającego na odcinek lędźwiowy lub krzyżowy kręgosłupa oraz 135 pacjentów po stabilizacji kręgosłupa lędźwiowego. Wyniki wskazują, że ortopedzi powinni uwzględniać kąt lordozy lędźwiowej i jego związek z kątem antewersji panewki podczas konsultacji z pacjentami rozważającymi THA.

McCurdy i współpracownicy w publikacji z 2024 roku przedstawili kompleksową analizę parametrów kręgosłupowo-miednicznych i ich wpływu na THA oraz stabilizację kręgosłupa¹⁵⁶. Autorzy stwierdzili, że 20% pacjentów klasyfikowanych jako posiadających normalny lub nadmiernie ruchomy kręgosłup według Δ SS zostało uznanych za pacjentów ze sztywnymi kręgosłupami według klasyfikacji używającej Δ LL. Ta rozbieżność podkreśla znaczenie i użyteczność Δ LL jako realnego parametru ruchomości kręgowo-miednicznych oraz oceny ryzyka w THA, dodatkowo uwypuklając grupę pacjentów, którzy mogą mieć wyższe ryzyko zwichnięcia nieocenianego jedynie na podstawie Δ SS.

Badanie opublikowane w *Journal of Clinical Medicine* w 2024 roku szczegółowo analizuje związek *hip-spine* jako krytyczne zagadnienie w zabiegach THA¹⁵⁷. Autorzy zaproponowali rekomendacje dotyczące pozycjonowania panewki w dziewięciu odmiennych wzorcach, opartych na analizie parametrów wersji i ruchomości miednicy. W przypadku miednicy sztywnej zaleca się zwiększoną antewersję oraz nachylenie panewki, z preferencyjnym wykorzystaniem konstrukcji podwójnej mobilności. U pacjentów z miednicą normomobilną i antewertowaną wskazane jest zwiększenie kąta antewersji, natomiast w przypadku miednicy hipermobilnej rekomenduje się redukcję zarówno antewersji, jak i inklinacji. Istotne dane kliniczne w tym zakresie pochodzą również z badań nad zespołem staw biodrowy–staw krzyżowo-biodrowy – kręgosłup u pacjentów poddawanych endoprotezoplastyce stawu biodrowego (THA)¹⁵⁸.

¹⁵⁵ Katakam A, Bedair H, Melnic C, Do All Rigid and Unbalanced Spines Present the Same Risk of Dislocation After Total Hip Arthroplasty? A Comparison Study Between Patients With Ankylosing Spondylitis and History of Spinal Fusion *The Journal of Arthroplasty*, 2020; 35, 3594-3600.

¹⁵⁶ P.J. McCurdy, M.M. Mills, P.G. Camacho, N.S. Babu, M.E. Hagen, The hip spine relationship—what we know and what we don't: a narrative review, *AME Medical Journal*, vol. 9, 2024, s. 890.

¹⁵⁷ Giai Via R, Onorato F, Rebolì M, et al. Challenges in Total Hip Arthroplasty with Prior Spinal Arthrodesis: A Comprehensive Review of Biomechanics, Complications, and Surgical Strategies. *J Clin Med*. 2024;13(11):3156. Published 2024 May 28.

¹⁵⁸ Kaneuji A, Fukui M, Takahashi E, Sanji Y, Hirata H, Kawahara N. Hip-sacroiliac joint-spine syndrome in total hip arthroplasty patients. *Sci Rep*. 2024;14(1):3813. Published 2024 Feb 154

Analiza porównawcza 138 bioder od 138 pacjentów (69 zmiany zwyrodnieniowe - OA i 69 jałowa martwica głowy kości udowej - ON) wykazała, że grupa OA charakteryzowała się dłuższym okresem od wystąpienia objawów do zabiegu oraz większą liczbą przypadków z istotną ukośnością miednicy i znaczącym nasileniem sklerotyzacji i nieregularności stawu krzyżowo-biodrowego. Badanie to sugeruje istnienie nowego konceptu "*Hip-SIJ-Spine syndrome*" u pacjentów z zespołem „*Hip-Spine*”.

Analiza kliniczna przeprowadzona przez zespół z Azji wykazała, że pacjenci z zeszywniającym zapaleniem stawów kręgosłupa mają niższe ryzyko zwichnięcia po THA w porównaniu z pacjentami poddawanych stabilizacji kręgosłupa lędźwiowego¹⁵⁹. Badanie obejmowało 59 pacjentów (73 bioder) w grupie ze stabilizacją odcinka lędźwiowego (LSF) i każdego pacjenta dopasowano do dwóch pacjentów w grupie ZZSK. Wskaźnik zwichnięć w grupie ZZSK (0,68%) był znacznie niższy niż w grupie LSF (4,11%), a współczynnik ryzyka dla zwichnięć po THA osiągnął wartość 6,1.

Najnowsze doniesienia z 2024 roku dotyczące pacjentów z deformacją kręgosłupa i sztywnością kręgosłupa, którzy stanowią grupę najwyższego ryzyka niestabilności, pokazują obiecujące wyniki zastosowania protokołów wysokiego ryzyka¹⁶⁰. Retrospektywna analiza 4731 THA wykonanych przez 3 chirurgów ortopedów wykazała, że pomimo zwiększającego się używania panewek podwójnej mobilności i dużych głów udowych, zwichnięcie pozostaje głównym powikłaniem po THA. Jednak przy zastosowaniu odpowiednich protokołów uzyskano niski ogólny wskaźnik zwichnięć w kohorcie (1,6%) w okresie 2 lat pooperacyjnych.

1.4.2. Ocena ryzyka powikłań u pacjentów z ograniczoną ruchomością kręgosłupa

Systematyczne podejście do oceny ryzyka powikłań u pacjentów z ograniczoną ruchomością kręgosłupa wymaga kompleksowego zrozumienia biomechanicznych następstw sztywności kręgowo-miednicznych¹⁶¹. Metaanaliza przeprowadzona przez An i współpracowników wykazała, że pacjenci z wcześniejszym zespoleniem kręgosłupa lędźwiowego mają znacznie zwiększone ryzyko zwichnięcia (ryzyko względne 2,03,

¹⁵⁹ Guan H, Xu C, Fu J, Yang X, Zhang Y, Chen J. Ankylosing Spondylitis Patients Have Lower Risk of Dislocation Following Total Hip Arthroplasty Compared with Patients Undergoing Lumbar Spinal Fusion Surgery. *Int J Gen Med*. 2022;15:6573-6582

¹⁶⁰ Sarpong NO, Rodriguez S, Kuyl EV, et al. Dislocation Following Anterior and Posterior Total Hip Arthroplasty in the Setting of Spinal Deformity and Stiffness: Evolving Trends Using a High-Risk Protocol at a Single Tertiary Center. *J Arthroplasty*. 2024;39(4):1019-1024.e1.

¹⁶¹ An VVG, Phan K, Sivakumar BS, Mobbs RJ, Bruce WJ. Prior Lumbar Spinal Fusion is Associated With an Increased Risk of Dislocation and Revision in Total Hip Arthroplasty: A Meta-Analysis. *J Arthroplasty*. 2018;33(1):297-300.

$p < 0,00001$) oraz rewizji (ryzyko względne 3,36) w porównaniu z pacjentami bez wcześniejszych zabiegów na kręgosłupie.

Ocena przedoperacyjna pacjentów z współistniejącą patologią biodro-kręgosłupową powinna obejmować identyfikację obecności deformacji kręgosłupa oraz sztywności kręgosłupa przed wykonaniem THA¹⁶². Obrazowanie przedoperacyjne powinno obejmować zdjęcie rentgenowskie miednicy w projekcji AP w pozycji stojącej oraz dwa boczne zdjęcia kręgowo-miedniczne wykonane w pozycji stojącej i siedzącej. Na podstawie obecności deformacji i/lub sztywności kręgosłupa pacjenci mogą zostać zaklasyfikowani do jednej z czterech kategorii w ramach *Hip-Spine Classification in THA*. Wyniki badania American Joint Replacement Registry, obejmującego 15 572 pacjentów w wieku ≥ 65 lat poddanych pierwotnej endoprotezoplastyce stawu biodrowego, z wcześniejszą historią spondylodezy lędźwiowej (LSF) bądź rozpoznaniem choroby zwyrodnieniowej krążków lędźwiowych, wykazały istotne różnice w częstości występowania zwichnięć¹⁶³.

Ogólne wskaźniki zwichnięć dla grup non-DM i DM wynosiły odpowiednio 1,17% i 0,68% w 90 dni oraz 1,68% i 0,91% w 1 rok ($p = 0,005$). Szanse 90-dniowego (OR=0,578, $p = 0,0328$) i rocznego (OR=0,534, $p = 0,0044$) zwichnięcia były znacznie niższe przy artykulacji typu DM w porównaniu z artykulacjami non-DM.

Szczególnie istotne są obserwacje dotyczące sekwencji chirurgicznej interwencji u pacjentów wymagających zarówno LSF, jak i THA. Wyniki badań demograficznych Medicare wykazały, że pacjenci z wcześniejszym LSF poddawani THA mają znacznie wyższe ryzyko zwichnięcia i kolejnej rewizji w porównaniu z tymi, którzy przeszli THA jako pierwszy zabieg, a następnie opóźnione LSF¹⁶⁴. Analiza wieloczynnikowa regresji Coxa uwzględniająca wiek, status socjoekonomiczny, rasę, region spisu ludności, płeć, wynik Charlsona, istniejące wcześniej schorzenia, status wypisu, długość pobytu i charakterystykę szpitala potwierdziła te obserwacje.

Ocena ryzyka w kontekście parametrów kręgowo-miednicznych wymaga szczególnej uwagi na *Combined Sagittal Index* (CSI), parametr niedawno wprowadzony

¹⁶² Elbuluk AM, Wright-Chisem JI, Vigdorchik JM, Nunley RM. Applying the Hip-Spine Relationship: What X-Rays and Measurements Are Important?. *J Arthroplasty*. 2021;36(7S):S94-S98.

¹⁶³ Nessler JM, Malkani AL, Yep PJ, Mullen KJ, Illgen RL 2nd. Dislocation Rates of Primary Total Hip Arthroplasty in Patients With Prior Lumbar Spine Fusion and Lumbar Degenerative Disk Disease With and Without Utilization of Dual Mobility Cups: An American Joint Replacement Registry Study. *J Am Acad Orthop Surg*. 2023;31(5):e271-e277.

¹⁶⁴ Malkani AL, Himschoot KJ, Ong KL, et al. Does Timing of Primary Total Hip Arthroplasty Prior to or After Lumbar Spine Fusion Have an Effect on Dislocation and Revision Rates?. *J Arthroplasty*. 2019;34(5):907-911.

przez Heckmanna i współpracowników do oceny strzałkowego, funkcjonalnego ruchu biodra¹⁶⁵. Zwiększony standing CSI ($>243^\circ$) był związany ze zwiększonym ryzykiem zderzeń tylnych i zwichnięć przednich, natomiast zmniejszony CSI podczas siedzenia ($<151^\circ$) był związany ze zwiększonym ryzykiem zderzeń przednich i zwichnięć tylnych. Autorzy zdefiniowali strzałkową strefę bezpieczeństwa, aby wyjaśnić zwichnięcia panewek zaimplantowanych w strefie bezpieczeństwa Lewinnea.

Kompleksowa analiza powikłań u pacjentów z ograniczoną ruchomością kręgosłupa ujawnia również zwiększone ryzyko innych negatywnych następstw¹⁵⁶. Pacjenci, którzy przeszli zarówno THA, jak i zespolenie kręgosłupa, wykazywali wyższe występowanie postrzeganej rozbieżności długości kończyn, utykania i pogorszenia dolegliwości z zakresu bólu pleców po THA w porównaniu z pacjentami bez stabilizacji. Te różnice obserwowano nawet u pacjentów z rozbieżnością długości kończyn zwykle uważaną za subkliniczną (≤ 10 mm).

Stratyfikacja ryzyka w oparciu o klasyfikację Bordeaux dla kinematyki kompleksu lędźwiowo-miedniczego (LPC) stanowi obecnie najbardziej kompleksowy system oceny¹³⁸. Zależności biodro–kręgosłup w endoprotezoplastyce stawu biodrowego (THA) mogą wpływać na ryzyko wystąpienia konfliktowania, zwichnięć oraz obciążeń brzeżnych, a klasyczne ‘strefy bezpieczeństwa’ orientacji panewki mogą nie mieć zastosowania u pacjentów ze sztywnością kompleksu kręgowo–miednicznego. Prospektywne badanie z wykorzystaniem systemu obrazowania EOS wykazało, że wiarygodność przedniej płaszczyzny miednicy jako punktu odniesienia w komputerowo nawigowanym pozycjonowaniu komponentu panewkowego podczas THA wymaga stosowania dedykowanych protokołów u pacjentów po przebytych stabilizacjach kręgosłupa. Szczególną grupę ryzyka stanowią chorzy z zeszywniającym zapaleniem stawów kręgosłupa poddawani THA z powodu ograniczeń ruchomości stawów biodrowych współistniejących ze sztywnym kręgosłupem¹⁶⁶. Sztywność kręgosłupa związana z ZZSK wymaga oceny przed THA, a przedoperacyjna ocena z bocznymi zdjęciami rentgenowskimi kręgosłupa pokazuje utratę lordozy lędźwiowej. Ruchomość kręgowo-miednicznych jest zmniejszona ze zmianą nachylenia krzyżowego z pozycji siedzącej do stojącej poniżej 10 stopni, co odpowiada sztywnemu wzorcowi.

¹⁶⁵ Heckmann N, McKnight B, Stefl M, Trasolini NA, Ike H, Dorr LD. Late Dislocation Following Total Hip Arthroplasty: Spinopelvic Imbalance as a Causative Factor. *J Bone Joint Surg Am.* 2018;100(21):1845-1853.

¹⁶⁶ Oommen AT, Hariharan TD, Chandy VJ, et al. Total hip arthroplasty in fused hips with spine stiffness in ankylosing spondylitis. *World J Orthop.* 2021;12(12):970-982. Published 2021 Dec 18.

Najnowsze badania wskazują na konieczność uwzględnienia dodatkowych parametrów kręgowo-miednicznych w celu złagodzenia ryzyka zwichnięć i powikłań po THA¹⁶⁷. Wskaźnik przeżywalności wolnej od rewizji wynosi 82% w ciągu 20 lat u pacjentów z ZZSK, a znacząca poprawa funkcjonalna i mobilności uzasadnia THA u pacjentów z ZZSK ze sztywnymi biodrami i kręgosłupem, pomimo ryzyka powikłań śródoperacyjnych, zwichnięć pooperacyjnych (1,9%) i kosztowności heterotopowego.

ROZDZIAŁ II.

MATERIAŁ I METODY

2.1. Cel główny i cele szczegółowe pracy

Głównym celem niniejszej rozprawy jest kompleksowa ocena wpływu różnych typów sztywności połączenia miednica-kręgosłup na wyniki pooperacyjne alloplastyki stawu biodrowego. Badanie ma na celu weryfikację hipotezy, że ograniczenie mobilności kompleksu kręgosłupowo-miednicznego stanowi istotny czynnik determinujący skuteczność terapii i częstość powikłań po endoprotezoplastyce stawu biodrowego, wymagający uwzględnienia w planowaniu przedoperacyjnym i strategii chirurgicznej.

Realizacja tego celu obejmuje identyfikację, klasyfikację i analizę różnorodnych form sztywności w obrębie połączenia miednica-kręgosłup oraz określenie ich bezpośredniego wpływu na parametry kliniczne, funkcjonalne i radiologiczne u pacjentów poddanych zabiegowi całkowitej wymiany stawu biodrowego. Badanie ma dostarczyć dowodów naukowych umożliwiających optymalizację postępowania chirurgicznego poprzez indywidualizację strategii terapeutycznej w zależności od specyfiki biomechanicznych zaburzeń u konkretnego pacjenta.

Cele szczegółowe

Cel szczegółowy 1: Ocena zmian subiektywnego postrzegania niepełnosprawności po endoprotezoplastyce

Pierwszym celem szczegółowym jest analiza wpływu operacji endoprotezoplastyki całkowitej stawu biodrowego na subiektywną ocenę niepełnosprawności pacjentów, ze szczególnym uwzględnieniem poszczególnych domen funkcjonalnych. Cel ten obejmuje:

¹⁶⁷ White HJ, Bradley J, Hadgis N, et al. Predicting Patient-Centered Outcomes from Spine Surgery Using Risk Assessment Tools: a Systematic Review. *Curr Rev Musculoskelet Med.* 2020;13(3):247-263.

- Porównanie wyników przed- i pooperacyjnych w standaryzowanych skalach oceny funkcjonalnej,
- Identyfikację obszarów funkcjonalnych wykazujących największą poprawę po zabiegu,
- Analizę dynamiki zmian w poszczególnych kategoriach niepełnosprawności (symptomy, ból, funkcjonowanie, aktywność sportowa, jakość życia),
- Określenie wielkości efektu terapeutycznego w różnych domenach oceny.

Realizacja tego celu umożliwi obiektywną ocenę skuteczności endoprotezoplastyki w kontekście poprawy subiektywnie odczuwanej sprawności oraz identyfikację obszarów wymagających szczególnej uwagi w procesie rehabilitacji pooperacyjnej.

Cel szczegółowy 2: Analiza korelacji między mobilnością kompleksu kręgosłupowo-miednicznego a oceną niepełnosprawności

Drugim celem szczegółowym jest szczegółowa analiza związków między parametrami mobilności w obrębie połączenia kręgosłup-miednica a subiektywną oceną niepełnosprawności pacjentów zarówno przed zabiegiem, jak i w okresie pooperacyjnym. Ten cel obejmuje:

- Ocenę korelacji między pomiarami dynamicznymi parametrów kręgosłupowo-miednicznych (Δ APPt, Δ SS, Δ PI-LL) a wynikami skal funkcjonalnych,
- Identyfikację parametrów mobilności najsilniej związanych z poszczególnymi domenami niepełnosprawności,
- Porównanie siły korelacji w okresie przed- i pooperacyjnym,
- Analizę różnic w korelacjach między lewą a prawą kończyną dolną.

Realizacja tego celu pozwoli na określenie, które parametry biomechaniczne najsilniej wpływają na funkcjonowanie pacjenta oraz czy mobilność kompleksu miedniczno-kręgosłupowego odgrywa różną rolę w okresie przed- i pooperacyjnym.

Cel szczegółowy 3: Ocena wpływu endoprotezoplastyki na parametry osadzenia implantów

Trzecim celem szczegółowym jest analiza zmian wybranych parametrów technicznych związanych z osadzeniem endoprotezy, ze szczególnym uwzględnieniem ich związku z mobilnością połączenia miednica-kręgosłup. Cel ten obejmuje:

- Ocenę zmian długości kończyn przed i po zabiegu w kontekście asymetrii funkcjonalnych,
- Analizę modyfikacji napięcia tkanek miękkich (pomiar AO i FO) jako wskaźnika adaptacji biomechanicznej,

- Ocenę zmian pozycji panewki (kąty INK i ANTE) i ich związku z parametrami kompleksu miedniczno-kręgosłupowego,
- Identyfikację czynników wpływających na precyzję osadzenia komponentów endoprotezy.

Ten cel ma umożliwić zrozumienie mechanizmów wpływu sztywności kompleksu miedniczno-kręgosłupowego na aspekty techniczne zabiegu oraz identyfikację obszarów wymagających szczególnej uwagi chirurgicznej.

Cel szczegółowy 4: Analiza związków między parametrami osadzenia a oceną funkcjonalną

Czwartym celem szczegółowym jest określenie korelacji między technicznymi parametrami osadzenia endoprotezy a subiektywną oceną niepełnosprawności pacjentów. Cel ten obejmuje:

- Ocenę wpływu różnicy długości kończyn na poszczególne domeny oceny funkcjonalnej,
- Analizę związku między modyfikacjami napięcia tkanek miękkich a wynikami skal klinicznych,
- Określenie korelacji między parametrami pozycji panewki a oceną funkcjonalną,
- Identyfikację parametrów technicznych o największym wpływie na satysfakcję pacjenta.

Realizacja tego celu pozwoli na określenie, które aspekty techniczne zabiegu mają największe znaczenie dla osiągnięcia optymalnych rezultatów funkcjonalnych oraz czy istnieją możliwości predykcji wyników na podstawie parametrów osadzenia.

Sformułowane cele badawcze odnoszą się bezpośrednio do kluczowych problemów współczesnej ortopedii rekonstrukcyjnej. W dobie rosnącej liczby zabiegów endoprotezoplastyki oraz coraz większych oczekiwań pacjentów dotyczących jakości życia po zabiegu, zrozumienie czynników wpływających na wyniki leczenia nabiera szczególnego znaczenia.

Cel główny badania adresuje fundamentalną lukę w aktualnej wiedzy dotyczącej roli kompleksu miednica-kręgosłup w planowaniu i wykonywaniu endoprotezoplastyki stawu biodrowego. Mimo rosnącego zainteresowania problematyką relacji staw biodrowy-kręgosłup w literaturze światowej, nadal brakuje systematycznych analiz uwzględniających różnorodne aspekty tej złożonej relacji biomechanicznej.

Cele szczegółowe zostały zaprojektowane zgodnie z hierarchiczną strukturą oceny wyników w chirurgii ortopedycznej, uwzględniającej zarówno perspektywę pacjenta (subiektywna ocena funkcjonalności), jak i obiektywne parametry techniczne.

Szczególne znaczenie ma analiza dynamicznych zmian parametrów przed- i pooperacyjnych, która pozwoli na identyfikację mechanizmów adaptacyjnych oraz określenie optymalnych strategii terapeutycznych dla różnych typów pacjentów. Wyniki badania mogą przyczynić się do opracowania protokołów personalizowanego podejścia do endoprotezoplastyki, uwzględniających indywidualne charakterystyki biomechaniczne pacjenta.

2.2. Problemy i pytania badawcze

Centralnym problemem badawczym jest brak systematycznej wiedzy na temat mechanizmów wpływu różnych typów sztywności połączenia miednica-kręgosłup na wyniki kliniczne i funkcjonalne po endoprotezoplastyce stawu biodrowego. Mimo rosnącej świadomości znaczenia relacji staw biodrowy-kręgosłup w ortopedii rekonstrukcyjnej, literatura naukowa nadal nie dostarcza jednoznacznych odpowiedzi na pytanie o skalę i charakterystykę tego wpływu w kontekście praktyki klinicznej.

Problem ten wynika z kilku kluczowych ograniczeń dotychczasowych badań: niejednorodności systemów klasyfikacyjnych sztywności kompleksu kręgosłupowo-miednicznego, braku standaryzacji metod oceny mobilności, oraz ograniczonej liczby badań uwzględniających kompleksową analizę różnych aspektów wyników pooperacyjnych. Dodatkowo, większość dostępnych publikacji koncentruje się na wybranych aspektach problematyki (najczęściej ryzyku zwichnięć), pomijając szerszy kontekst funkcjonalny i biomechaniczny.

Pytania badawcze szczegółowe

- Pytanie badawcze 1: Wpływ endoprotezoplastyki na percepcję niepełnosprawności,
- Pytanie badawcze 2: Korelacje mobilności kompleksu miedniczno-kręgosłupowego z oceną funkcjonalną,
- Pytanie badawcze 3: Modyfikacje parametrów technicznych endoprotezoplastyki,
- Pytanie badawcze 4: Związki między parametrami technicznymi a oceną funkcjonalną.

Realizacja badania wiąże się z kilkoma istotnymi wyzwaniem metodologicznymi. Po pierwsze, problem standaryzacji pomiarów radiologicznych w różnych pozycjach ciała,

wymagający precyzyjnych protokołów obrazowania oraz kontroli jakości pomiarów. Po drugie, konieczność uwzględnienia heterogeniczności populacji badanej pod względem wieku, płci, chorób współistniejących oraz typu zastosowanych implantów.

Dodatkowo, kompleksowy charakter analizy wymaga zastosowania zaawansowanych metod statystycznych umożliwiających jednoczesną ocenę wielu zmiennych oraz kontrolę potencjalnych czynników zakłócających. Szczególnym wyzwaniem jest interpretacja wyników w kontekście klinicznym oraz translacja statystycznych zależności na praktyczne rekomendacje.

2.3. Charakterystyka materiału badawczego

Materiał badawczy obejmuje grupę 105 pacjentów poddanych pierwotnej endoprotezoplastyce całkowitej stawu biodrowego w okresie od 2019 do 2024 roku. Badana populacja składa się z osób obu płci w wieku powyżej 18 lat, u których głównym wskazaniem do zabiegu była schyłkowa choroba zwyrodnieniowa stawu biodrowego (koksartroza). Wszyscy uczestnicy badania zostali zakwalifikowani do zabiegu na podstawie standardowych kryteriów klinicznych i radiologicznych, obejmujących nasilone dolegliwości bólowe, znaczne ograniczenie funkcji stawu oraz radiologiczne potwierdzenie zaawansowanych zmian zwyrodnieniowych. Z tej grupy w 92 przypadkach udało się zabrać dostatecznie dużą liczbę danych by dokonać analizy.

Populacja badana charakteryzowała się heterogenicznością pod względem demograficznym, co odzwierciedla rzeczywistą strukturę pacjentów kierowanych na endoprotezoplastykę stawu biodrowego w praktyce klinicznej. Rozkład płci, wieku oraz chorób współistniejących odpowiada typowym charakterystykom epidemiologicznym dla tej grupy zabiegowej, co zwiększa reprezentatywność uzyskanych wyników i możliwość ich ekstrapolacji na szerszą populację.

2.3.1. Kryteria włączenia i wyłączenia

Do udziału w badaniu zakwalifikowani zostali pacjenci spełniający następujące kryteria włączenia:

- Kryteria medyczne: Wiek powyżej 18 lat, wskazania do pierwotnej endoprotezoplastyki całkowitej stawu biodrowego z powodu schyłkowej koksartrozy, zakończony proces wzrostu kostnego gwarantujący stabilność

parametrów anatomicznych, oraz zdolność do współpracy w procesie diagnostycznym i terapeutycznym.

- Kryteria dokumentacyjne: Dostępność kompletnej dokumentacji medycznej obejmującej dane przedoperacyjne, protokoły zabiegowe, oraz dokumentację pooperacyjną z okresem obserwacji minimum 12 miesięcy. Szczególnie istotne było posiadanie kompletnej dokumentacji radiologicznej umożliwiającej ocenę parametrów kompleksu miedniczno-kręgosłupowego.
- Kryteria obrazowe: Wykonanie dynamicznej diagnostyki radiologicznej obejmującej zdjęcia rentgenowskie kręgosłupa i miednicy w co najmniej dwóch pozycjach (stojącej i siedzącej), umożliwiające pomiar parametrów mobilności kompleksu miednica-kręgosłup. Jakość obrazów musiała pozwalać na precyzyjne oznaczenie punktów anatomicznych niezbędnych do obliczenia kątów kompleksu kręgosłupowo-miednicznego.
- Kryteria funkcjonalne: Możliwość wykonania oceny funkcjonalnej przed zabiegiem oraz w określonych punktach czasowych po operacji, obejmującej standaryzowane skale oceny (*Harris Hip Score*, *WOMAC*, *VAS*) oraz subiektywną ocenę niepełnosprawności w poszczególnych domenach.

Z badania wykluczeni zostali pacjenci niespełniający kryteriów włączenia oraz osoby, u których występowały dodatkowe czynniki mogące wpływać na wyniki analizy:

- Kryteria chirurgiczne: Pacjenci po wcześniejszych zabiegach rewizyjnych endoprotezy stawu biodrowego, osoby z implantami innych stawów kończyn dolnych mogącymi wpływać na biomechanikę chodu, oraz pacjenci wymagający nietypowych technik operacyjnych z powodu deformacji anatomicznych.
- Kryteria neurologiczne: Pacjenci z chorobami neurologicznymi o charakterze porażennym lub przykurczowym, zespołami neurologicznymi wpływającymi na kontrolę ruchową, oraz zaburzeniami równowagi o podłożu ośrodkowym mogącymi zakłócać interpretację parametrów mobilności.
- Kryteria onkologiczne: Pacjenci z aktywnym procesem nowotworowym, historią przerzutów do układu kostno-stawowego, oraz osoby otrzymujące chemioterapię lub radioterapię w okresie badania, ze względu na potencjalny wpływ na regenerację tkanek i wyniki funkcjonalne.

- Kryteria dokumentacyjne: Pacjenci z niepełną dokumentacją medyczną, brakiem możliwości wykonania dynamicznej diagnostyki obrazowej, oraz osoby niezdolne do współpracy w procesie oceny funkcjonalnej lub z ograniczeniami komunikacyjnymi uniemożliwiającymi rzetelną ocenę subiektywnych parametrów.

2.3.2. Podział pacjentów według typów sztywności (mobilni, sztywność funkcjonalna, sztywność strukturalna)

Na podstawie analizy parametrów radiologicznych, badana populacja została podzielona na grupy zgodnie z klasyfikacjami mobilności kompleksu miednica-kręgosłup. Zastosowano kryteria opracowane przez zespoły Vigdorhika-Luthringera oraz Haffera, uwzględniające zarówno statyczne parametry kompleksu kręgosłupowo-miedniczego, jak i dynamiczne zmiany między różnymi pozycjami ciała.

- Grupa normomobilna: Pacjenci wykazujący prawidłowe parametry ustawienia spinopelvic (PI-LL w pozycji stojącej $<10^\circ$) oraz zachowaną mobilność ($\Delta SS >10^\circ$). Ta grupa stanowi kontrolę dla porównania z pacjentami wykazującymi różne formy ograniczenia mobilności.
- Grupa ze sztywnością funkcjonalną: Pacjenci z prawidłowym statycznym ustawieniem, ale ograniczoną mobilnością dynamiczną, co może wynikać z bólu, napięcia mięśniowego lub wczesnych zmian degeneracyjnych niewidocznych w obrazowaniu statycznym.
- Grupa ze sztywnością strukturalną: Pacjenci z udokumentowanymi zmianami anatomicznymi ograniczającymi mobilność, takimi jak zeszywniające zapalenie stawów kręgosłupa, zaawansowane zmiany degeneracyjne, lub skutki wcześniejszych zabiegów chirurgicznych na kręgosłupie.

Szczegółowa charakterystyka demograficzna obejmuje rozkład wieku z uwzględnieniem grup wiekowych istotnych dla prognozy pooperacyjnej, rozkład płci oraz jego korelację z typami mobilności kompleksu miedniczo-kręgosłupowego, rozkład geograficzny pacjentów oraz potencjalne różnice regionalne w charakterystyce klinicznej.

Charakterystyka kliniczna uwzględnia spektrum chorób współistniejących ze szczególnym uwzględnieniem schorzeń wpływających na układ ruchu, historię wcześniejszych urazów lub zabiegów ortopedycznych, stopień nasilenia zmian zwyrodnieniowych według standardowych klasyfikacji radiologicznych, oraz przedoperacyjny poziom aktywności fizycznej i jego związek z typem mobilności kompleksu miednica-kręgosłup.

Badana grupa charakteryzuje się wysoką reprezentatywnością dla populacji pacjentów kierowanych na endoprotezoplastykę stawu biodrowego w polskich warunkach klinicznych. Rozkład cech demograficznych i klinicznych odpowiada danym epidemiologicznym dostępnym w literaturze, co zwiększa możliwość generalizacji wyników na szerszą populację.

Szczególą wartość materiału badawczego stanowi możliwość analizy rzeczywistej praktyki klinicznej, uwzględniającej naturalne zróżnicowanie pacjentów pod względem wieku, stopnia zaawansowania zmian patologicznych oraz występowania chorób współistniejących. Taka charakterystyka materiału pozwala na ocenę skuteczności interwencji w warunkach zbliżonych do codziennej praktyki ortopedycznej.

2.3.3. Dane demograficzne i kliniczne

Badana grupa 105 pacjentów charakteryzowała się zróżnicowanym profilem demograficznym odzwierciedlającym typową populację kierowaną na endoprotezoplastykę stawu biodrowego. Rozkład płci wykazywał nieznaczną przewagę kobiet, co jest zgodne z epidemiologią koksartrozy w populacji polskiej. Średni wiek badanych wynosił 68,7 lat (zakres 42-87 lat), przy czym największą grupę stanowili pacjenci w przedziale wiekowym 60-75 lat.

Analiza rozkładu wieku w kontekście typów mobilności kompleksu kręgosłupowo-miednicznego wykazała interesujące zależności. Pacjenci z zachowaną mobilnością byli istotnie młodsi (średnio 64,2 lat) w porównaniu do osób ze sztywnością strukturalną (średnio 73,1 lat), co może odzwierciedlać progresywny charakter zmian degeneracyjnych w układzie miednica-kręgosłup wraz z wiekiem. Rozkład według płci w poszczególnych grupach mobilności pozostawał względnie równomierny, choć zaobserwowano nieznacznie większy odsetek mężczyzn w grupie ze sztywnością strukturalną.

Wszyscy pacjenci prezentowali kliniczne i radiologiczne objawy schyłkowej koksartrozy zgodnie z kryteriami American College of Rheumatology. Średni czas trwania objawów przed kwalifikacją do zabiegu wynosił 18,4 miesiąca, przy znacznym zróżnicowaniu między grupami (od 8 miesięcy u pacjentów z mobilnością zachowaną do 28 miesięcy w grupie ze sztywnością strukturalną).

Ocena przedoperacyjna funkcji stawu biodrowego przeprowadzona za pomocą standaryzowanych skal wykazała istotne różnice między grupami mobilności. Średni wynik *Harris Hip Score* przed operacją wynosił 42,3 punktu w grupie normomobilnej, 38,7 punktu w grupie ze sztywnością funkcjonalną oraz 34,1 punktu w grupie ze sztywnością

strukturalną. Podobne różnice obserwowano w skali WOMAC, gdzie większa sztywność kompleksu kręgosłupowo-miednicznego korelowała z gorszymi wynikami we wszystkich domenach oceny.

Nasilenie dolegliwości bólowych mierzone skalą VAS przed operacją wykazywało również zależność od typu mobilności spinopelvic. Pacjenci ze sztywnością strukturalną zgłaszali najwyższe wartości bólu (średnio 7,8 pkt), podczas gdy w grupie normomobilnej średnia wynosiła 6,4 pkt. Ta różnica może wynikać z kompensacyjnych mechanizmów biomechanicznych oraz dodatkowych dolegliwości pochodzących z kręgosłupa lędźwiowego.

Analiza chorób współistniejących wykazała typowy dla tej grupy wiekowej spektrum schorzeń. Nadciśnienie tętnicze występowało u 67% badanych, cukrzyca typu 2 u 23%, a inne choroby układu krążenia u 34% pacjentów. Istotne z punktu widzenia badania było występowanie schorzeń kręgosłupa: dyskopatia lędźwiowa została zdiagnozowana u 45% pacjentów, a zmiany zwyrodnieniowe kręgosłupa różnego stopnia u 78% badanych.

Szczególną grupę stanowili pacjenci ze zdiagnozowanym zeszywniającym zapaleniem stawów kręgosłupa (8 osób), którzy zostali zakwalifikowani do grupy ze sztywnością strukturalną. Dodatkowo, 12 pacjentów miało w wywiadzie zabiegi chirurgiczne na kręgosłupie lędźwiowym, co również wpływało na klasyfikację mobilności połączenia miedniczno-kręgosłupowego.

Palenie tytoniu było zgłaszane przez 28% pacjentów, przy czym częściej występowało w grupach z ograniczoną mobilnością (34% w grupie ze sztywnością funkcjonalną vs 21% w grupie normomobilnej). BMI powyżej 30 kg/m² występowało u 41% badanych, bez istotnych różnic między grupami mobilności.

Ocena radiologiczna stopnia zaawansowania zmian zwyrodnieniowych według klasyfikacji Kellgren-Lawrence wykazała, że 67% pacjentów prezentowało zmiany stopnia IV. W grupie ze sztywnością strukturalną odsetek zaawansowanych zmian był wyższy (78%) w porównaniu do grupy normomobilnej (61%), co może odzwierciedlać dłuższy przebieg choroby oraz dodatkowe obciążenia biomechaniczne.

Pomiary parametrów kompleksu miednica-kręgosłup wykazały oczekiwane różnice między grupami. Średnia wartość *pelvic incidence* (PI) wynosiła 54,2° w całej grupie, bez istotnych różnic między kategoriami mobilności. Natomiast *pelvic tilt* (PT) był istotnie wyższy w grupie ze sztywnością (24,6° vs 18,3° w grupie normomobilnej), co odzwierciedla kompensacyjne tylne pochylenie miednicy.

Szczególnie istotne były różnice w sacral slope (SS) między pozycją stojącą a siedzącą. W grupie normomobilnej średnia wartość ΔSS wynosiła $18,7^\circ$, podczas gdy w grupie ze sztywnością strukturalną jedynie $4,2^\circ$. Ten parametr stanowił podstawowe kryterium klasyfikacji pacjentów do odpowiednich grup mobilności.

Rozkład stron operowanych był względnie równomierny: 58 operacji lewostronnych (55,2%) i 47 prawostronnych (44,8%). Analiza wykazała jednak interesujące różnice w parametrach funkcjonalnych między stronami. Pacjenci operowani z lewej strony częściej prezentowali asymetrie w pomiarach kątowych kompleksu kręgosłupowo-miednicznego, co może wynikać z kompensacyjnych wzorców ruchowych.

Przedoperacyjne różnice długości kończyn były obecne u 73% pacjentów, ze średnim skróceniem strony operowanej wynoszącym 8,2 mm. W grupie ze sztywnością strukturalną różnice te były większe (średnio 12,4 mm), co może odzwierciedlać długotrwały przebieg choroby oraz ograniczone mechanizmy kompensacyjne.

Ocena przedoperacyjnego poziomu aktywności fizycznej przeprowadzona za pomocą kwestionariusza UCLA Activity Score wykazała istotne różnice między grupami mobilności. Pacjenci z zachowaną mobilnością kompleksu kręgosłupowo-miednicznego osiągalili średnio 4,2 punktu, podczas gdy osoby ze sztywnością strukturalną jedynie 2,8 punktu.

Analiza konkretnych aktywności wykazała, że pacjenci ze sztywnością częściej unikali czynności wymagających zgięcia w biodrze powyżej 90° , takich jak siadanie na niskich krzesłach czy podnoszenie przedmiotów z podłogi. Te ograniczenia mogą wynikać zarówno z dolegliwości stawu biodrowego, jak i z kompensacyjnych ograniczeń związanych ze sztywnością kręgosłupa.

Przedstawiona charakterystyka demograficzna i kliniczna potwierdza reprezentatywność badanej populacji dla typowych pacjentów kierowanych na endoprotezoplastykę stawu biodrowego oraz dokumentuje istotne różnice między grupami o różnej mobilności kompleksu miedniczno-kręgosłupowego, które mogą wpływać na wyniki pooperacyjne.

2.4. Zastosowane metody i techniki badawcze

2.4.1. Analiza zdjęć RTG i TK (parametry kątowe, klasyfikacja sztywności)

Ocena radiologiczna stanowiła fundamentalny element diagnostyki, obejmując standardowy protokół obrazowania wielopozycyjnego. Wszystkie badania były

wykonywane przy użyciu cyfrowych aparatów rentgenowskich z zachowaniem jednolitych parametrów ekspozycji. Protokół obejmował zdjęcia przednio-tylne miednicy w pozycji stojącej, boczne zdjęcia kręgosłupa lędźwiowo-krzyżowego w pozycji stojącej oraz w pozycji siedzącej pod kątem 90 stopni w stawach biodrowych i kolanowych.

Standaryzacja pozycji pacjenta była kluczowa dla rzetelności pomiarów. Pozycja stojąca wymagała naturalnej postawy z równomiernym obciążeniem obu kończyn dolnych, ręce złożone na klatce piersiowej. Pozycja siedząca była wykonywana na standardowym krześle bez oparcia, z zachowaniem prostej osi kręgosłupa oraz kąta 90 stopni w stawach biodrowych i kolanowych. Wszystkie pomiary były weryfikowane przez dwóch niezależnych obserwatorów w celu zapewnienia maksymalnej precyzji.

Analiza parametrów kątowych obejmowała kluczowe wskaźniki określające geometrię i mobilność kompleksu miednica-kręgosłup. *Pelvic incidence* (PI) był mierzony jako kąt między linią prostopadłą do górnej płytki końcowej S1 a linią łączącą środek tej płytki z centrum głów kości udowych. *Pelvic tilt* (PT) określano jako kąt między linią pionową a linią łączącą środek S1 z centrum głów kości udowych. *Sacral slope* (SS) mierzono jako kąt między górną płytką końcową S1 a linią poziomą.

Dodatkowo wykonywano pomiary parametrów dynamicznych, obliczając różnice (delta) między pozycją stojącą a siedzącą dla wszystkich kluczowych wskaźników. Szczególnie istotne były: ΔSS (zmiana *sacral slope*), ΔPT (zmiana *pelvic tilt*) oraz ΔLL (zmiana lordozy lędźwiowej). Te parametry dynamiczne stanowiły podstawę klasyfikacji mobilności kompleksu kręgosłupowo-miednicznego.

Zastosowano zmodyfikowaną klasyfikację opartą na kryteriach Vigdorchika-Luthringera oraz Haffera. Pacjenci zostali podzieleni na grupy według następujących kryteriów: normomobilni ($PI-LL < 10^\circ$ oraz $\Delta SS > 10^\circ$), ze sztywnością funkcjonalną ($PI-LL < 10^\circ$ ale $\Delta SS < 10^\circ$), oraz ze sztywnością strukturalną ($PI-LL > 10^\circ$ oraz $\Delta SS < 10^\circ$).

Dodatkowo uwzględniono klasyfikację Kanawade opartą na wartościach $\Delta APPT$: sztywne połączenie ($< 20^\circ$), normalne ($20-35^\circ$) oraz hipermobilne ($> 35^\circ$). Zastosowanie wielokryterialnego systemu klasyfikacyjnego pozwoliło na precyzyjniejszą stratyfikację pacjentów oraz weryfikację krzyżową wyników.

Ocena pooperacyjna obejmowała szczegółową analizę pozycji komponentów endoprotezy. Mierzono kąt inklinacji (INK) oraz antewersji (ANTE) panewki względem anatomicznych punktów odniesienia miednicy. Dodatkowo oceniano różnice długości kończyn na podstawie porównania odległości od kolców biodrowych przednich górnych do środka główki endoprotezy.

Pomiary napięcia tkanek miękkich (AO - abductor offset, FO - femoral offset) były wykonywane w celu oceny odtworzenia biomechaniki stawu. Te parametry pozwalały na ocenę jakości technicznej zabiegu oraz identyfikację czynników mogących wpływać na wyniki funkcjonalne.

2.4.2. Ocena funkcjonalna: skale kliniczne (Harris Hip Score, WOMAC, VAS)

Harris Hip Score stanowił podstawowe narzędzie oceny funkcjonalnej stawu biodrowego. Skala obejmuje cztery główne domeny: ból (44 punkty), funkcja (47 punktów), zakres ruchu (5 punktów) oraz deformacje (4 punkty), dając maksymalnie 100 punktów. Ocena była przeprowadzana przez przeszkolony personel medyczny według standaryzowanego protokołu.

Pomiary wykonywano w trzech punktach czasowych: przed operacją, 6 miesięcy po zabiegu oraz 12 miesięcy po operacji. Szczegółowa dokumentacja obejmowała nie tylko wynik ogólny, ale również punktację w poszczególnych domenach, co pozwalało na identyfikację obszarów największej poprawy funkcjonalnej.

Kwestionariusz WOMAC w wersji polskiej składał się z 24 pytań podzielonych na trzy domeny: ból (5 pytań), sztywność (2 pytania) oraz funkcja fizyczna (17 pytań). Każde pytanie było oceniane od 0 do 4 punktów, gdzie wyższe wartości oznaczały większą dysfunkcję.

Pacjenci wypełniali kwestionariusz samodzielnie w warunkach ambulatoryjnych, z możliwością uzyskania pomocy w przypadku trudności z interpretacją pytań. Wyniki były przeliczane na skalę 0-100 dla każdej domeny oraz dla wyniku ogólnego, co ułatwiało interpretację kliniczną oraz porównania statystyczne.

Skala VAS dla oceny bólu obejmowała linię o długości 100 mm, gdzie 0 oznaczało brak bólu, a 100 najsilniejszy możliwy ból. Pacjenci oznaczali intensywność bólu w trzech kategoriach: ból w spoczynku, ból podczas aktywności oraz ból nocny. Pomiary były wykonywane w tych samych punktach czasowych co pozostałe skale funkcjonalne.

Dodatkowo zastosowano kategoriyczną skalę bólu (0-10 punktów) dla pacjentów mających trudności z interpretacją skali analogowej. Korelacja między obiema metodami była wysoka ($r > 0,9$), co potwierdzało rzetelność pomiarów.

Ocena funkcjonalna została rozszerzona o obiektywne testy sprawności fizycznej oraz ocenę zakresu ruchu w stawie biodrowym przy użyciu goniometru. Pomiary były wykonywane przez tego samego badacza w celu minimalizacji błędu międzyobserwacyjnego.

Dokumentowano również subiektywną ocenę satysfakcji pacjenta z wyników leczenia w skali 1-5 punktów oraz gotowość do ponownego przejścia zabiegu. Te parametry dostarczały cennych informacji o ogólnej skuteczności terapii z perspektywy pacjenta.

2.4.3. Analiza zdarzeń niepożądanych (np. zwichnięcia, reoperacje, zużycie komponentów)

Systematyczna dokumentacja zdarzeń niepożądanych obejmowała podział na powikłania wczesne (do 90 dni po zabiegu) oraz późne (powyżej 90 dni). Powikłania klasyfikowano według systemu Clavien-Dindo, uwzględniając stopień ciężkości oraz konieczność interwencji terapeutycznej.

Szczególną uwagę poświęcono powikłaniom mechanicznym specyficznym dla endoprotezoplastyki: zwichnięcia, aseptyczne obluzowania, infekcje okołoprotezowe oraz złamania okołoprotezowe. Każde zdarzenie było dokumentowane z podaniem daty wystąpienia, objawów klinicznych, metod diagnostycznych oraz zastosowanego leczenia.

Zwichnięcia endoprotezy były klasyfikowane według kierunku (przednie, tylne, górne) oraz mechanizmu powstania (traumatyczne, spontaniczne). Dokumentowano okoliczności wystąpienia zdarzenia, pozycję ciała w momencie zwichnięcia oraz zastosowaną metodę leczenia (nastawienie zamknięte vs otwarte).

Szczególną uwagę poświęcono zwichnięciom nawracającym, definiowanym jako więcej niż jedno zdarzenie u tego samego pacjenta. W takich przypadkach przeprowadzano szczegółową analizę przyczyn, obejmującą ocenę pozycji komponentów, funkcji tkanek miękkich oraz wzorców aktywności pacjenta.

Monitorowanie zużycia komponentów endoprotezy opierało się na sekwencyjnej analizie radiologicznej z użyciem oprogramowania komputerowego. Mierzono liniowe zużycie wkładki polietylenowej oraz obecność stref osteolizy wokół komponentów.

Radiogramy kontrolne były wykonywane w standardowych projekcjach w odstępach 6-miesięcznych przez pierwsze dwa lata, a następnie corocznych. Szczególną uwagę poświęcano obecności linii lizy kostnej, zmian pozycji komponentów oraz oznakom obluzowania aseptycznego.

Wszystkie przypadki wymagające ponownej interwencji chirurgicznej były szczegółowo dokumentowane z podaniem wskazania, typu zabiegu oraz wyników pooperacyjnych. Reoperacje klasyfikowano jako rewizje (wymiana komponentów).

Analiza przyczyn reoperacji obejmowała ocenę czynników pacjenta, aspektów technicznych pierwotnego zabiegu oraz okoliczności pooperacyjnych. Te informacje były kluczowe dla identyfikacji czynników ryzyka oraz optymalizacji protokołów postępowania w przyszłości.

2.5. Procedura zbierania danych

2.5.1. Opis zastosowanego protokołu badawczego

Opracowany protokół badawczy charakteryzował się retrospektywną strukturą, łącząc analizę danych historycznych z kontrolowanym gromadzeniem informacji. Obejmował retrospektywną identyfikację pacjentów spełniających kryteria włączenia z bazy danych szpitalnych w okresie 2019-2024, wraz z weryfikacją kompletności dokumentacji medycznej. Drugi etap polegał na analizie danych funkcjonalnych oraz obrazowych w standaryzowanych punktach czasowych.

Protokół był oparty na zasadach *Good Clinical Practice* (GCP) oraz wytycznych *Strengthening the Reporting of Observational Studies in Epidemiology* (STROBE). Każdy pacjent otrzymał unikalny kod identyfikacyjny zapewniający anonimizację danych przy zachowaniu możliwości śledzenia historii medycznej.

Proces rekrutacji rozpoczynał się od przeglądu dokumentacji wszystkich pacjentów zakwalifikowanych do endoprotezoplastyki stawu biodrowego w okresie badania. Wstępna selekcja opierała się na kodach ICD-10 oraz danych z systemu informatycznego szpitala. Następnie przeprowadzano szczegółową weryfikację kryteriów włączenia i wyłączenia przez dwóch niezależnych badaczy.

Kwalifikacja ostateczna wymagała weryfikacji wywiadu medycznego oraz badania klinicznego potwierdzającego zgodność z kryteriami badania. Szczególną uwagę poświęcano wykluczeniu chorób współistniejących mogących wpływać na wyniki analizy, takich jak zaburzenia neurologiczne czy aktywne procesy nowotworowe.

Kluczowym elementem protokołu była standaryzacja wszystkich procedur pomiarowych w celu minimalizacji błędów systematycznych. Wykonanie zdjęć rentgenowskich odbywało się według jednolitego protokołu obejmującego precyzyjne pozycjonowanie pacjenta, standardowe parametry ekspozycji oraz kontrolę jakości obrazu. Wszystkie pomiary radiologiczne były wykonywane przez dwóch niezależnych obserwatorów przy użyciu tego samego oprogramowania komputerowego.

Ocena funkcjonalna była przeprowadzana przez przeszkolony personel medyczny w kontrolowanych warunkach ambulatoryjnych. Każdy badający już wcześniej przeszedł specjalistyczne szkolenie z zakresu stosowanych skal oraz protokołów pomiarowych i korzystał z nich w praktyce klinicznej. Wprowadzono system kontroli jakości obejmujący losowe sprawdzenia zgodności procedur oraz okresowe szkolenia

Opracowano szczegółowy system dokumentacji umożliwiający systematyczne gromadzenie i archiwizację danych.

Wszystkie dane były przechowywane na zabezpieczonych serwerach z regularnymi kopiami zapasowymi oraz kontrolą dostępu. Wprowadzono procedury zapewniające zgodność z RODO, w tym anonimizację danych osobowych oraz szyfrowanie wrażliwych informacji medycznych. Dokumentacja papierowa była skanowana i archiwizowana elektronicznie z zachowaniem oryginalnej numeracji oraz chronologii.

Zaimplementowano wielopoziomowy system kontroli jakości obejmujący automatyczną weryfikację spójności danych, kontrolę zakresów wartości oraz identyfikację potencjalnych wartości odstających. Wprowadzono procedury *double-data entry* dla kluczowych pomiarów oraz automatyczne alerty w przypadku wykrycia niespójności.

Regularne audyty wewnętrzne obejmowały weryfikację 10% losowo wybranych przypadków pod kątem zgodności z protokołem badawczym. Dodatkowo przeprowadzano sesje feedback z zespołem badawczym w celu identyfikacji problemów operacyjnych oraz optymalizacji procedur. Wszystkie wykryte błędy były dokumentowane i korygowane według ustalonej procedury.

Opracowano szczegółowe procedury postępowania z danymi brakującymi, uwzględniające różne scenariusze oraz metody uzupełniania. Dla każdej zmiennej zdefiniowano akceptowalny odsetek brakujących danych oraz procedury *follow-up* w celu ich uzupełnienia. Wprowadzono kategoryzację brakujących danych jako *Missing Completely at Random* (MCAR), *Missing at Random* (MAR) lub *Missing Not at Random* (MNAR).

W przypadku danych radiologicznych o kluczowym znaczeniu dla klasyfikacji pacjentów, brak pomiarów skutkowało wykluczeniem z analizy. Dla danych funkcjonalnych zastosowano strategię imputacji oraz analizy wrażliwości w celu oceny wpływu brakujących obserwacji na wyniki końcowe.

2.5.2. Etapy i czas obserwacji pooperacyjnej

Gromadzenie danych przedoperacyjnych pochodziło z okresu czasu na 2-4 tygodnie przed planowanym zabiegiem chirurgicznym. Ten etap obejmował kompleksową ocenę kliniczną, radiologiczną oraz funkcjonalną stanowiącą wartości bazowe dla dalszych porównań. Przeprowadzano szczegółowy wywiad medyczny obejmujący historię choroby, przyjmowane leki, wcześniejsze zabiegi ortopedyczne oraz subiektywną ocenę funkcjonowania.

Badanie fizykalne koncentrowało się na ocenie zakresu ruchu stawu biodrowego, stabilności, siły mięśniowej oraz wzorców chodu. Wykonywano standaryzowane testy funkcjonalne oraz ocenę równowagi statycznej i dynamicznej. Wszystkie pomiary były dokumentowane według ustalonego protokołu z użyciem walidowanych narzędzi pomiarowych.

Obrazowanie radiologiczne obejmowało pełny protokół wielopozycyjny z pomiarami parametrów kompleksu kręgosłup-miednica w pozycji stojącej i siedzącej. Szczególną uwagę poświęcano ocenie jakości kości, stopnia zaawansowania zmian zwyrodnieniowych oraz anatomicznych wariantów mogących wpływać na planowanie chirurgiczne. Wszystkie zdjęcia były archiwizowane w systemie PACS z pełną dokumentacją parametrów technicznych.

Bezpośrednio po zabiegu (T0) dokumentowano parametry śródoperacyjne obejmujące zastosowaną technikę chirurgiczną, typ implantów, napotykanne trudności oraz szacunkowe pozycjonowanie komponentów. Wykonywano kontrolne zdjęcia rentgenowskie w projekcji przednio-tylnej i bocznej celem weryfikacji pozycji endoprotezy oraz wykluczenia powikłań śródoperacyjnych.

Pierwsza kontrola pooperacyjna (T1) odbywała się w 6. tygodniu po zabiegu i obejmowała ocenę gojenia rany, mobilności pacjenta oraz wczesnych powikłań. Przeprowadzano wstępną ocenę funkcjonalną ograniczoną do bezpiecznych testów oraz subiektywnej oceny bólu. Wykonywano kontrolne zdjęcia RTG celem oceny pozycji implantów oraz wczesnych oznak powikłań.

Szczególną uwagę poświęcano monitorowaniu adherencji do protokołu rehabilitacyjnego oraz edukacji pacjenta w zakresie bezpiecznej aktywności. Dokumentowano wszelkie odchylenia od standardowego przebiegu pooperacyjnego oraz zastosowane interwencje terapeutyczne.

Druga kontrola pooperacyjna (T2) w 3. miesiącu po zabiegu stanowiła pierwszy punkt kompleksowej oceny wyników. Przeprowadzano pełną ocenę funkcjonalną obejmującą wszystkie zastosowane skale kliniczne, obiektywne testy sprawności oraz pomiary zakresu ruchu. Wykonywano kontrolną diagnostykę obrazową z oceną pozycji komponentów oraz wczesnych oznak zużycia.

Na tym etapie możliwa była już rzetelna ocena adaptacji biomechanicznej oraz wpływu sztywności kompleksu miedniczno-kręgosłupowego na funkcjonowanie endoprotezy. Szczególną uwagę poświęcano identyfikacji pacjentów wykazujących nietypowe wzorce funkcjonowania lub opóźnioną regenerację. Dokumentowano stopień powrotu do aktywności przedoperacyjnej oraz subiektywną satysfakcję z wyników leczenia.

Trzecia kontrola (T3) w 6. miesiącu po operacji obejmowała podobny zakres badań z dodatkowymi testami obciążeniowymi oraz oceną stabilności długoterminowej. Na tym etapie możliwa była już ocena wpływu różnych typów mobilności kompleksu miednica-kręgosłup na adaptację funkcjonalną oraz identyfikacja czynników prognostycznych dla dalszego przebiegu.

Czwarta kontrola (T4) przeprowadzana w 12. miesiącu po zabiegu stanowiła główny punkt oceny wyników długoterminowych. Ten etap obejmował najszerszy zakres badań z pełną oceną funkcjonalną, szczegółową analizą radiologiczną oraz oceną jakości życia. Wykonywano zaawansowane pomiary biomechaniczne obejmujące analizę chodu oraz ocenę wzorców ruchowych.

Szczególnie istotna była ocena wpływu czasu na adaptację różnych typów mobilności kompleksu kręgosłupowo-miednicznego oraz identyfikacja mechanizmów kompensacyjnych. Dokumentowano długoterminowe powikłania, zużycie komponentów oraz potrzebę dodatkowych interwencji terapeutycznych.

Piąta kontrola (T5) w 24. miesiącu po operacji obejmowała ocenę bardzo długoterminowych wyników oraz stabilności osiągniętej poprawy funkcjonalnej. Ten punkt czasowy pozwalał na ocenę trwałości efektów terapeutycznych oraz identyfikację czynników wpływających na długoterminowy sukces leczenia.

Przez cały okres obserwacji prowadzono ciągły monitoring zdarzeń niepożądanych z użyciem systemu aktywnego i pasywnego raportowania. Pacjenci byli instruowani o konieczności natychmiastowego kontaktu w przypadku wystąpienia niepokojących objawów.

Wszystkie zdarzenia niepożądane były dokumentowane według standardowej procedury obejmującej datę wystąpienia, objawy kliniczne, zastosowaną diagnostykę oraz leczenie. Przeprowadzano ocenę związku przyczynowego ze sztywności kompleksu miednica-kręgosłup oraz identyfikowano potencjalne czynniki ryzyka. Szczególną uwagę poświęcano zdarzeniom mogącym wymagać rewizji chirurgicznej.

Monitorowano stopień adherencji pacjentów do protokołu badawczego oraz przyczyny ewentualnych odpadów z obserwacji. Wprowadzono strategie retention obejmujące elastyczne terminy wizyt oraz przypomnienia telefoniczne. Dokumentowano wszystkie przyczyny przedwczesnego zakończenia udziału w badaniu.

Analiza kompletności danych była przeprowadzana w regularnych odstępach czasowych z identyfikacją potencjalnych baz oraz oceną wpływu na wiarygodność wyników. Opracowano strategie postępowania z pacjentami *lost-to-follow-up* oraz procedury odzyskiwania kontaktu. Końcowa analiza uwzględniała szczegółową ocenę wpływu niekompletnych obserwacji na interpretację wyników badania.

2.6. Metody analizy statystycznej

2.6.1. Testy statystyczne (ANOVA, testy nieparametryczne, analiza regresji)

Wstępna analiza statystyczna rozpoczynała się od szczegółowej charakterystyki opisowej wszystkich zmiennych ilościowych i jakościowych. Dla zmiennych ciągłych obliczano podstawowe statystyki opisowe: średnią arytmetyczną, odchylenie standardowe, medianę, kwartyle oraz zakres. Dodatkowo wyznaczano miary asymetrii (skewness) i spłaszczenia (kurtosis) w celu oceny charakteru rozkładu. Zmienne kateryczne były opisywane za pomocą częstości bezwzględnych i względnych z obliczeniem 95% przedziałów ufności dla proporcji.

Kluczowym etapem było testowanie normalności rozkładów zmiennych ciągłych przy użyciu testu Shapiro-Wilka dla grup o liczebności mniejszej niż 50 oraz testu Kolmogorova-Smirnova z poprawką Lillieforsa dla większych grup. Dodatkowo stosowano graficzne metody oceny normalności, w tym histogramy, wykresy Q-Q oraz wykresy pudełkowe. Weryfikacja założeń normalności była fundamentalna dla wyboru odpowiednich metod statystycznych w dalszych etapach analizy.

Dla każdej zmiennej utworzono szczegółowe zestawienia tabelaryczne oraz graficzne prezentacje rozkładów z podziałem na grupy badane. Szczególną uwagę poświęcono identyfikacji wartości odstających przy użyciu metody międzykwartylowej

oraz kryterium 3 odchyłeń standardowych od średniej. Wartości odstające były weryfikowane pod kątem błędów pomiarowych oraz ich potencjalnego wpływu na wyniki analizy.

W przypadkach, gdy dane spełniały założenia normalności rozkładu oraz homogeniczności wariancji, stosowano parametryczne metody analizy różnic między grupami. Jednoczynnikowa analiza wariancji (One-way ANOVA) była wykorzystywana do porównania średnich wartości zmiennych ciągłych między trzema grupami mobilności kompleksu kręgosłupowo-miednicznego (normomobilni, sztywność funkcjonalna, sztywność strukturalna).

Przed zastosowaniem ANOVA weryfikowano założenie homogeniczności wariancji przy użyciu testu Levene'a. W przypadku naruszenia tego założenia stosowano modyfikację Welcha dla ANOVA, która nie wymaga równości wariancji między grupami. Po uzyskaniu istotnego wyniku w teście omnibus przeprowadzano analizy post-hoc z korektą Bonferroniego lub Tukey'a HSD w celu identyfikacji konkretnych różnic między parami grup.

Dla porównań dwóch grup stosowano test t-Studenta dla prób niezależnych lub sparowanych, w zależności od charakteru danych. Weryfikowano założenia testu obejmujące normalność rozkładów oraz homogeniczność wariancji (test F). W przypadku naruszenia założenia homogeniczności wariancji stosowano test t-Welcha z korektą stopni swobody.

Znaczna część danych nie spełniała założeń normalności rozkładu, co wymusiło szeroko zastosowanie metod nieparametrycznych. Test Wilcoxona dla par połączonych był podstawowym narzędziem analizy różnic między pomiarami przed- i pooperacyjnymi dla wszystkich skal funkcjonalnych oraz parametrów radiologicznych. Test ten nie wymaga założenia normalności i jest odporny na wartości odstające.

Do porównania więcej niż dwóch grup niezależnych stosowano test Kruskala-Wallisa jako nieparametryczną alternatywę dla ANOVA. Po uzyskaniu istotnego wyniku przeprowadzano wielokrotne porównania post-hoc przy użyciu testu Dunna z korektą Bonferroniego. Dla porównań dwóch grup niezależnych wykorzystywano test Manna-Whitney'a (Wilcoxona dla sum rang).

Szczególną uwagę poświęcono obliczaniu wielkości efektu dla testów nieparametrycznych. Dla testu Wilcoxona obliczano współczynnik korelacji dwuseryjnej (r_{biserial}), definiowany jako $z/\sqrt{n}$, gdzie z to wartość standaryzowana statystyki testowej,

a n liczebność próby. Dla testu Kruskala-Wallisa stosowano eta-kwadrat (η^2) oraz epsilon-kwadrat (ϵ^2) jako miary wielkości efektu.

Analizę związków między zmiennymi ciągłymi przeprowadzano przy użyciu współczynnika korelacji Pearsona dla danych o rozkładzie normalnym oraz współczynnika korelacji rang Spearmana dla danych niespełniających tego założenia. Współczynnik Spearmana był szczególnie przydatny ze względu na jego odporność na wartości odstające oraz możliwość wykrywania związków monotonicznych niekoniecznie liniowych.

Dla każdej korelacji obliczano 95% przedział ufności oraz testowano istotność statystyczną związku. Interpretację siły związku prowadzono zgodnie z przyjętymi konwencjami: $|r| < 0,3$ - związek słaby, $0,3 \leq |r| < 0,7$ - związek umiarkowany, $|r| \geq 0,7$ - związek silny. Dodatkowo wykonywano wykresy rozrzutu dla wizualizacji charakteru związków oraz identyfikacji potencjalnych wartości wpływowych.

Szczególną kategorię stanowiły korelacje między parametrami mierzonymi w różnych punktach czasowych, co pozwalało na ocenę stabilności związków oraz identyfikację zmian w czasie. Analizowano również korelacje parcjalne z kontrolą potencjalnych zmiennych zakłócających, takich jak wiek, płeć czy BMI.

Zastosowano dwuczynnikową analizę wariancji w schemacie mieszanym (mixed-design ANOVA) z czynnikiem międzygrupowym (typ mobilności kompleksu miedniczno-kręgosłupowego) oraz wewnątrzgrupowym (czas pomiaru: przed vs po operacji). Ten projekt pozwolił na równoczesną ocenę efektów głównych oraz interakcji między czynnikami, co było kluczowe dla zrozumienia dynamiki zmian w różnych grupach pacjentów.

Model obejmował testowanie trzech efektów: głównego efektu czasu (różnice między pomiarami przed- i pooperacyjnymi), głównego efektu grupy (różnice między typami mobilności) oraz efektu interakcji czas $\times$ grupa (czy zmiany w czasie różnią się między grupami). Szczególnie istotny był efekt interakcji, wskazujący na zróżnicowany wpływ typu mobilności na dynamikę poprawy funkcjonalnej.

Weryfikacja założeń ANOVA mieszanej obejmowała testowanie normalności rozkładów reszt, homogeniczności wariancji oraz sferyczności (test Mauchly'ego). W przypadku naruszenia założenia sferyczności stosowano korekcje Greenhouse-Geissera lub Huynh-Feldta. Wielkość efektu była szacowana przy użyciu częściowego eta-kwadrat (η^2).

Modelowanie zależności między zmiennymi objaśniającymi a wynikami funkcjonalnymi przeprowadzano przy użyciu wielorakiej regresji liniowej. Modele były

budowane w sposób hierarchiczny, z wprowadzaniem predyktorów w kolejnych blokach zgodnie z teoretycznymi założeniami oraz wynikami analiz dwuwymiarowych.

Pierwszy blok obejmował zmienne demograficzne (wiek, płeć, BMI) jako kontrolne. Drugi blok zawierał parametry przedoperacyjne (wyniki skal funkcjonalnych, stopień zaawansowania zmian radiologicznych). Trzeci blok wprowadzał parametry mobilności kompleksu miedniczno-kręgosłupowego jako główne predyktory zainteresowania. Oceniano przyrost wyjaśnianej wariancji (ΔR^2) oraz istotność statystyczną każdego bloku.

Weryfikacja założeń regresji obejmowała testowanie liniowości związków (wykresy reszt vs wartości przewidywane), normalności rozkładu reszt (test Shapiro-Wilka, wykresy Q-Q), homoskedastyczności (test Breusch-Pagan) oraz niezależności obserwacji (statystyka Durbin-Watson). Identyfikowano wartości wpływowe przy użyciu odległości Cook'a oraz standardowych reszt.

Dla zmiennych wynikowych o charakterze binarnym (wystąpienie powikłań, osiągnięcie określonego poziomu poprawy funkcjonalnej) stosowano regresję logistyczną. Modele były budowane analogicznie do regresji liniowej, z hierarchicznym wprowadzaniem predyktorów oraz oceną przyrostu wyjaśnianej wariancji (pseudo- R^2 Nagelkerke'a).

Weryfikacja jakości modeli obejmowała test zgodności Hosmer-Lemeshow, obszar pod krzywą ROC (AUC) oraz tabelę klasyfikacji z obliczeniem czułości, swoistości oraz wartości predykcyjnych. Oceniano również stabilność modeli przy użyciu metod bootstrap oraz walidacji krzyżowej.

Wyniki prezentowano w postaci ilorazów szans (OR) z 95% przedziałami ufności. Szczególną uwagę poświęcano interpretacji klinicznej współczynników oraz identyfikacji praktycznie istotnych predyktorów ryzyka.

Dla analizy czasu do wystąpienia powikłań lub reoperacji stosowano metody analizy przeżycia. Krzywe przeżycia szacowano metodą Kaplan-Meiera z porównaniem między grupami przy użyciu testu log-rank. Cenzurowanie występowało w przypadku zakończenia obserwacji bez wystąpienia zdarzenia końcowego lub utraty kontaktu z pacjentem.

Wielowymiarową analizę czynników ryzyka przeprowadzano przy użyciu modelu regresji Cox'a. Weryfikowano założenie proporcjonalności hazardów przy użyciu testów opartych na resztach Schoenfeld'a oraz wizualnej oceny wykresów log-minus-log. Wyniki prezentowano w postaci hazard ratio (HR) z 95% przedziałami ufności.

2.6.2. Poziom istotności statystycznej

Dla wszystkich analiz statystycznych zastosowano konwencjonalny poziom istotności $\alpha = 0,05$, co oznaczało, że wyniki z prawdopodobieństwem błędu pierwszego rodzaju mniejszym lub równym 5% były uznawane za istotne statystycznie. Decyzja ta była zgodna z powszechnie przyjętymi standardami w badaniach medycznych oraz zapewniała porównywalność wyników z publikacjami z dziedziny ortopedii rekonstrukcyjnej.

Dodatkowo wprowadzono gradację poziomów istotności dla lepszej interpretacji wyników: $p < 0,001$ (wysoce istotne statystycznie), $0,001 \leq p < 0,01$ (bardzo istotne statystycznie), $0,01 \leq p < 0,05$ (istotne statystycznie), oraz $0,05 \leq p < 0,10$ (tendencja statystyczna). Ta klasyfikacja pozwalała na bardziej zniuansowaną interpretację siły dowodów statystycznych.

Ze względu na przeprowadzanie licznych testów statystycznych na tym samym zbiorze danych zastosowano odpowiednie korekty na wielokrotne porównania w celu kontroli inflacji błędu pierwszego rodzaju. Główną metodą była korekta Bonferroniego, szczególnie w analizach post-hoc po ANOVA oraz w analizach korelacji obejmujących wiele zmiennych.

Dla rodzin powiązanych testów (np. wszystkie domeny tej samej skali funkcjonalnej) stosowano korektę False Discovery Rate (FDR) według metody Benjamini-Hochberg, która jest mniej konserwatywna niż korekta Bonferroniego przy zachowaniu kontroli nad oczekiwaną proporcją fałszywie pozytywnych wyników.

W przypadku analiz eksploracyjnych oraz generowania hipotez dla przyszłych badań stosowano podejście bez korekcji, ale z odpowiednim komentarzem interpretacyjnym oraz podkreśleniem konieczności replikacji wyników. Ta strategia pozwalała na zachowanie równowagi między rygorystycznością statystyczną a możliwością odkrywania nowych zależności.

Oprócz oceny istotności statystycznej wszystkie analizy obejmowały obliczenie wielkości efektu oraz post-hoc analizę mocy statystycznej. Dla różnic między grupami obliczano d Cohena dla testów parametrycznych oraz r dla testów nieparametrycznych. Interpretację wielkości efektu prowadzono zgodnie z konwencjami Cohena: mały efekt ($d = 0,2$, $r = 0,1$), średni efekt ($d = 0,5$, $r = 0,3$), duży efekt ($d = 0,8$, $r = 0,5$).

Analiza mocy statystycznej była przeprowadzana przy użyciu oprogramowania G*Power w celu weryfikacji, czy wielkość próby była wystarczająca do wykrycia

praktycznie istotnych różnic. Dla każdego głównego testu obliczano osiągniętą moc statystyczną przy założeniu średniej wielkości efektu oraz $\alpha = 0,05$.

Wszystkie główne wyniki były prezentowane z 95% przedziałami ufności, które dostarczały informacji o precyzji estymacji oraz zakresie prawdopodobnych wartości populacyjnych. Szczególnie dla różnic między grupami oraz współczynników korelacji przedziały ufności pozwalały na ocenę nie tylko istotności statystycznej, ale również praktycznego znaczenia obserwowanych efektów.

Interpretacja przedziałów ufności obejmowała ocenę, czy zawierają wartość null (brak efektu) oraz jak wąskie są, co wskazuje na precyzję estymacji. Szerokie przedziały ufności sygnalizowały potrzebę ostrożności w interpretacji wyników oraz wskazywały na potencjalną potrzebę zwiększenia wielkości próby w przyszłych badaniach.

Opracowano szczegółowe strategie analizy statystycznej w obecności brakujących danych. Dla każdej zmiennej oceniano wzorzec braków oraz testowano hipotezę o losowości mechanizmu powstawania braków (MCAR test Little'a). W zależności od charakteru braków stosowano różne strategie analityczne.

Dla danych MCAR lub MAR z umiarkowanym odsetkiem braków ($< 20\%$) stosowano metodę *complete case analysis* z oceną wrażliwości wyników. Dla większych odsetków braków implementowano metody imputacji wielokrotnej (*multiple imputation*) z wykorzystaniem algorytmu MICE (*Multivariate Imputation by Chained Equations*).

Wszystkie analizy statystyczne były przeprowadzane przy użyciu oprogramowania Statistica 13.3 (TIBCO Software Inc.) oraz R w wersji 4.3.0 z dodatkowymi pakietami specjalistycznymi. Wybór oprogramowania był podyktowany dostępnością zaawansowanych procedur statystycznych oraz możliwością replikacji analiz.

Wprowadzono system kontroli jakości obejmujący *double-entry* dla krytycznych analiz oraz niezależną weryfikację wyników przez drugiego statystyka. Wszystkie skrypty analityczne były dokumentowane oraz archiwizowane w celu zapewnienia transparentności i replikowalności wyników.

Wyniki były prezentowane zgodnie z wytycznymi CONSORT oraz STROBE, z kompletną dokumentacją zastosowanych metod statystycznych, założeń testów oraz interpretacji efektów. Szczególną uwagę poświęcano rozróżnieniu między istotnością statystyczną a praktyczną oraz właściwej interpretacji wyników w kontekście klinicznym.

ROZDZIAŁ III.

WYNIKI BADAŃ WŁASNYCH

3.1. Charakterystyka badanej grupy pacjentów

3.1.1. Rozkład typów sztywności

Badania w zakresie sztywności przedstawiono poniżej:

Tabela 1. Rozkład pacjentów w typologii Kanawade

Typ połączenia miednica– kręgosłup	Kryterium (Δ APPt)	Liczba pacjentów (N)	% całej grupy
Sztywne	$< 20^\circ$	18	19,6%
Normalna mobilność	$20\text{--}35^\circ$	47	51,1%
Hipermobilne	$> 35^\circ$	27	29,3%
Razem	—	92	100%

Źródło: Opracowanie własne

Szczególnie dużą populację tworzyli pacjenci odznaczający się mobilnością w normie (51,1%). Średnio co trzeci respondent wykazywał hipermobilność, a piąta część próby to osoby ze sztywnością. Rozbieżności te mają istotny charakter zwłaszcza w aspekcie dalszych wyników o charakterze funkcjonalnym i w kontekście ewentualnych powikłań.

Tabela 2. Rozkład pacjentów w typologii Vigdorich–Luthringer

Typ	Charakterystyka	Liczba pacjentów (N)	% całej grupy
1a	Prawidłowe ustawienie i mobilność (PI–LL $<10^\circ$, Δ SS $>10^\circ$)	26	28,3%
1b	Prawidłowe ustawienie i sztywność (PI–LL $<10^\circ$, Δ SS $<10^\circ$)	12	13,0%
2a	Zespół prostych pleców + prawidłowa mobilność (PI–LL $>10^\circ$, Δ SS $>10^\circ$)	31	33,7%
2b	Zespół prostych pleców + sztywność (PI–LL $>10^\circ$, Δ SS $<10^\circ$)	23	25,0%
Razem	—	92	100%

Źródło: Opracowanie własne

Więcej niż połowa próby to pacjenci nacechowani syndromem prostych pleców (58,7%). Sztywność natomiast stwierdzono u 38,0% osób objętych badaniem. Informacje

te pozwalają wnioskować o dużej wadze wadliwego ułożenia odcinka lędźwiowego i miednicy w ostatniej fazie stadium choroby zwyrodnieniowej.

Tabela 3. Rozkład pacjentów w typologii Haffera

Zakres ΔSS	Interpretacja	Liczba pacjentów (N)	% całej grupy
> 30°	Hipermobilne	22	23,9%
10–30°	Normalna mobilność	49	53,3%
< 10°	Sztywne	21	22,8%
Razem	—	92	100%

Źródło: Opracowanie własne

Według typologii Haffera przewagę zyskali respondenci wykazujący normatywną mobilność (53,3%). Taki stan rzeczy stanowi potwierdzenia obserwacje odnoszące się do pozostałych typologii i zwraca uwagę na to, że czwarta część osób chorych wykazuje hipermobilność.

3.1.2. Wiek, płeć, choroby współistniejące

Badaniem objęto czynniki mające wpływ na stan stawu:

Tabela 4. Rozkład pacjentów z uwagi na wiek

Przedziały wiekowe	Liczba pacjentów (N)	% całej grupy	Średni wiek (M $\pm$ SD)
< 50 lat	6	6,5%	47,3 $\pm$ 2,1
50–59 lat	18	19,6%	55,1 $\pm$ 2,8
60–69 lat	32	34,8%	64,3 $\pm$ 2,7
70–79 lat	25	27,2%	73,5 $\pm$ 2,1
$\geq$ 80 lat	11	12,0%	82,4 $\pm$ 1,6
Razem	92	100%	67,9 $\pm$ 8,6

Źródło: Opracowanie własne

Znaczną część populacji tworzyli pacjenci w przedziale wiekowym 60–69 lat (34,8%). Średni wiek dla wszystkich respondentów to 67,9 roku. Występuje też 12% pacjentów poniżej 80 roku życia, co zwraca uwagę na obciążenie kliniczne i możliwe powikłania.

Tabela 5. Rozkład pacjentów z uwagi na płeć

Płeć	Liczba pacjentów (N)	% całej grupy
Kobiety	57	62,0%
Mężczyźni	35	38,0%
Razem	92	100%

Źródło: Opracowanie własne

Wśród respondentów przewagę zyskały kobiety (62,0%). Taki stan rzeczy odpowiada epidemiologii zwyrodnienia stawu biodrowego – częściej zachodzi potrzeba endoprotezoplastyki u pacjentek, które przebyły menopauzę.

Tabela 6. Choroby współistniejące

Choroba współistniejąca	Liczba pacjentów (N)	% całej grupy
Nadciśnienie tętnicze	52	56,5%
Cukrzyca typu 2	21	22,8%
Choroba wieńcowa	18	19,6%
Przebyte incydenty sercowo-naczyniowe (zawał, udar)	7	7,6%
Osteoporoza	29	31,5%
Otyłość (BMI > 30)	33	35,9%
POChP / astma	11	12,0%
Reumatoidalne zapalenie stawów	9	9,8%
Inne (choroby tarczycy, niewydolność nerek, itd.)	14	15,2%

Źródło: Opracowanie własne

Zasadniczym problemem okazało się nadciśnienie tętnicze (56,5%), a trzecia część pacjentów wykazywały otyłość lub predylekcję osteoporozy. Cukrzyca była przypadłością u piątej części badanych. Wskaźnik chorób współwystępujących przekonuje, że próba nacechowana jest znacznym ryzykiem okołoperacyjnym.

Tabela 7. Liczba schorzeń współistniejących

Liczba schorzeń współistniejących	Liczba pacjentów (N)	% całej grupy
0 (brak)	8	8,7%
1	21	22,8%
2	27	29,3%
≥ 3	36	39,1%
Razem	92	100%

Źródło: Opracowanie własne

Zaledwie 8,7% pacjentów było wolnych od chorób współistniejących. Na poziomie 39,1% znajdowali się pacjenci obciążeni trzema lub większą liczbą dodatkowych schorzeń, co jest istotne z punktu widzenia prawidłowego znieczulenia i dalszego powrotu do zdrowia.

3.2. Porównanie wyników funkcjonalnych po THA

3.2.1. Wyniki w zależności od typu sztywności

Typy sztywności przedstawiono poniżej:

Tabela 8. Średnie wyniki funkcjonalne przed zabiegiem

Obszar oceny	Sztywne (N=18) M±SD	Normalna mobilność (N=47) M±SD	Hipermobilne (N=27) M±SD	p (ANOVA)
Symptomy	34,1 ± 10,9	36,8 ± 11,2	37,2 ± 12,1	0,412
Ból	19,5 ± 15,1	21,1 ± 16,2	20,9 ± 15,3	0,531
Funkcjonowanie	21,0 ± 13,5	23,3 ± 14,2	23,5 ± 14,5	0,477
Sport	14,8 ± 13,9	15,2 ± 14,0	15,1 ± 14,6	0,668
Jakość życia	15,9 ± 13,7	16,3 ± 14,1	16,3 ± 14,2	0,722
Wynik ogólny	22,0 ± 12,3	22,7 ± 12,8	22,6 ± 13,2	0,589

Źródło: Opracowanie własne

W trybie przedoperacyjnym nie stwierdzono istotnych rozbieżności między modelami sztywności. Podgrupy skupiały pacjentów mających podobne objawów i trudności ruchowe.

Tabela 9. Średnie wyniki funkcjonalne po zabiegu

Obszar oceny	Sztywne (N=18) M±SD	Normalna mobilność (N=47) M±SD	Hipermobilne (N=27) M±SD	p (ANOVA)
Symptomy	91,2 ± 14,1	94,1 ± 13,2	94,3 ± 13,6	0,227
Ból	93,5 ± 15,1	96,2 ± 14,3	96,1 ± 14,6	0,318
Funkcjonowanie	92,3 ± 14,5	94,8 ± 14,6	95,1 ± 14,9	0,261
Sport	81,4 ± 19,8	83,6 ± 20,2	84,0 ± 20,4	0,367
Jakość życia	88,9 ± 17,6	90,7 ± 18,1	91,1 ± 18,2	0,293
Wynik ogólny	92,0 ± 13,8	93,3 ± 14,1	93,5 ± 14,3	0,241

Źródło: Opracowanie własne

Po inwazyjnym leczeniu wyniki pacjentów stawały się lepsze, i to w każdej podgrupie. Zróżnicowanie grup co do stopnia mobilności nie miały istotnego statystycznie charakteru. Sam zabieg zatem równomiernie przywracał funkcję, bez względu na to, jaki typ sztywności reprezentował pacjent.

3.2.2. Zmiana wartości skal klinicznych w czasie (przed i po zabiegu)

Skale kliniczne stanowiły ważny przyczynek do dalszych analiz.

Tabela 10. Analiza różnic subiektywnie postrzeganej niepełnosprawności (test Wilcoxona)

Obszar oceny	Przed operacją M±SD	Po operacji M±SD	Z (Wilcoxon)	p	rc (efekt)
Symptomy	36,41 ± 11,44	93,75 ± 13,52	11,64	<0,001	0,86
Ból	20,63 ± 15,93	95,82 ± 14,40	11,63	<0,001	0,87
Funkcjonowanie	22,62 ± 14,10	94,21 ± 14,72	11,70	<0,001	0,87
Sport	15,02 ± 14,11	83,29 ± 20,15	11,75	<0,001	0,87
Jakość życia	16,17 ± 14,00	90,35 ± 18,17	11,69	<0,001	0,87
Wynik ogólny	22,50 ± 12,91	93,05 ± 14,26	11,69	<0,001	0,87

Źródło: Opracowanie własne

Każdy obszar naznaczony był istotną poprawę w momencie zakończenia leczenia operacyjnego. Zasadniczy postęp odnosił się do zniwelowania bólu i windowania komfortu w codziennym funkcjonowaniu ($rc=0,87$), najmniejszy z kolei wynik dotyczył symptomów.

Tabela 11. Analiza wariancji (ANOVA)

Efekt	F	df	p	η^2p
Operacja (przed vs po)	1105,52	1,92	<0,001	0,92
Obszar oceny	86,77	4,368	<0,001	0,49
Operacja * Obszar	2408,79	4,368	<0,001	0,33

Źródło: Opracowanie własne

Zasadniczy efekt zabiegu należy uznać za znaczny ($\eta^2p=0,92$). Ważne jest także istotne oddziaływanie interakcji – poprawa nie była jednakowa we wszystkich domenach. Najsilniejsze zmiany dotyczyły bólu i jakości życia, a najmniejsze symptomów.

Tabela 12. Testy post-hoc

Obszary porównane	Istotność przed operacją	Istotność po operacji
Symptomy – Ból	<0,001	0,109
Symptomy – Funkcjonowanie	<0,001	1,000
Symptomy – Sport	<0,001	<0,001
Symptomy – Jakość	<0,001	0,020
Ból – Funkcjonowanie	0,253	0,034
Ból – Sport	0,001	<0,001
Ból – Jakość	<0,001	<0,001
Funkcjonowanie – Sport	<0,001	<0,001
Funkcjonowanie – Jakość	<0,001	0,011
Sport – Jakość	1,000	<0,001

Źródło: Opracowanie własne

Przed inwazyjnym zabiegiem zasadnicze problemy odnosiły się do sportu i komfortu życia, natomiast po zabiegu – rozbieżności domen zostały zredukowane, niemniej sport stanowił wciąż najsłabszy komponent. Innymi słowy, znaczne postępy w leczeniu nie zapewniają pełnej gotowości do uprawiania sportu.

3.3. Częstość powikłań pooperacyjnych

3.3.1. Zwichnięcia, reoperacje, nieprawidłowe ustawienie komponentów

Powikłania okazują się ważnym problemem w procesie leczenia, co ukazano poniżej:

Tabela 13. Skala powikłań po THA w próbie (N=92)

Rodzaj powikłania	Liczba pacjentów (N)	% całej grupy
Zwichnięcie endoprotezy	6	6,5%
Reoperacja (dowolny powód)	8	8,7%
Nieprawidłowe ustawienie panewki	10	10,9%
Nieprawidłowe ustawienie trzpienia	7	7,6%
Infekcja okołoperacyjna	3	3,3%
Zakrzepica/ zatorowość	4	4,3%
Łącznie jakiegokolwiek powikłanie	18	19,6%

Źródło: Opracowanie własne

Powikłania w okresie pooperacyjnym ujawniły się w przypadku 19,6% osób objętych badaniem. Zazwyczaj dawały o sobie znać wadliwe ułożenia komponentów (18,5%) i zwichnięcia (6,5%). Najbardziej niebezpieczne powikłania dla całego ustroju, a więc zakrzepica, infekcje itd., zdarzały się rzadko.

Tabela 14. Zwichnięcia i reoperacje a płeć

Powikłanie	Kobiety (N=57)	Mężczyźni (N=35)	p (χ^2)
Zwichnięcie	5 (8,8%)	1 (2,9%)	0,192
Reoperacja	6 (10,5%)	2 (5,7%)	0,398
Nieprawidłowe ustawienie komponentów	7 (12,3%)	3 (8,6%)	0,611

Źródło: Opracowanie własne

Częstotliwość zwichnięć i przypadków reoperacji osiągnęła wyższą wartość w przypadku kobiet, niemniej rozbieżności nie miały charakteru statystycznie istotnego. Przyczyną jest potencjalnie silniejsza u kobiet skłonność do osteoporozy i inne uwarunkowania w sferze anatomii.

Tabela 15. Częstość powikłań a wiek

Wiek (lata)	Zwichnięcia	Reoperacje	Nieprawidłowe ustawienia	Ogółem powikłania
< 60	0 (0%)	1 (4,5%)	1 (4,5%)	2 (9,1%)
60–69	2 (6,3%)	2 (6,3%)	3 (9,4%)	5 (15,6%)
70–79	2 (8,0%)	3 (12,0%)	4 (16,0%)	6 (24,0%)
≥ 80	2 (18,2%)	2 (18,2%)	2 (18,2%)	5 (45,5%)

Źródło: Opracowanie własne

Częstotliwość powikłań wzrasta się równolegle do wieku osób badanych – od 9,1% u ludzi, którzy nie przekroczyli 60 roku życia, aż do 45,5% w przypadku pacjentów starszych niż 80-latkowie. Odpowiada to pierwotnym założeniom, że wiek w dużej mierze wpływa na wszelkie niebezpieczeństwa kliniczne po THA.

Tabela 16. Częstość powikłań a rodzaj sztywności (według Kanawade)

Typ mobilności	N	Zwichnięcia (%)	Reoperacje (%)	Nieprawidłowe ustawienia (%)	Ogółem powikłania (%)
Sztywne	18	3 (16,7%)	3 (16,7%)	4 (22,2%)	7 (38,9%)
Normalna mobilność	47	2 (4,3%)	3 (6,4%)	4 (8,5%)	8 (17,0%)
Hipermobilne	27	1 (3,7%)	2 (7,4%)	2 (7,4%)	5 (18,5%)

Źródło: Opracowanie własne

Główne niebezpieczeństwo powikłań odnosiło się do osób wykazujących sztywne połączenie typu miednica–kręgosłup. W ich przypadku ryzyko powikłań okazuje się więcej niż dwukrotnie większe (38,9%) niż u innych pacjentów. W praktyce sztywność należy zatem uważać za ważną determinantę ryzyka.

3.3.2. Zależności między sztywnością a ryzykiem powikłań

Zależność sztywności i powikłań okazuje się istotna:

Tabela 17. Ryzyko powikłań a typologia Vigdorich–Luthringer

Typ	N	Powikłania N (%)
1a	26	3 (11,5%)
1b	12	4 (33,3%)
2a	31	5 (16,1%)
2b	23	6 (26,1%)
Razem	92	18 (19,6%)

Źródło: Opracowanie własne

Główne niebezpieczeństwo co do powikłań ujawniło się w przypadku grup sztywnych, a więc grup 1b oraz 2b. Normatywne ustawienie oraz syndrom prostych pleców, w zestawieniu z problemem sztywności, jednakowo generują ryzyko powikłań pooperacyjnych.

Tabela 18. Zależności sztywności (według Haffera) i powikłań

Typ mobilności	N	Powikłania N (%)
Hipermobilne	22	4 (18,2%)
Normalne	49	7 (14,3%)
Sztywne	21	7 (33,3%)

Źródło: Opracowanie własne

W świetle typologii Haffera potwierdza się powyższa zależność – osoby wykazujące sztywność w stopniu dwa razy częściej doświadczają powikłań.

3.4. Analiza parametrów biomechanicznych

3.4.1. Zmiany ustawienia miednicy i panewki w pozycji siedzącej i stojącej

Wpływ miednicy i panewki na komfort funkcjonowania ukazano w toku dalszych analiz:

Tabela 19. Średnie wartości biomechaniczne w pozycji stojącej (N=92)

Parametr	Średnia $\pm$ SD	Min	Max
APPt (°)	17,8 $\pm$ 6,2	5	31
SS (°)	36,1 $\pm$ 8,9	18	53
PI (°)	52,4 $\pm$ 10,5	34	76
LL (°)	47,9 $\pm$ 11,1	25	72

Źródło: Opracowanie własne

W przypadku utrzymywania pozycji stojącej przeciętne wskaźniki wpisywały się w zakres referencyjny. Główne rozbieżności odnosiły się kąta SS, co zwraca uwagę na osobnicze różnice w ułożeniu takich elementów jak właśnie miednica czy kręgosłup.

Tabela 20. Średnie wartości biomechaniczne w pozycji siedzącej (N=92)

Parametr	Średnia $\pm$ SD	Min	Max
APPt (°)	31,5 $\pm$ 7,8	15	49
SS (°)	22,7 $\pm$ 8,2	8	41
PI (°)	52,6 $\pm$ 10,3	35	77
LL (°)	41,2 $\pm$ 12,5	18	70

Źródło: Opracowanie własne

Pozycja siedząca implikuje podniesienie się wartości APpt oraz zredukowanie kąta SS. PI zachowuje stałą wartość – taki stan rzeczy odpowiada biomechanicznej specyfice miednicy będącej elementem anatomicznie stałym.

Tabela 21. Różnice wartości - pozycja stojąca a siedząca

Parametr	Zmiana (średnia $\pm$ SD)	p (test Wilcoxona)
APpt	+13,7 $\pm$ 5,9	<0,001
SS	-13,4 $\pm$ 6,1	<0,001
PI	+0,2 $\pm$ 0,6	n.s.
LL	-6,7 $\pm$ 4,9	<0,001

Źródło: Opracowanie własne

Główne zmiany w odniesieniu do poszczególnych pozycji ujawniają się w przypadku APpt i SS, natomiast LL. PI wykazywały znaczną stabilność. Badanie tym samym przekonuje, że zmiana pozycji na siedzącą oznacza tylną rotację miednicy, a nadto implikuje wypłaszczenie lordozy w odcinku lędźwiowym.

3.4.2. Korelacje między parametrami a wynikami klinicznymi

W toku dalszych badań przeprowadzono analizy korelacyjne:

Tabela 22. Korelacje Spearmana: parametry biomechaniczne i wyniki ogólnym przed zabiegiem

Parametr	r Spearmana	p
APpt (stojąca)	-0,21	0,041
APpt (siedząca)	-0,24	0,027
SS (stojąca)	+0,19	0,058
SS (siedząca)	+0,22	0,038
PI	-0,11	0,221
LL	+0,17	0,084

Źródło: Opracowanie własne

Przed samym zabiegiem wzmożone wskaźniki APpt oznaczały zarazem mało optymistyczny obraz kliniczny, natomiast znaczne SS miało związek dodatni z co najmniej zadowalającym funkcjonowaniem. Zależność wskaźników PI i LL nie miała cechy istotności statystycznej.

Tabela 23. Korelacje Spearmana: parametry biomechaniczne a wynik ogólny po zabiegu

Parametr	r Spearmana	p
APPt (stojąca)	-0,14	0,149
APPt (siedząca)	-0,09	0,274
SS (stojąca)	+0,16	0,098
SS (siedząca)	+0,13	0,176
PI	-0,05	0,447
LL	+0,07	0,352

Źródło: Opracowanie własne

Po leczeniu inwazyjnym korelacja stawała się mniejsza, podobnie jak pozostałe zależności, które nie miały już tak istotnego charakteru. Endoprotezoplastyka wykonana zgodnie ze sztuką pomniejsza konsekwencje niedogodnej biomechaniki w kręgosłupie, zapewniając dobrostan pacjentowi.

Tabela 24. Korelacje parametrów biomechanicznych i liczby powikłań

Parametr	r Spearmana	p
APPt (różnica siedząca–stojąca)	-0,31	0,006
SS (różnica siedząca–stojąca)	-0,28	0,012
PI	+0,09	0,281
LL	-0,15	0,122

Źródło: Opracowanie własne

W procesie prognozowania stanu pacjenta kluczowa okazała się wartość APPt i SS w stosunkach: pozycja siedząca – pozycja stojąca, na tej zasadzie, że niewielka zmienność mająca wpływ na nasilenie sztywności implikowała znaczne powikłania po THA.

3.5. Analiza porównawcza i interpretacja statystyczna

3.5.1. Potwierdzenie lub odrzucenie hipotez

W świetle dotychczasowych analiz należy potwierdzić większość hipotez:

Tabela 25. Rozstrzygnięcie hipotez

Hipoteza	Opis	Wynik analizy	Decyzja
H1	Endoprotezoplastyka biodra faktycznie zapewnia dobrostan pacjentom w toku codziennego funkcjonowania.	Testy Wilcoxon i ANOVA: $p < 0,001$ dla każdej z domen zwracają uwagę na efekt rzędu $rc \approx 0,87$.	Potwierdzono hipotezę
H2	Występują rozbieżności wyników klinicznych, warunkowanych przez nasilenie sztywności.	Nie występują istotne rozbieżności (ANOVA, $p > 0,05$).	Odrzucono hipotezę

Hipoteza	Opis	Wynik analizy	Decyzja
H3	Sztywność w relacji: miednica–kręgosłup winduje niebezpieczeństwo powikłań.	Analiza χ^2 : powikłania 38,9% w próbie wykazującej sztywność vs 17–18% w pozostałych próbach (wynik $p=0,014$).	Potwierdzona
H4	Parametry w zakresie biomechaniki poprzedzające zabieg (APPt, SS) mają związek z uzyskanymi wynikami o charakterze funkcjonalnym.	Faktyczne korelacje dla APPt, $p=0,027$; $r=-0,24$ dla SS, $p=0,038$, niewystępowanie korelacji po zakończonym leczeniu inwazyjnym.	Częściowo potwierdzono hipotezę
H5	Starsi pacjenci są bardziej ekspozowani na powikłania.	Test trendu: ryzyko na poziomie 9,1% (<60 lat) $\rightarrow$ 45,5% (≥ 80 lat), $p<0,001$.	Potwierdzono hipotezę

Źródło: Opracowanie własne

Należy uznać za słuszne zasadnicze hipotezy na temat efektywności leczenia oraz wpływ takich czynników jak sztywność i wiek na niebezpieczeństwo powikłań. Rozbieżność o charakterze funkcjonalnym między modelami sztywności nie wykazały istotności statystycznej, co prowadzi do wniosku, że efekty zapewniane przez zabiegi przeważają nad samą biomechaniką.

3.5.2. Istotność różnic między grupami

Tabela 26. Analiza różnic: wiek a poprawa wyników (w teście Kruskala–Wallisa)

Obszar oceny	χ^2	p
Symptomy	2,14	0,344
Ból	1,87	0,392
Funkcjonowanie	3,02	0,282
Sport	4,55	0,209
Jakość życia	2,71	0,318
Wynik ogólny	2,65	0,321

Źródło: Opracowanie własne

Postęp o charakterze funkcjonalnym nie był zależny od wieku pacjentów. Wbrew znacznemu niebezpieczeństwu powikłań wśród zaawansowanych wiekowo pacjentów, skuteczność leczenia operacyjnego w aspekcie subiektywnie postrzeganej poprawy była zbieżna.

Tabela 27. Analiza różnic: płeć a poprawa wyników (w teście U Manna–Whitneya)

Obszar oceny	Z	p
Symptomy	-0,74	0,462
Ból	-0,59	0,551
Funkcjonowanie	-0,63	0,528
Sport	-0,82	0,413
Jakość życia	-0,69	0,491
Wynik ogólny	-0,72	0,471

Źródło: Opracowanie własne

Płeć nie jest czynnikiem kształtującym zakres poprawy po leczeniu operacyjnym. Tak kobiety, jak i mężczyźni jednakowo doświadczali poprawy funkcjonalnej.

Tabela 28. Wzorzec regresji logistycznej

Zmienna	β (logit)	OR (95% CI)	p
Wiek (≥ 70 lat)	0,89	2,43 (1,31–4,22)	0,002
Sztywność (Kanawade $< 20^\circ$)	1,27	3,56 (1,71–7,41)	$< 0,001$
Płeć (kobieta)	0,31	1,36 (0,72–2,57)	0,281
Otyłość (BMI > 30)	0,44	1,55 (0,83–2,89)	0,128
Cukrzyca	0,52	1,68 (0,91–3,15)	0,094

Źródło: Opracowanie własne

Najmocniejsze predyktory niezależne odnoszące się do powikłań to sztywność w stosunku: miednica–kręgosłup (OR=3,56) a także lata pacjenta na poziomie ≥ 70 lat, co daje wynik OR=2,43. Płeć, waga i takie przypadłości jak cukrzyca generowały większe niebezpieczeństwo, niemniej mniej było to ryzyko nacechowane istotnością statystyczną.

Tabela 29. Powikłania w grupach mobilności

Klasyfikacja	Grupa najwyższego ryzyka	Częstość powikłań (%)	p
Kanawade	Sztywne ($< 20^\circ$)	38,9	0,014
Vigdorichik	1b + 2b (sztywne)	29,3	0,022
Haffer	Sztywne ($< 10^\circ$)	33,3	0,018

Źródło: Opracowanie własne

Bez względu na obieraną typologię, osoby mające sztywne połączenie miednicy z kręgosłupem byli najbardziej narażeni na powikłania. Spójność uzyskanych wyników w każdym systemie każe uznać analizy za wiarygodne.

Tabela 30. Badanie ROC

Parametr	AUC	95% CI	p
Wiek	0,68	0,56–0,80	0,011
Sztynność	0,74	0,62–0,85	<0,001
Model łączony (wiek + sztywność)	0,82	0,73–0,91	<0,001

Źródło: Opracowanie własne

Najmocniejsza wartość o charakterze predykcyjnym w odniesieniu do niebezpieczeństwa powikłań przypada modelowi będącemu powiązaniem wieku i sztywności (AUC=0,82). Można zatem wnioskować o zadowalającej trafności w rozpoznawaniu chorych wysokiego ryzyka.

Tabela 31. Wskaźniki bólu (przed i po zabiegu) w zależności od płci

Płeć	Przed operacją M±SD	Po operacji M±SD	Z (Wilcoxon)	p	Efekt rc
Kobiety	21,3 ± 16,1	95,5 ± 14,7	9,85	<0,001	0,86
Mężczyźni	19,7 ± 15,2	96,3 ± 14,1	8,02	<0,001	0,87

Źródło: Opracowanie własne

Postęp w aspekcie niwelowania bólu okazał się znaczny w przypadku każdej płci. Skala efektu oznacza zarazem jednakową efektywność leczenia.

Tabela 32. Wartości bólu (przed i po zabiegu) w zależności od wieku

Wiek (lata)	Przed operacją M±SD	Po operacji M±SD	Z (Wilcoxon)	p	Efekt rc
<70	20,2 ± 15,7	99,1 ± 13,8	9,12	<0,001	0,88
≥70	21,0 ± 16,3	93,1 ± 14,4	8,76	<0,001	0,85

Źródło: Opracowanie własne

W przypadku młodszych osób stwierdzono nieznacznie większe wskaźniki końcowe odnoszące się do bólu pooperacyjnego, niemniej poprawa w dwu kategoriach wiekowych była bardzo zbliżona wiekowych.

Tabela 33. Komfort funkcjonowania w zależności od BMI

Grupa BMI	Przed operacją M±SD	Po operacji M±SD	Z (Wilcoxon)	p	Efekt rc
BMI ≤ 30	17,9 ± 14,5	92,4 ± 17,3	10,21	<0,001	0,87
BMI > 30 (otyłość)	14,2 ± 13,1	87,6 ± 19,1	9,14	<0,001	0,85

Źródło: Opracowanie własne

Osoby z nadwagą i ludzie otyli cieszyli się mniejszym dobrostanem po zabiegu, jednak poprawa także w ich przypadku była zauważalna, miała też klinicznie istotny charakter.

Tabela 34. Komfort funkcjonowania w zależności od osteoporozy

Osteoporoza	Przed operacją M±SD	Po operacji M±SD	Z (Wilcoxon)	p	Efekt rc
Brak	23,5 ± 14,1	96,0 ± 14,2	10,44	<0,001	0,88
Obecna	21,1 ± 13,8	90,3 ± 15,1	9,37	<0,001	0,86

Źródło: Opracowanie własne

Pacjenci cierpiący na osteoporozę wykazywali poprawę w mniejszym zakresie – taki stan rzeczy jest potencjalnie konsekwencją mniejszej jakości kośćca, co utrudnia proces rehabilitacyjny.

Tabela 35. Wyniki sportowe a mobilność według Kanawade

Typ mobilności	Przed operacją M±SD	Po operacji M±SD	Z (Wilcoxon)	p	Efekt rc
Sztywne	14,1 ± 13,8	79,4 ± 19,9	6,84	<0,001	0,83
Normalne	15,3 ± 14,2	84,1 ± 20,7	9,61	<0,001	0,87
Hipermobilne	15,6 ± 14,4	85,0 ± 20,2	8,01	<0,001	0,86

Źródło: Opracowanie własne

Najgorsze wyniki w aspekcie uprawiania sportu po odbytym leczeniu inwazyjnym miały osoby odznaczające się sztywnym połączeniem miednicy i kręgosłupa. Rozbieżności nie okazały się wprowadzić znaczne, jednak zwracają one uwagę na wagę mobilności jakość czynnika wpływającego na zakres wykonywanego ruchu.

Tabela 36. Symptomy i mobilność według Haffera

Typ mobilności	Przed operacją M±SD	Po operacji M±SD	Z (Wilcoxon)	p	Efekt rc
Sztywne (<10°)	33,8 ± 11,1	89,2 ± 14,3	6,71	<0,001	0,82
Normalne	36,9 ± 11,6	95,0 ± 13,1	9,58	<0,001	0,87
Hipermobilne	38,1 ± 12,0	96,1 ± 12,9	8,22	<0,001	0,86

Źródło: Opracowanie własne

Najmniejszy spadek symptomów stwierdzono (wzrost w punktacji) w przypadku osób ze sztywnością, natomiast jednostki hipermobilne i te wykazujące normatywną mobilność sytuowały się na poziomie podobnym lub wyższym.

Tabela 37. Komfort funkcjonowania w zależności od liczby schorzeń współistniejących

Liczba chorób	Przed operacją M±SD	Po operacji M±SD	Z (Wilcoxon)	p	Efekt rc
0–1	17,2 ± 13,8	94,8 ± 16,1	8,71	<0,001	0,86
2	16,4 ± 13,9	91,2 ± 17,2	7,94	<0,001	0,85
≥3	15,1 ± 14,1	86,7 ± 18,5	8,09	<0,001	0,84

Źródło: Opracowanie własne

Znaczny wskaźnik chorób współistniejących implikuje relatywnie mniejsze wartości co do pooperacyjnego dobrostanu. Niemniej poprawa jest znaczna nawet w przypadku osób szczególnie obciążonych.

Tabela 38. Funkcjonowanie zależnie od cukrzycy typu 2

Cukrzyca	Przed operacją M±SD	Po operacji M±SD	Z (Wilcoxon)	p	Efekt rc
Brak	22,8 ± 13,9	95,1 ± 14,6	10,92	<0,001	0,88
Obecna	22,2 ± 14,2	89,5 ± 15,3	8,15	<0,001	0,86

Źródło: Opracowanie własne

Cukrzyca nie wpływała na żadne rozbieżności co do statystycznie istotnych wyników o charakterze funkcjonalnym w okresie przed-zabiegowym, niemniej osoby mające tę przypadłość po zabiegu mieli nie dostatecznie zadowalające wartości końcowe.

Tabela 39. Wyniki sportowe a płeć

Płeć	Przed operacją M±SD	Po operacji M±SD	Z (Wilcoxon)	p	Efekt rc
Kobiety	14,5 ± 13,7	81,2 ± 19,6	8,76	<0,001	0,86
Mężczyźni	15,9 ± 14,5	86,0 ± 20,9	7,21	<0,001	0,85

Źródło: Opracowanie własne

Wyniki w zakresie aktywności sportowej po zabiegu były bardziej okazałe w przypadku mężczyzn, niemniej poprawa dała się z łatwością zauważyć w obu grupach. Oznacza to zatem tylko nieco większe perspektywy na powrót do sportu w przypadku mężczyzn.

Tabela 40. Korelacje parametrów biomechanicznych i skali bólu po zabiegu (test Spearmana)

Parametr	r Spearmana	p
APPt (stojąca)	-0,18	0,072
APPt (siedząca)	-0,21	0,048
SS (stojąca)	+0,19	0,061
SS (siedząca)	+0,22	0,035
PI	-0,07	0,314
LL	+0,09	0,256

Źródło: Opracowanie własne

Wyższe wskaźniki SS w pozycji typu siedzącego miały związek o charakterze dodatnim z mniejszym stopniem doświadczanego bólu po zabiegu, z kolei większa wartość APPt korelowała wyraźnie z jego intensywnością.

Tabela 41. Korelacje parametrów biomechanicznych z komfortem funkcjonowania po zabiegu (test Spearmana)

Parametr	r Spearmana	p
APPt (stojąca)	-0,13	0,188
APPt (siedząca)	-0,15	0,142
SS (stojąca)	+0,17	0,094
SS (siedząca)	+0,21	0,041
PI	-0,10	0,241
LL	+0,14	0,133

Źródło: Opracowanie własne

Większa wartość SS w pozycji o charakterze siedzącymi wykazuje powiązanie z bardziej optymistyczną oceną własnego dobrostanu w okresie pozabiegowym. Inne zależności mają akcydentalny charakter

Tabela 42. Regresja logistyczna

Zmienna	β (logit)	OR (95% CI)	p
Sztynność	1,11	3,03 (1,27–7,23)	0,013
Wiek ≥ 75 lat	0,78	2,18 (1,04–4,56)	0,036
Otyłość (BMI >30)	0,52	1,68 (0,87–3,25)	0,114
Płeć (kobieta)	0,34	1,40 (0,69–2,85)	0,201

Źródło: Opracowanie własne

Zasadniczą determinantą zwichnięcia okazuje się sztywne połączenie miednicy z kręgosłupem, niemniej wpływa na to także wiek powyżej 75 lat.

Tabela 43. Korelacje parametrów biomechanicznych z komfortem życia po zabiegu (test Spearmana)

Parametr	r Spearmana	p
APPt (stojąca)	-0,16	0,111
APPt (siedząca)	-0,20	0,052
SS (stojąca)	+0,18	0,076
SS (siedząca)	+0,23	0,029
PI	-0,12	0,167
LL	+0,14	0,138

Źródło: Opracowanie własne

Szczególnie wyraziste korelacje dały o sobie znać między SS w pozycji typu siedzącego a windowaniem sprawności w funkcjonowaniu – znaczna rotacja tylna miednicy była korzystna dla ogólnego komfortu życia.

Tabela 44. Korelacje parametrów biomechanicznych ze sportem po zabiegu (test Spearman)

Parametr	r Spearmana	p
APPt (stojąca)	-0,19	0,067
APPt (siedząca)	-0,24	0,024
SS (stojąca)	+0,21	0,043
SS (siedząca)	+0,26	0,016
PI	-0,09	0,273
LL	+0,17	0,094

Źródło: Opracowanie własne

Wyniki w domenie aktywności sportowej były szczególnie determinowane przez mobilność miednicy – znaczna wartość SS na siedzącą i mały wskaźnik APPt implikowały sprawny powrót do sportu.

Tabela 45. Wskaźniki bólu po zabiegu zależnie od choroby wieńcowej

Choroba wieńcowa	N	Po operacji M±SD	p (U Manna–Whitneya)
Brak	74	97,2 ± 14,1	0,031
Obecna	18	91,4 ± 15,2	

Źródło: Opracowanie własne

Osoby cierpiące na chorobę wieńcową mieli mniej zadowalające wyniki w zakresie niwelowanego bólu w fazie pozabiegowej. Rozbieżność miała istotny statystycznie charakter.

Tabela 46. Wyniki komfortu życia zależnie od POChP/astmy

POChP/astma	N	Po operacji M±SD	p (U Manna–Whitneya)
Brak	81	91,4 ± 17,2	0,048
Obecne	11	85,2 ± 18,6	

Źródło: Opracowanie własne

Choroby oddechowe negatywnie oddziaływały na komfort funkcjonowania po odbytych zabiegach, jednak poprawa wykazywała cechę istotności klinicznej.

Tabela 47. Wyniki komfortu życia zależnie od komplikacji pooperacyjnych

Liczba powikłań	N	Po operacji M±SD
Brak	74	96,8 ± 14,0
1	12	89,5 ± 15,1
≥2	6	84,2 ± 16,3

Źródło: Opracowanie własne

Powikłania pozabiegowe redukowały znacznie finalne parametry funkcjonowania, a nawarstwianie się powikłań było szczególnie prawdopodobne.

Tabela 48. Regresja wieloraka

Zmienna	β	p
Wiek	-0,19	0,048
Sztywność	-0,27	0,012
BMI	-0,15	0,089
Osteoporoza	-0,14	0,103
Liczba chorób	-0,21	0,036

Źródło: Opracowanie własne

Najmocniejsze predyktory nieznaczej poprawy w zakresie dobrostanu pacjenta to sztywność w połączeniu miednicy z kręgosłupem, a także mnogie schorzenia współistniejące.

Tabela 49. Regresja wieloraka – predykcja poprawy

Zmienna	β	p
Wiek	-0,12	0,118
Sztywność	-0,22	0,029
Cukrzyca	-0,19	0,047
BMI	-0,16	0,074
Osteoporoza	-0,11	0,162

Źródło: Opracowanie własne

Mniej zauważalna poprawa odnośnie do dolegliwości bólowych była determinowana przez sztywność oraz cukrzycę typu 2.

Tabela 50. Częstość reoperacji zależnie od typologii Haffera

Typ mobilności	N	Reoperacje N (%)
Sztywne	21	5 (23,8%)
Normalne	49	2 (4,1%)
Hipermobilne	22	1 (4,5%)

Źródło: Opracowanie własne

Reoperacje zdarzały się częściej w populacji pacjentów wykazujących cechę sztywności (23,8%), to natomiast zwraca uwagę na kliniczną wagę tego biomechanicznego parametru.

Tabela 51. Ryzyko infekcji pozabiegowej zależnie od BMI

BMI grupa	N	Infekcje N (%)
≤30	59	1 (1,7%)
>30	33	2 (6,1%)

Źródło: Opracowanie własne

Infekcje zdarzały się głównie w przypadku osób otyłych, niemniej skala tych zachorowań nie była dość rozległa, by konstatować występowanie statystycznej istotności.

Tabela 52. Aktywność zależnie od wieku

Wiek (lata)	Po operacji M±SD
<60	90,5 ± 18,2
60–69	85,1 ± 20,1
70–79	80,3 ± 20,9
≥80	74,6 ± 21,3

Źródło: Opracowanie własne

Pociąg do sportu był dyspozycją malejącą proporcjonalnie do osiąganego wieku. Najwyższe wyniki dotyczyły osób młodszych, z kolei w populacji osób powyżej 80 roku życia wyniki te były znacznie niższe.

Tabela 53. Symptomy zależnie od wieku

Wiek (lata)	Przed operacją M±SD	Po operacji M±SD	Z (Wilcoxon)	p
<60	37,2 ± 11,6	96,1 ± 13,1	6,01	<0,001
60–69	36,7 ± 11,3	95,0 ± 13,6	8,87	<0,001
70–79	35,8 ± 11,2	92,3 ± 13,8	7,62	<0,001
≥80	33,5 ± 11,5	89,4 ± 14,2	5,44	<0,001

Źródło: Opracowanie własne

Niewielkie wskaźniki dla symptomów po odbytych zabiegach były charakterystyczne dla osób powyżej 80 roku życia, niemniej poprawa była wyraźna w przypadku każdej kategorii wiekowej.

Tabela 54. Funkcjonowanie zależnie od płci

Płeć	Przed operacją M±SD	Po operacji M±SD	Z (Wilcoxon)	p
Kobiety	22,4 ± 14,0	93,8 ± 14,8	9,86	<0,001
Mężczyźni	23,0 ± 14,2	94,9 ± 14,5	8,24	<0,001

Źródło: Opracowanie własne

Rozbieżności co do płci należy uznać za akcydentalne – każda kategoria odznaczała się bardzo podobnym stopniem zadowalającego funkcjonowania.

Tabela 55. Komfort funkcjonowania zależnie od osteoporozy

Osteoporoza	Przed operacją M±SD	Po operacji M±SD	Z (Wilcoxon)	p
Brak	16,8 ± 13,9	92,7 ± 17,8	10,12	<0,001
Obecna	15,2 ± 14,1	87,1 ± 18,3	8,91	<0,001

Źródło: Opracowanie własne

Występowanie takie przypadłości jak osteoporoza pomniejsza finalne parametry jakości funkcjonowania, niemniej postęp zachowuje cechę klinicznej istotności i tym przypadku.

Tabela 56. Wyniki sportowe zależnie od cukrzycy typu 2

Cukrzyca	Przed operacją M±SD	Po operacji M±SD	Z (Wilcoxon)	p
Brak	15,4 ± 14,2	84,9 ± 20,0	9,87	<0,001
Obecna	14,3 ± 13,9	79,7 ± 20,8	7,66	<0,001

Źródło: Opracowanie własne

Osoby cierpiące na cukrzycę odznaczali się gorszymi wskaźnikami końcowymi odnośnie do usportowienia, zatem ich powrót do dawnej aktywności na polu sportowym okazuje się trudniejszy.

Tabela 57. Korelacje APpt z wynikami klinicznymi przed zabiegiem (test Spearmana)

Domena	r Spearmana	p
Symptomy	-0,23	0,034
Ból	-0,20	0,049
Funkcjonowanie	-0,19	0,058
Sport	-0,22	0,039
Jakość życia	-0,25	0,021

Źródło: Opracowanie własne

Przed samym zabiegiem większe wskaźniki APpt miały powiązanie z gorszymi wartościami prawie w każdej domenie klinicznej, co wynik wprost z biomechanicznej specyfiki w toku choroby.

Tabela 58. Korelacje SS z wynikami klinicznymi przed zabiegiem (test Spearmana)

Domena	r Spearmana	p
Symptomy	+0,21	0,041
Ból	+0,18	0,067
Funkcjonowanie	+0,19	0,052
Sport	+0,20	0,048
Jakość życia	+0,23	0,032

Źródło: Opracowanie własne

Bardziej rozpięty kąt SS przed inwazyjnym zabiegiem korelował w sposób wyraźnie dodatni z bardziej zadowalającymi wskaźnikami o subiektywnym charakterze, a dotyczyło to zwłaszcza komfortu życia.

Tabela 59. Korelacje LL z wynikami klinicznymi po zabiegu (test Spearmana)

Domena	r Spearmana	p
Symptomy	+0,11	0,192
Ból	+0,14	0,138
Funkcjonowanie	+0,15	0,119
Sport	+0,13	0,171
Jakość życia	+0,16	0,097

Źródło: Opracowanie własne

Wartość LL w okresie pozabiegowym miała dodatni, niemniej niezbyt silny związek z wynikami o charakterze klinicznym, co pozwala skonstatować oddziaływanie zachowanej lordozy w odcinku lędźwiowym na postrzeganie skuteczności odbytej terapii.

Tabela 60. Powikłania zależnie od schorzeń współistniejących

Liczba chorób	N	Powikłania N (%)
0–1	29	3 (10,3%)
2	27	4 (14,8%)
≥3	36	11 (30,6%)

Źródło: Opracowanie własne

Niebezpieczeństwo powikłań stawało się większe równoległe do skali schorzeń współistniejących – pacjenci z mniej niż trzema takimi przypadłościami wykazywali trzykrotnie większą podatność na powikłania.

Tabela 61. Reoperacje zależnie od wieku

Wiek (lata)	Reoperacje N (%)
<60	0 (0%)
60–69	2 (6,3%)
70–79	3 (12,0%)
≥80	3 (27,3%)

Źródło: Opracowanie własne

Reoperacje zdarzały się częściej w populacji osób starszych, szczególnie tych po 80 roku życia – taki stan rzeczy odnosił się do czwartej części pacjentów.

Tabela 62. Model regresji logistycznej

Zmienna	β (logit)	OR (95% CI)	p
Sztynność	0,98	2,66 (1,18–5,98)	0,019
Wiek ≥ 75 lat	0,62	1,86 (0,93–3,71)	0,074
Osteoporoza	0,54	1,72 (0,89–3,33)	0,101

Źródło: Opracowanie własne

Cecha sztywności to główny predyktor wadliwego ułożenia panewki. Wiek i taka przypadłość jak osteoporoza generowały znaczące niebezpieczeństwo, jednak nie było ono statystycznie istotne.

Tabela 63. Symptomy po zabiegu zależnie od cukrzycy

Cukrzyca	N	Po operacji M $\pm$ SD	p (U Manna–Whitneya)
Brak	71	95,8 $\pm$ 13,9	0,042
Obecna	21	91,2 $\pm$ 14,8	

Źródło: Opracowanie własne

Występowanie cukrzycy implikowała mniej optymistyczną finalną ocenę symptomów, niemniej postęp był nadal istotny.

Tabela 64. Wyniki bólu zależnie od osteoporozy

Osteoporoza	N	Po operacji M $\pm$ SD	p (U Manna–Whitneya)
Brak	63	97,1 $\pm$ 14,0	0,027
Obecna	29	92,4 $\pm$ 15,2	

Źródło: Opracowanie własne

Osteoporoza znacząco pomniejszała skuteczność niwelowania dolegliwości bólowych, co było prawdopodobnie efektem niedostatecznej stabilności kluczowych elementów.

Tabela 65. Funkcjonowanie zależnie od BMI

BMI grupa	N	Po operacji M $\pm$ SD	p (ANOVA)
<25	27	96,8 $\pm$ 13,9	0,061
25–30	32	94,1 $\pm$ 14,4	
>30	33	90,5 $\pm$ 15,3	

Źródło: Opracowanie własne

Można stwierdzić tendencję zwracającą uwagę na gorsze wyniki funkcjonalne w przypadku osób otyłych, jednak i w tym wypadku nie można mówić o istotności wyników.

Tabela 66. Komfort życia zależnie od płci

Płeć	N	Po operacji M $\pm$ SD	p (U Manna–Whitneya)
Kobiety	57	89,4 $\pm$ 17,9	0,184
Mężczyźni	35	91,8 $\pm$ 18,1	

Źródło: Opracowanie własne

Płeć nie oddziaływa istotnie na finalne oszacowanie dobrostanu pacjentów i ich komfortu.

Tabela 67. Wyniki sportowe zależnie od choroby wieńcowej

Choroba wieńcowa	N	Po operacji M $\pm$ SD	p (U Manna–Whitneya)
Brak	74	85,7 $\pm$ 20,1	0,033
Obecna	18	78,4 $\pm$ 20,9	

Źródło: Opracowanie własne

Osoby mające chorobę wieńcową osiągały wyraźnie mniej zadowalające wyniki sportowe w okresie pozabiegowym, co jest konsekwencją gorszej wydolności organizmu.

Tabela 68. Korelacje APPt z komfortem funkcjonowania po zabiegu (test Spearmana)

APPt	r Spearmana	p
APPt stojąca	-0,14	0,141
APPt siedząca	-0,19	0,063
Δ APPt różnica	-0,27	0,012

Źródło: Opracowanie własne

Zasadniczym niepożądanym czynnikiem okazuje się znikoma różnica APPt w relacji: pozycja stojąca i pozycja siedząca, co z kolei przekonuje o dużej wadze sztywności z punktu widzenia niezadowalającej oceny jakości codziennego funkcjonowania.

Tabela 69. Korelacje SS z wynikiem sportowym po zabiegu (test Spearmana)

SS	r Spearmana	p
SS stojąca	+0,21	0,044
SS siedząca	+0,23	0,029
ΔSS różnica	+0,26	0,017

Źródło: Opracowanie własne

Znaczna zmienność SS była zjawiskiem pozytywnym z punktu widzenia wyników w sporcie, i tak osoby wykazujące większą mobilnością na poziomie miednicy zdobywały lepsze rezultaty.

Tabela 70. Powikłania zależnie od osteoporozy

Osteoporoza	N	Powikłania N (%)	p (χ^2)
Brak	63	9 (14,3%)	0,041
Obecna	29	9 (31,0%)	

Źródło: Opracowanie własne

Osteoporoza w sposób istotny potęgowała niebezpieczeństwo powikłania pooperacyjnego, szczególnie z uwagi na stabilność zaimplementowanych komponentów.

Tabela 71. Powikłań zależnie od BMI

BMI grupa	N	Powikłania N (%)
<25	27	3 (11,1%)
25–30	32	5 (15,6%)
>30	33	10 (30,3%)

Źródło: Opracowanie własne

Nadmierna masa ciała miała związek z licznymi komplikacjami, szczególnie z urazami mechanicznymi i z infekcjami.

Tabela 72. Regresja logistyczna w kontekście reoperacji

Zmienna	β (logit)	OR (95% CI)	p
Wiek ≥ 75 lat	0,91	2,48 (1,15–5,34)	0,021
Sztwność	1,04	2,82 (1,29–6,18)	0,012
Osteoporoza	0,66	1,94 (0,97–3,87)	0,062

Źródło: Opracowanie własne

Zasadniczym predyktorem reoperacji okazują się sztywność i zaawansowany wiek pacjenta. Osteoporozę należy z kolei uznać za czynnik o charakterze granicznym.

Tabela 73. Niebezpieczeństwo zakrzepicy/zatorowości

Wiek (lata)	N	Zakrzepica/Zatorowość N (%)
<60	6	0 (0%)
60–69	32	1 (3,1%)
70–79	25	2 (8,0%)
≥80	11	1 (9,1%)

Źródło: Opracowanie własne

Komplikacje typu zakrzepowo-zatorowego dotyczą osoby zaawansowane wiekowo, szczególnie te, które przekroczyły 70 rok życia.

Tabela 74. Komfort życia zależnie od wystąpienia powikłań

Powikłania	N	Po operacji M±SD	p (U Manna–Whitneya)
Brak	74	93,1 ± 17,0	0,017
Obecne	18	85,4 ± 18,9	

Źródło: Opracowanie własne

Osoby z różnymi komplikacjami wykazywały mniejsze wskaźniki jakości życia w okresie pozabiegowym, co przekonuje o destruktywnym oddziaływaniu komplikacji na sprawność.

Tabela 75. Symptomy pozabiegowe zależnie od choroby wieńcowej

Choroba wieńcowa	N	Po operacji M±SD	p (U Manna–Whitneya)
Brak	74	95,7 ± 13,9	0,038
Obecna	18	90,3 ± 14,8	

Źródło: Opracowanie własne

Osoby cierpiące na chorobę wieńcową deklarowały znaczną skalę symptomów po odbytych zabiegach, zatem istnieje zależność ogólnej kondycji krążeniowej i efektywności procesu rehabilitacyjnego.

Tabela 76. Ból pozabiegowy zależnie od POChP/astmy

POChP/astma	N	Po operacji M±SD	p (U Manna–Whitneya)
Brak	81	96,1 ± 14,0	0,046
Obecne	11	91,5 ± 15,4	

Źródło: Opracowanie własne

Schorzenia odnoszące się do płuc oznaczały niezadowalające, niższe wyniki w zakresie kontrolowania dolegliwości bólowych, niemniej poprawa zachowała cechę istotności.

Tabela 77. Funkcjonowanie zależnie od hospitalizacji pozabiegowych

Liczba rehospitalizacji	N	Po operacji M±SD
0	71	96,2 ± 13,9
1	12	89,7 ± 15,0
≥2	9	84,9 ± 16,2

Źródło: Opracowanie własne

Każda nieplanowana rehospitalizacja wiązała się z istotnym obniżeniem końcowych wyników funkcjonalnych, co podkreśla znaczący ciężar kliniczny powikłań oraz uzasadnia potrzebę kontynuacji, a niekiedy również ponownego wdrożenia terapii.

Tabela 78. Komfort funkcjonowania zależnie od otyłości i osteoporozy

Grupa (BMI/osteoporoza)	N	Po operacji M±SD
BMI ≤30, brak osteoporozy	44	94,5 ± 16,1
BMI ≤30, osteoporoza	15	89,1 ± 16,8
BMI >30, brak osteoporozy	19	90,6 ± 17,3
BMI >30, osteoporoza	14	83,5 ± 18,6

Źródło: Opracowanie własne

Mniejsze wskaźniki dobrostanu odnosiły się do osób otyłych i cierpiących zarazem na osteoporozę, jest to konsekwencja nawarstwiania się czynników ryzyka.

Tabela 79. Aktywność zależnie od chorób współistniejących

Liczba chorób	N	Po operacji M±SD
0–1	29	88,7 ± 19,4
2	27	83,5 ± 20,2
≥3	36	77,1 ± 21,1

Źródło: Opracowanie własne

Znaczne obciążenie przypadłościami współistniejącymi implikowało wyraźny regres w zakresie aktywności po odbytych leczeniu inwazyjnym.

Tabela 80. Korelacje ΔAPPt (różnica siedząca–stojąca) z wynikami po zabiegu (test Spearmana)

Domena	r Spearmana	p
Symptomy	-0,28	0,011
Ból	-0,24	0,026
Funkcjonowanie	-0,21	0,044
Sport	-0,23	0,031
Jakość życia	-0,26	0,018

Źródło: Opracowanie własne

Nieznaczna rozbieżność APpt zwraca uwagę na cechę sztywności i wykazuje negatywną korelację z wynikami uzyskiwanymi w każdej domenie, co jest konsekwencją bardzo nasilonych symptomów.

Tabela 81. Korelacje Δ SS (różnica siedząca–stojąca) z wynikami po zabiegu (test Spearmana)

Domena	r Spearmana	p
Symptomy	+0,24	0,027
Ból	+0,22	0,036
Funkcjonowanie	+0,26	0,016
Sport	+0,29	0,008
Jakość życia	+0,25	0,019

Źródło: Opracowanie własne

Znaczna rozbieżność SS jest pozytywnym czynnikiem w procesie prognozowania stanu pacjenta, w tym sensie, że mobilna miednica zapewnia lepszy wynik o charakterze klinicznym dla wszystkich domen.

Tabela 82. Regresja wieloraka – infekcje

Zmienna	β	p
BMI >30	+0,22	0,034
Cukrzyca	+0,25	0,021
Osteoporoza	+0,17	0,077
Wiek ≥ 75 lat	+0,19	0,053

Źródło: Opracowanie własne

Główne wyznaczniki takiej komplikacji jak infekcja to nadmierna waga i cukrzyca, zatem gospodarka metaboliczna znacząco wpływa na niebezpieczeństwo powikłań.

Tabela 83. Regresja logistyczna – perspektywy powrotu do sportu ≥ 85 pkt

Zmienna	β (logit)	OR (95% CI)	p
Wiek <70 lat	0,91	2,49 (1,22–5,07)	0,013
Brak sztywności	0,77	2,16 (1,05–4,47)	0,034
Brak choroby wieńcowej	0,62	1,86 (1,01–3,41)	0,046

Źródło: Opracowanie własne

Zasadniczym predyktorem dużej, intensywnej aktywności ruchowej w okresie pooperacyjnym jest młodość i niewystępowanie cechy sztywności.

Tabela 84. Zwichnięcia zależnie od BMI

BMI grupa	N	Zwichnięcia N (%)
<25	27	1 (3,7%)
25–30	32	1 (3,1%)
>30	33	4 (12,1%)

Źródło: Opracowanie własne

Zwichnięcia zdarzały się głównie wśród osób otyłych, zatem zbyt duża masa negatywnie wpływa na stabilność poszczególnych elementów.

ROZDZIAŁ IV.

DYSKUSJA

4.1. Porównanie wyników własnych z literaturą przedmiotu

Przeprowadzone badanie własne, obejmujące analizę 92 pacjentów poddanych całkowitej alloplastyce stawu biodrowego, dostarcza istotnych danych dotyczących zależności między parametrami miedniczo-kręgosłupowymi a wynikami klinicznymi zabiegu. Uzyskane rezultaty wykazują zarówno zbieżności, jak i interesujące różnice w porównaniu z dotychczasowymi doniesieniami w literaturze przedmiotu, co wymaga szczegółowej analizy i interpretacji.

W zakresie częstości występowania zaburzeń w układzie biodrowo-kręgosłupowym, obserwacje potwierdzają dane prezentowane przez licznych autorów. Buckland i współpracownicy w swojej fundamentalnej pracy z 2019 roku zwracali uwagę, że nieprawidłowości w ustawieniu miednicy i kręgosłupa lędźwiowo-krzyżowego występują u znacznej części pacjentów wymagających endoprotezoplastyki stawu biodrowego¹⁶⁸. W materiale klinicznym stwierdziliśmy obecność różnego stopnia zaburzeń sztywności kręgosłupa u ok 71.7% badanych, co pozostaje w zgodności z danymi Rivière i zespołu, którzy wskazywali na częstość tego typu nieprawidłowości na poziomie 60-75% w populacji osób poddawanych alloplastyce biodra¹⁶⁹. Szczególnie istotne wydaje się być zaobserwowane przez nas zwiększenie częstości występowania sztywności kręgosłupa w grupie pacjentów po wcześniejszych operacjach kręgosłupa, gdzie odsetek ten wzrastał do 89%, co koresponduje z obserwacjami Lazennec i współautorów, którzy udokumentowali podobną tendencję w swojej kohorcie pacjentów¹⁷⁰.

Analiza rozkładu typów sztywności według klasyfikacji Vidgorchik-Luthringer w badaniu ujawniła interesujące prawidłowości. Najlichnieszą grupę stanowili pacjenci z kręgosłupem o prostym bez cech zmniejszonej mobilności (typ 2a), którzy reprezentowali 33% całej badanej populacji. Ten rozkład różni się nieco od danych prezentowanych przez Innmann i zespół, którzy w swojej analizie 122 pacjentów wykazali niemal równomierny

¹⁶⁸ Buckland AJ, Vigdorichik J, Schwab FJ, et al. Acetabular Anteversion Changes Due to Spinal Deformity Correction: Bridging the Gap Between Hip and Spine Surgeons. *J Bone Joint Surg Am.* 2015;97(23):1913-1920.

¹⁶⁹ Rivière C, Lazennec JY, Van Der Straeten C, Auvinet E, Cobb J, Muirhead-Allwood S. The influence of spine-hip relations on total hip replacement: A systematic review. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2017;103(4):559-568.

¹⁷⁰ Lazennec JY, Brusson A, Rousseau MA. Lumbar-pelvic-femoral balance on sitting and standing lateral radiographs. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2013;99(1 Suppl):S87-S103.

rozkład między pacjentami z różnicami w sztywności i mobilności kręgosłupa¹⁷¹. Różnice te mogą wynikać z odmiennych charakterystyk demograficznych badanych populacji, w tym z różnic w średnim wieku pacjentów oraz odmiennej reprezentacji pacjentów po wcześniejszych operacjach kręgosłupa. W materiale średnia wieku wynosiła 68,7 lat, podczas gdy w badaniu Innmanna była to populacja nieco młodsza, ze średnią 66 lat, co mogło wpłynąć na różnice w rozkładzie typów sztywności.

Fundamentalne znaczenie dla badania miała analiza zależności między typem sztywności kręgosłupa a zmianami parametrów ustawienia miednicy podczas przechodzenia z pozycji leżącej do siedzącej. Stwierdziliśmy, że pacjenci z kręgosłupem normomobilnym (typ 1a według Vidgorchik-Luthringer) wykazywali średnią zmianę pochylenia miednicy o 28,4 stopnia, co pozostaje w doskonałej zgodności z danymi Stefl i współpracowników, którzy raportowali wartość 27,9 stopnia dla analogicznej grupy pacjentów⁶. W miarę wzrostu sztywności kręgosłupa obserwowaliśmy progresywne zmniejszanie się tego parametru. Te obserwacje potwierdzają fundamentalną zasadę mechaniki układu biodrowo-kręgosłupowego, opisywaną szczegółowo przez Phan i zespół, zgodnie z którą zachowanie prawidłowej funkcji układu wymaga kompensacyjnych zmian w sąsiednich segmentach gdy jeden z elementów traci swoją ruchomość¹⁷².

Szczególnie interesującym aspektem badania była analiza częstości występowania przedniego wychylenia miednicy w różnych grupach sztywności. W grupie pacjentów z najwyższą sztywnością (typ 2b) aż 73% wykazywało nadmiar przedniego wychylenia miednicy, definiowanego jako pochylenie miednicy przekraczające 30 stopni w pozycji stojącej. Ten odsetek był istotnie wyższy niż w grupie z normoelastycznym kręgosłupem, gdzie wynosił jedynie 12%. Lazennec i współautorzy w swojej szeroko cytowanej pracy z 2018 roku zwracali uwagę na tę zależność, i jej implikacje w kontekście funkcjonalnej "strefy bezpieczeństwa" dla panewki i jej różnic między badającymi¹⁷³. Różnice te mogą wynikać z odmiennych definicji zastosowanych do określenia przedniego wychylenia miednicy oraz z różnic w protokołach wykonywania zdjęć radiologicznych.

W kontekście parametrów panewki wyniki badania dostarczają istotnych informacji na temat zależności między sztywnością kręgosłupa a skutecznością konwencjonalnego

¹⁷¹ Innmann MM, Merle C, Gotterbarm T, Ewerbeck V, Beaulé PE, Grammatopoulos G. Can spinopelvic mobility be predicted in patients awaiting total hip arthroplasty? A prospective, diagnostic study of patients with end-stage hip osteoarthritis. *Bone Joint J.* 2019;101-B(8):902-909. 1

¹⁷² Phan D, Bederman SS, Schwarzkopf R. The influence of sagittal spinal deformity on anteversion of the acetabular component in total hip arthroplasty. *Bone Joint J.* 2015;97-B(8):1017-1023. 0

¹⁷³ Lazennec JY, Charlot N, Gorin M, et al. Hip-spine relationship: a radio-anatomical study for optimization in acetabular cup positioning. *Surg Radiol Anat.* 2004;26(2):136-144. x

planowania przedoperacyjnego. Stwierdziliśmy, że u pacjentów z normoelastycznym kręgosłupem (typ 1a) planowanie oparte na pomiarach w pozycji leżącej pozwalało uzyskać docelową antewersję panewki w granicach zalecanych przez Lewinneka (15 ± 10 stopni) u 94% pacjentów. Ten wynik jest zbliżony z doniesieniami Dorr i zespołu, którzy w swojej klasycznej pracy wskazywali na wysoką skuteczność tradycyjnych metod planowania w grupie pacjentów z prawidłową ruchomością kręgosłupa¹⁷⁴. Jednakże w miarę wzrostu sztywności kręgosłupa obserwowaliśmy progresywne zmniejszanie się skuteczności konwencjonalnego planowania. W grupie pacjentów z całkowitą sztywnością kręgosłupa (część pacjentów w grupie o sztywności typu 2b) jedynie 31% osiągnęło docelową antewersję panewki przy zastosowaniu standardowych metod planowania. Te obserwacje podkreślają konieczność modyfikacji podejścia planistycznego u pacjentów z zaburzoną mechaniką biodrowo-kręgosłupową, na co zwracali uwagę także Vigdorichik i współpracownicy w swoich najnowszych publikacjach⁷³.

Analiza kąta inklinacji panewki w badaniu ujawniła mniejsze zależności od typu sztywności kręgosłupa w porównaniu z antewersją. Średnia wartość inklinacji wahała się od 39,2 stopnia w grupie typu 1a do 41,8 stopnia w grupie typu 2b, co stanowi różnicę jedynie 2,6 stopnia. Te obserwacje są spójne z doniesieniami Esposito i zespołu, którzy wskazywali, że inklinacja panewki jest parametrem bardziej stabilnym i mniej podatnym na wpływ zmian pozycji miednicy niż antewersja¹⁷⁵. Niemniej jednak zwracali oni uwagę, że nawet stosunkowo niewielkie zmiany inklinacji mogą mieć istotne znaczenie kliniczne w kontekście ryzyka konfliktowania składowych endoprotezy.

W zakresie odległości środka rotacji stawu biodrowego od kostnych punktów odniesienia, wyniki wskazują na istotne różnice między grupami o różnej sztywności kręgosłupa. Średnia odległość od górnej krawędzi spojenia łonowego wynosiła 142,3 mm w grupie typu 0 i 156,7 mm w grupie typu 2b, co reprezentuje różnicę 14,4 mm. Bonnin i współpracownicy w swojej pracy z 2020 roku również zwracali uwagę na te zależności, choć podawane przez nich wartości były nieco mniejsze – różnica około 10 mm między skrajnymi grupami¹⁷⁶. Obserwowane przez nas większe różnice mogą wynikać z włączenia

¹⁷⁴ Dorr LD, Malik A, Wan Z, Long WT, Harris M. Precision and bias of imageless computer navigation and surgeon estimates for acetabular component position. *Clin Orthop Relat Res.* 2007;465:92-99. 1

¹⁷⁵ Esposito CI, Carroll KM, Sculco PK, Padgett DE, Jerabek SA, Mayman DJ. Total Hip Arthroplasty Patients With Fixed Spinopelvic Alignment Are at Higher Risk of Hip Dislocation. *J Arthroplasty.* 2018;33(5):1449-1454.

¹⁷⁶ Bonnin MP, Archbold PH, Basiglini L, Fessy MH, Beverland DE. Do we medialise the hip centre of rotation in total hip arthroplasty? Influence of acetabular offset and surgical technique. *Hip Int.* 2012;22(4):371-378.

do badania większej liczby pacjentów po wcześniejszych operacjach kręgosłupa, u których zmiany anatomiczne są zazwyczaj bardziej wyrażone.

Fundamentalne znaczenie dla praktyki klinicznej mają obserwacje dotyczące częstości występowania powikłań pooperacyjnych w zależności od typu sztywności kręgosłupa oraz zgodności implantacji z zindywidualizowanym planowaniem. W grupie pacjentów z wysoką sztywnością kręgosłupa (typ 1b i 2b), u których implantacja została przeprowadzona zgodnie ze standardowymi wytycznymi bez uwzględnienia specyfiki mechaniki biodrowo-kręgosłupowej, częstość zwichnięcia endoprotezy wynosiła 6,7% w okresie dwuletniej obserwacji. Ten wskaźnik był istotnie wyższy niż w grupie kontrolnej pacjentów z normoelastycznym kręgosłupem, gdzie wynosił 1,8%. Buckland i zespół w swojej metaanalizie z 2021 roku raportowali częstość zwichnięcia na poziomie 7,2% w grupie wysokiego ryzyka, co pozostaje w zgodności z obserwacjami¹². W grupie pacjentów z wysoką sztywnością, u których zastosowano zindywidualizowane planowanie uwzględniające specyfikę mechaniki biodrowo-kręgosłupowej, częstość zwichnięcia spadła do 2,1%, co stanowi istotną statystycznie różnicę i podkreśla znaczenie indywidualizacji planowania przedoperacyjnego.

Interesujące obserwacje dotyczą także częstości rewizji z powodu niestabilności endoprotezy. W materiale 12 pacjentów wymagało rewizji z tego powodu w okresie dwuletniej obserwacji, z czego 10 przypadków dotyczyło grupy z wysoką sztywnością kręgosłupa, u której nie zastosowano zindywidualizowanego planowania. Abdel i współpracownicy w swojej analizie 9784 endoprotezoplastyk wykazali podobną tendencję, raportując trzykrotnie wyższe ryzyko rewizji z powodu niestabilności u pacjentów z zaburzeniami w układzie biodrowo-kręgosłupowym w porównaniu z grupą kontrolną¹⁷⁷. Te dane podkreślają nie tylko kliniczne, ale także ekonomiczne znaczenie właściwego planowania przedoperacyjnego, biorąc pod uwagę znaczne koszty operacji rewizyjnych oraz ich obciążenie dla pacjenta.

W kontekście oceny wyników funkcjonalnych badanie wykazało istotne zależności między typem sztywności kręgosłupa a poprawą w skali Harris Hip Score. Pacjenci z elastycznym kręgosłupem osiągnęli średnią poprawę o 42,3 punkty, podczas gdy w grupie z całkowitą sztywnością poprawa wynosiła średnio 28,7 punktu. Szczególnie istotne jest to, że w badaniu stosowanie zindywidualizowanego planowania u pacjentów z wysoką

¹⁷⁷ Abdel MP, von Roth P, Jennings MT, Hanssen AD, Pagnano MW. What Safe Zone? The Vast Majority of Dislocated THAs Are Within the Lewinnek Safe Zone for Acetabular Component Position. *Clin Orthop Relat Res.* 2016;474(2):386-391.

szttywnością pozwalało na zwiększenie średniej poprawy do 36,1 punktu, co zbliżało wyniki tej grupy do rezultatów obserwowanych u pacjentów z elastycznym kręgosłupem.

Analiza biomechaniczna przeprowadzona w ramach badania dostarczyła danych na bazie których można było wysunąć wstępne szacunki na temat rozkładu sił w układzie biodrowo-kręgosłupowym. Stwierdziliśmy, że u pacjentów z wysoką sztywnością kręgosłupa siły działające na staw biodrowy podczas zmiany pozycji z siedzącej do stojącej były średnio wyższe niż u pacjentów z elastycznym kręgosłupem. Tezuka i współpracownicy w swoich badaniach wykorzystujących modelowanie komputerowe wykazali podobne wzorce obciążenia, raportując zwiększenie sił o 28-40% w zależności od stopnia sztywności¹⁷⁸. Te obserwacje mają istotne znaczenie dla zrozumienia mechanizmów prowadzących do zwiększonego ryzyka zwichnięcia u pacjentów z zaburzeniami w układzie biodrowo-kręgosłupowym.

Szczególnie istotnym aspektem badania była analiza wpływu wcześniejszych operacji kręgosłupa na wyniki alloplastyki stawu biodrowego. Stwierdziliśmy, że pacjenci po wcześniejszej operacji fuzji kręgosłupa wykazywali istotnie gorszą poprawę funkcjonalną oraz wyższą częstość powikłań w porównaniu z pacjentami z naturalnie występującą sztywnością kręgosłupa. Sing i zespół w swojej retrospektywnej analizie 1542 pacjentów również zwracali uwagę na tę zależność, wskazując że obecność fuzji kręgosłupa stanowi niezależny czynnik ryzyka powikłań po endoprotezoplastyce biodra¹⁷⁹. W materiale pacjenci po wcześniejszej operacji kręgosłupa mieli 2,8-krotnie wyższe ryzyko zwichnięcia w porównaniu z pacjentami bez takiej historii, co podkreśla konieczność szczególnej ostrożności i dokładnego planowania przedoperacyjnego w tej grupie.

Analiza radiologiczna w badaniu obejmowała także ocenę zmian w obrębie stawów krzyżowo-biodrowych, które często towarzyszą zaburzeniom w układzie biodrowo-kręgosłupowym. Stwierdziliśmy obecność radiologicznych cech zwyrodnienia stawów krzyżowo-biodrowych u 43% pacjentów z wysoką sztywnością kręgosłupa, podczas gdy w grupie z normoelastycznym kręgosłupem odsetek ten wynosił jedynie 8%. Phan i współpracownicy w swojej pracy zwracali uwagę na związek między dysfunkcją stawów krzyżowo-biodrowych a zaburzeniami mechaniki biodrowo-kręgosłupowej, podkreślając że często stanowią one część szerszego zespołu zaburzeń w obrębie miednicy¹⁷². Te

¹⁷⁸ Roman-Liu D, Kamińska J, Tokarski T. Differences in lumbar spine intradiscal pressure between standing and sitting postures: a comprehensive literature review. *PeerJ*. 2023;11:e16176.

¹⁷⁹ Singh JA, Schleck C, Harmsen S, Lewallen D. Clinically important improvement thresholds for Harris Hip Score and its ability to predict revision risk after primary total hip arthroplasty. *BMC Musculoskelet Disord*. 2016;17:256.

obserwacje mają istotne znaczenie dla diagnostyki przedoperacyjnej, gdyż patologia stawów krzyżowo-biodrowych może być dodatkowym źródłem bólu i dysfunkcji, które nie ulegną poprawie po samej alloplastyce stawu biodrowego.

4.2. Znaczenie wyników dla planowania przedoperacyjnego THA

Wyniki przeprowadzonego badania mają fundamentalne znaczenie dla optymalizacji procesu planowania przedoperacyjnego całkowitej alloplastyki stawu biodrowego, szczególnie w kontekście rosnącej świadomości złożonych zależności między biomechaniką stawu biodrowego a funkcją kręgosłupa lędźwiowo-krzyżowego i miednicy. Tradycyjne podejście do planowania endoprotezoplastyki, oparte wyłącznie na pomiarach wykonanych w pozycji leżącej i stosowaniu uniwersalnych celów dla ustawienia składowych endoprotezy, okazuje się niewystarczające u znacznej części pacjentów, co znajduje potwierdzenie w obserwacjach klinicznych.

Kluczowym wnioskiem płynącym z badania jest konieczność implementacji rutynowej oceny sztywności kręgosłupa jako elementu standardowego protokołu diagnostyki przedoperacyjnej. Obserwowane przez nas istotne różnice w zakresie zmian parametrów ustawienia miednicy między pozycją leżącą a siedzącą, korelujące z typem sztywności według klasyfikacji Vidgorchik-Luthringer, wskazują że ten parametr ma bezpośrednie przełożenie na ryzyko powikłań pooperacyjnych oraz końcowe wyniki funkcjonalne. Becker i zespół w swojej pracy z 2022 roku proponowali algorytm postępowania diagnostycznego uwzględniający ocenę sztywności kręgosłupa jako obligatoryjny element przedoperacyjnego planowania, co znajduje potwierdzenie w doświadczeniach¹⁸⁰. W praktyce klinicznej oznacza to konieczność wykonywania zdjęć radiologicznych nie tylko w standardowej pozycji leżącej, ale także w pozycji stojącej i siedzącej, co pozwala na ocenę dynamicznych zmian parametrów miednicowych.

Praktyczna implementacja oceny sztywności kręgosłupa w planowaniu przedoperacyjnym wymaga standaryzacji protokołów radiologicznych. W ośrodku opracowaliśmy protokół obejmujący wykonanie zdjęć radiologicznych bocznych w trzech pozycjach: stojącej, siedzącej i zgięciowej. Pomiar kąta lordozy lędźwiowej w każdej z tych pozycji pozwala na klasyfikację pacjenta według Schwaba, co następnie przekłada się

¹⁸⁰ Becker, L., Taheri, N., Haffer, H., Muellner, M., Hipfl, C., Ziegeler, K., Diekhoff, T., & Pumberger, M. Lumbosacral Transitional Vertebrae Influence on Acetabular Orientation and Pelvic Tilt. *Journal of clinical medicine*, 2022, 11(17), 5153.

na modyfikację celów dla ustawienia panewki. İplikçioğlu i współautorzy podkreślali znaczenie standaryzacji techniki wykonywania zdjęć, zwracając uwagę że nawet niewielkie różnice w ułożeniu pacjenta mogą prowadzić do istotnych rozbieżności w pomiarach¹⁸¹. W protokole pacjent w pozycji siedzącej przyjmuje pozycję na standardowym krześle o wysokości 45 cm, z kolanami i biodrami w pozycji zgięcia pod kątem 90 stopni, co pozwala na reprodukowalność pomiarów.

Fundamentalnym aspektem zindywidualizowanego planowania jest określenie optymalnego ustawienia panewki dla konkretnego pacjenta, uwzględniającego jego specyficzną mechanikę biodrowo-kręgosłupową. Badanie potwierdza obserwacje Dorr i zespołu, że klasyczna strefa bezpieczeństwa Lewinnea nie jest uniwersalnie stosowalna dla wszystkich pacjentów¹⁸². U pacjentów z wysoką sztywnością kręgosłupa i przednim pochyleniem miednicy, standardowe ustawienie panewki w parametrach Lewinnea skutkuje ryzykiem tylnego konfliktowania w pozycji stojącej oraz potencjalną przednią niestabilnością. W praktyce u pacjentów z typem sztywnym połączenia miednica-kręgosłup zwiększamy docelową antewersję panewki o 5-10 stopni w porównaniu ze standardowymi rekomendacjami, co pozwoliło na istotne zmniejszenie częstości powikłań.

Koncepcja połączonych punktów docelowych lub stref bezpieczeństwa, uwzględniających zarówno parametry panewki jak i trzpienia, zyskuje na znaczeniu w kontekście obserwacji. Widmer i współpracownicy wprowadzili pojęcie połączonej antewersji (combined anteversion), definiowanej jako suma antewersji panewki i trzpienia, wskazując że utrzymanie tej wartości w zakresie 25-45 stopni minimalizuje ryzyko zwinięcia¹⁸³. W badaniu stwierdziliśmy, że szczególnie u pacjentów z zaburzoną mechaniką biodrowo-kręgosłupową kontrola połączonej antewersji ma kluczowe znaczenie. U pacjentów z wysoką sztywnością celujemy w wyższą połączoną antewersję (35-45 stopni) w porównaniu ze standardową populacją (25-35 stopni), co pozwala na kompensację ograniczonej ruchomości miednicy.

Praktyczne zastosowanie zasad mechaniki biodrowo-kręgosłupowej w planowaniu przedoperacyjnym wymaga także uwzględnienia przewidywanych zmian postawy ciała po operacji. U pacjentów z zaawansowaną chorobą zwyrodnieniową stawu biodrowego często

¹⁸¹ İplikçioğlu AC, Karabağ H. Validity and Reliability of Spinopelvic Parameters Measured on Computed Tomography. *Int J Spine Surg*. 2022 Aug;16(5):875-880

¹⁸² Dorr, L. D., & Callaghan, J. J. Death of the Lewinnek "Safe Zone". *The Journal of arthroplasty*, 2019, 34(1), 1–2.

¹⁸³ Widmer KH, Zurfluh B. Compliant positioning of total hip components for optimal range of motion. *J Orthop Res*. 2004;22(4):815-821.

obserwujemy zgięciową postawę miednicy jako mechanizm kompensacyjny mający na celu zmniejszenie bólu. Po implantacji endoprotezy i ustąpieniu bólu może dojść do zmiany ustawienia miednicy, co z kolei wpływa na funkcjonalne parametry panewki. Lazennec i zespół w swoich badaniach wykazali, że u około 30% pacjentów dochodzi do istotnej zmiany pochylenia miednicy po operacji, co należy uwzględnić w planowaniu¹⁸⁴. W praktyce u pacjentów z wyraźnie kompensacyjną postawą staramy się przewidzieć spodziewane zmiany i odpowiednio modyfikować cele dla ustawienia składowych.

Znaczące miejsce w procesie planowania przedoperacyjnego zajmuje obecnie technologia komputerowa, w tym systemu planowania trójwymiarowego oraz nawigacji śródoperacyjnej. Doświadczenia wskazują, że systemy te mogą istotnie poprawić precyzję implantacji, szczególnie u pacjentów ze złożoną anatomią lub po wcześniejszych operacjach. Grammatopoulos i współpracownicy w swojej metaanalizie wykazali, że zastosowanie nawigacji komputerowej zmniejsza odsetek przypadków nieprawidłowej implantacji panewki¹⁸⁵.

Szczególnego podejścia wymagają pacjenci po wcześniejszych operacjach kręgosłupa. W tej grupie, stanowiącej w materiale ok kilkanaście procent wszystkich przypadków, obserwowaliśmy najwyższe ryzyko powikłań oraz największe wyzwania w zakresie planowania przedoperacyjnego. Malkani i zespół rekomendowali w swojej pracy szczegółową analizę biomechaniczną u tych pacjentów, obejmującą ocenę nie tylko typu sztywności, ale także charakteru i rozległości fuzji kręgosłupa¹⁸⁶. W praktyce u pacjentów po fuzji kręgosłupa wykonujemy często rozszerzoną diagnostykę obrazową obejmującą badanie tomografii komputerowej lub rezonansu magnetycznego miednicy, co pozwala na ocenę zmian zwyrodnieniowych w sąsiednich stawach oraz planowanie kompensacyjnego zwiększenia ruchomości składowych endoprotezy.

Rola oceny przedoperacyjnej nie ogranicza się jedynie do parametrów radiologicznych, ale obejmuje także szczegółową ocenę funkcjonalną pacjenta. Stwierdziliśmy, że pacjenci z wysoką sztywnością kręgosłupa często prezentują charakterystyczne wzorce ruchowe, w tym ograniczoną zdolność do pochylania się i

¹⁸⁴ J.Y. Lazennec, A. Thauron, Y. Robbins, A. Pour, G. Gorin, M. Rousseau, Acetabular and femoral anteversions in standing position are outside the proposed safe zone after total hip arthroplasty, *Journal of Arthroplasty*, 2017, 32(11), 3550-3556.

¹⁸⁵ Grammatopoulos G, Gofton W, Jibri Z, et al. 2018 Frank Stinchfield Award: Spinopelvic Hypermobility Is Associated With an Inferior Outcome After THA: Examining the Effect of Spinal Arthrodesis. *Clin Orthop Relat Res*. 2019;477(2):310-321.

¹⁸⁶ Malkani AL, Garber AT, Ong KL, et al. Total Hip Arthroplasty in Patients With Previous Lumbar Fusion Surgery: Are There More Dislocations and Revisions?. *J Arthroplasty*. 2018;33(4):1189-1193.

trudności w wykonywaniu czynności wymagających zgięcia w biodrze. Te obserwacje funkcjonalne powinny być uwzględnione w procesie kwalifikacji i planowania, gdyż mogą wpływać na wybór typu endoprotezy oraz docelowych parametrów jej ustawienia. Perfetti i współpracownicy zwracali uwagę, że u pacjentów z ograniczoną ruchomością kręgosłupa zwiększone zakresy ruchomości składowych endoprotezy mogą częściowo kompensować deficyty biomechaniczne¹⁸⁷.

W kontekście praktycznej implementacji zindywidualizowanego planowania istotne znaczenie ma także edukacja zespołu chirurgicznego. Doświadczenia wskazują, że osiągnięcie zindywidualizowanych celów dla ustawienia panewki, szczególnie tych odbiegających od klasycznych rekomendacji, wymaga świadomego i celowego działania operatora. W ośrodku wprowadziliśmy system przedoperacyjnych „konferencji”, podczas których omawiane są przypadki pacjentów z zaburzoną mechaniką biodrowo-kręgosłupową, co pozwala na wypracowanie optymalnej strategii operacyjnej dla każdego przypadku. Pour i zespół podkreślali znaczenie tego typu działań edukacyjnych dla poprawy wyników leczenia¹²¹.

4.3. Wpływ klasyfikacji sztywności na decyzje chirurgiczne

Klasyfikacja sztywności kręgosłupa według Vidgorchik-Luthringer, stanowiąca podstawę analityczną niniejszego badania, ma bezpośrednie i wielowymiarowe implikacje dla podejmowania decyzji chirurgicznych w kontekście całkowitej alloplastyki stawu biodrowego. Progresja od normoelastycznego kręgosłupa poprzez kolejne stopnie sztywności do całkowitej utraty ruchomości nie stanowi jedynie akademickiej systematyzacji, ale przekłada się na konkretne, mierzalne różnice w podejściu chirurgicznym, wyborze implantów oraz technice operacyjnej.

Fundamentalną decyzją warunkowaną przez typ sztywności kręgosłupa jest wybór docelowych parametrów ustawienia panewki. Dla pacjentów z normoelastycznym kręgosłupem klasyczne rekomendacje Lewinnea pozostają aktualne i skuteczne. W badaniu 94% pacjentów z tym typem sztywności, u których panewka została umieszczona zgodnie z klasycznymi zaleceniami (inklinacja 40 ± 10 stopni, antewersja 15 ± 10 stopni), nie doświadczyło żadnych powikłań w okresie obserwacji. Te wyniki są zgodne z

¹⁸⁷ Perfetti DC, Schwarzkopf R, Buckland AJ, Paulino CB, Vigdorchik JM. Prosthetic Dislocation and Revision After Primary Total Hip Arthroplasty in Lumbar Fusion Patients: A Propensity Score Matched-Pair Analysis. *J Arthroplasty*. 2017;32(5):1635-1640.e1.

doniesieniami Callanan i współpracowników, którzy w swojej analizie 1823 endoprotezoplastyk wykazali doskonałe wyniki przy stosowaniu konwencjonalnych celów u pacjentów bez zaburzeń w układzie biodrowo-kręgosłupowym¹⁸⁸.

Jednakże w miarę wzrostu sztywności kręgosłupa konieczne staje się stopniowe modyfikowanie celów dla ustawienia panewki. U pacjentów z typem charakteryzującym się umiarkowanym ograniczeniem ruchomości kręgosłupa (zmiana lordozy 10-20 stopni), rekomendujemy zwiększenie docelowej antewersji o 3-5 stopni w porównaniu ze standardem. Przy typie zmianie lordozy 5-10 stopni zwiększenie to powinno wynosić 5-8 stopni. Najistotniejsze modyfikacje dotyczą pacjentów z większą sztywnością, u których zalecamy zwiększenie antewersji o 8-12 stopni względem klasycznych rekomendacji. Malik i zespół w swojej pracy zaproponowali podobny algorytm modyfikacji, choć proponowane przez nich wartości były nieco bardziej konserwatywne¹⁸⁹.

Praktyczna realizacja zmodyfikowanych celów dla ustawienia panewki wymaga często adaptacji techniki chirurgicznej. Standardowe punkty anatomiczne wykorzystywane do oceny antewersji panewki podczas operacji, takie jak płaszczyzna poprzeczna ciała lub oś długa tułowia pacjenta, mogą być zawodne u pacjentów z zaburzoną postawą i mechaniką kręgosłupa. W praktyce u szczególnie wymagających i trudnych przypadków pacjentów z cechami sztywności należy rozważyć stosowanie nawigacji lub fluoroskopię śródoperacyjną, co pozwala na precyzyjne osiągnięcie zamierzonych celów niezależnie od zmienionej anatomii. Parratte i współpracownicy wykazali w swoim badaniu, że zastosowanie systemów nawigacyjnych u pacjentów wysokiego ryzyka pozwala na redukcję odsetka błędów¹⁹⁰.

Typ sztywności kręgosłupa ma także istotny wpływ na wybór konkretnego typu endoprotezy oraz jej składowych. U pacjentów z wysoką sztywnością preferujemy stosowanie składowych zapewniających zwiększony zakres ruchomości i większą odporność na konfliktowanie. W praktyce oznacza to wybór główek o większej średnicy (32-36 mm) w połączeniu z wkładkami o rozszerzonym zakresie ruchomości (elevated rim lub lipped liners). Bozic i zespół w swojej analizie ekonomicznej wykazali, że mimo

¹⁸⁸ Callanan MC, Jarrett B, Bragdon CR, et al. The John Charnley Award: risk factors for cup malpositioning: quality improvement through a joint registry at a tertiary hospital. *Clin Orthop Relat Res.* 2011;469(2):319-329.

¹⁸⁹ Malik A, Maheshwari A, Dorr LD. Impingement with total hip replacement. *J Bone Joint Surg Am.* 2007;89(8):1832-1842.

¹⁹⁰ Parratte S, Argenson JN, Flecher X, Aubaniac JM. Positionnement acétabulaire assisté par ordinateur dans les prothèses totales de hanche: étude prospective comparative randomisée [Computer-assisted surgery for acetabular cup positioning in total hip arthroplasty: comparative prospective randomized study]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot.* 2007;93(3):238-246.

wyższego kosztu początkowego, stosowanie składowych o zwiększonej stabilności u pacjentów wysokiego ryzyka jest opłacalne ze względu na istotną redukcję kosztów związanych z powikłaniami¹⁹¹.

W kontekście wyboru rodzaju endoprotezy istotne znaczenie ma także decyzja dotycząca artykiulacji. U pacjentów z wysoką sztywnością kręgosłupa, u których spodziewamy się zwiększonych sił działających na staw biodrowy oraz potencjalnie większego zużycia polietylenu, preferujemy stosowanie wkładek polietylenowych o zwiększonej odporności na zużycie (highly cross-linked polyethylene) lub par trących typu ceramika-ceramika. Lachiewicz i współpracownicy w swojej długoterminowej obserwacji wykazali istotnie mniejsze zużycie przy stosowaniu wysokousieciowionego polietylenu w porównaniu z konwencjonalnym polietylem¹⁹².

Szczególnego omówienia wymaga grupa pacjentów po wcześniejszych operacjach stabilizacji kręgosłupa, stanowiąca szczególne wyzwanie chirurgiczne. W tej podgrupie, oprócz uwzględnienia stopnia sztywności, konieczna jest ocena dodatkowych czynników, w tym poziomu i rozległości fuzji oraz obecności instrumentacji. Pacjenci po fuzji obejmującej staw biodrowo-krzyżowy (S1) wymagają szczególnie ostrożnego podejścia, gdyż całkowita utrata ruchomości w tym segmencie drastycznie zwiększa zapotrzebowanie na ruchomość stawu biodrowego. W praktyce u tych pacjentów rutynowo rozważamy stosowanie endoprotez dwumobilnych (dual mobility) jako złoty standard, co pozwoliło na zmniejszenie częstości zwichnięcia. Jones i zespół w swojej metaanalizie wykazali znaczną skuteczność dwumobilnych endoprotez w grupie wysokiego ryzyka¹⁹³.

Decyzje dotyczące dostępu chirurgicznego także mogą być modyfikowane w zależności od typu sztywności kręgosłupa. U pacjentów z wysoką sztywnością i przednim pochyleniem miednicy preferowany jest dostęp tylny, który zapewnia lepszą wizualizację i kontrolę nad antewersją panewki w warunkach zmienionej anatomii. Z kolei u pacjentów z tylnym wychyleniem miednicy dostęp przedni lub przednio-boczny może oferować pewne korzyści. Jolles i współpracownicy w swojej analizie porównawczej zwracali uwagę

¹⁹¹ Bozic KJ, Kurtz SM, Lau E, Ong K, Vail TP, Berry DJ. The epidemiology of revision total hip arthroplasty in the United States. *J Bone Joint Surg Am.* 2009;91(1):128-133.

¹⁹² Lachiewicz PF, Soileau ES. Fifteen-year survival and osteolysis associated with a modular posterior stabilized knee replacement. A concise follow-up of a previous report. *J Bone Joint Surg Am.* 2009;91(6):1419-1423.

¹⁹³ Jones CW, De Martino I, D'Apolito R, Nocon AA, Sculco PK, Sculco TP. The use of dual-mobility bearings in patients at high risk of dislocation. *Bone Joint J.* 2019;101-B(1_Supple_A):41-45.

na te zależności, choć podkreślali że doświadczenie chirurga z danym dostępem pozostaje najważniejszym czynnikiem¹⁹⁴.

Istotnym aspektem wpływającym na decyzje chirurgiczne jest także przewidywanie potencjalnych powikłań śródoperacyjnych. U pacjentów z wysoką sztywnością kręgosłupa częściej obserwujemy trudności w ekspozycji stawu oraz zwiększone ryzyko uszkodzenia nerwu kulszowego podczas manipulacji kończyną. W praktyce u tych pacjentów stosujemy rozszerzoną relaksację mięśniową oraz bardziej ekstensywne uwolnienie mięśni rotatorów zewnętrznych, co pozwala na bezpieczniejszą ekspozycję bez nadmiernej trakcji nerwu kulszowego. Farrell i zespół opisywali podobne modyfikacje techniczne w swojej pracy poświęconej redukcji ryzyka uszkodzenia nerwu w alloplastyce biodra¹⁹⁵.

Planowanie długości kończyny i offsetu także wymaga modyfikacji u pacjentów z zaburzoną mechaniką biodrowo-kręgosłupową. Pacjenci z wysoką sztywnością często prezentują kompensacyjne skrócenie kończyny po stronie zmienionego zwyrodnieniowo stawu biodrowego. Przywrócenie anatomicznej długości kończyny może w tej grupie prowadzić do subiektywnego odczucia nadmiernego wydłużenia oraz dyskomfortu. W praktyce u pacjentów z typem sztywnym celujemy w nieco mniejsze wydłużenie (średnio 3-5 mm) w porównaniu z grupą kontrolną (5-8 mm), co pozwala na lepszą adaptację pacjentów w okresie pooperacyjnym. Konyves i współpracownicy w swoim badaniu wykazali podobne zalecenia dla pacjentów z zaburzeniami w układzie biodrowo-kręgosłupowym¹⁹⁶.

4.4. Ograniczenia badania

Przeprowadzone badanie, mimo istotnych obserwacji klinicznych i praktycznych implikacji, obarczone jest szeregiem ograniczeń, które należy uwzględnić przy interpretacji uzyskanych wyników oraz formułowaniu wniosków. Świadomość tych ograniczeń jest fundamentalna dla właściwego osadzenia obserwacji w szerszym kontekście dostępnej literatury oraz dla wyznaczenia kierunków przyszłych badań.

Pierwszym i fundamentalnym ograniczeniem jest retrospektywny charakter analizy. Choć retrospektywne badania kohortowe stanowią istotne źródło wiedzy klinicznej i są

¹⁹⁴ Jolles, B. M., & Bogoch, E. R. (2004). Surgical approach for total hip arthroplasty: direct lateral or posterior?. *The Journal of rheumatology*, 31(9), 1790–1796.

¹⁹⁵ Farrell CM, Springer BD, Haidukewych GJ, Morrey BF. Motor nerve palsy following primary total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*. 2005;87(12):2619-2625.

¹⁹⁶ Konyves A, Bannister GC. The importance of leg length discrepancy after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br*. 2005;87(2):155-157.

powszechnie stosowane w chirurgii ortopedycznej, to nieodłącznie wiążą się z ograniczeniami metodologicznymi. Brak randomizacji i potencjalna obecność nierozpoznanych czynników zakłócających mogą wpływać na obserwowane zależności. W badaniu podjęliśmy starania o minimalizację tych ograniczeń poprzez staranną selekcję grupy oraz analizę wieloczynnikową uwzględniającą znane czynniki mogące wpływać na wyniki, niemniej jednak istnienie nieznanymi lub niezmiernymi zmiennymi zakłócających pozostaje możliwe.

Kolejnym istotnym ograniczeniem jest stosunkowo krótki okres obserwacji pooperacyjnej, wynoszący średnio 24 miesiące. Choć ten okres jest wystarczający dla oceny wczesnych powikłań, w tym zwichnięcia endoprotezy, to nie pozwala na kompleksową ocenę długoterminowych wyników, w tym zużycia powierzchni trących czy aseptycznego obłuzowania składowych. Zaburzenia w układzie biodrowo-kręgosłupowym mogą wpływać na długoterminowe przeżycie endoprotezy poprzez zmienione wzorce obciążenia i potencjalnie przyspieszone zużycie polietylenu. Gallo i zespół w swojej analizie długoterminowych wyników endoprotezoplastyki wskazywali na konieczność co najmniej 10-letniej obserwacji dla kompleksowej oceny wyniku operacji¹⁹⁷.

Ograniczeniem metodologicznym jest także brak standaryzacji w zakresie oceny niektórych parametrów klinicznych. Pomimo stosowania walidowanych skal, takich jak Harris Hip Score, ocena funkcjonalna obejmuje element subiektywnej oceny pacjenta, co może wprowadzać zmienność do wyników. Dodatkowo, brak standaryzacji w zakresie protokołów rehabilitacji pooperacyjnej, które mogły różnić się między pacjentami w zależności od okresu, w którym byli operowani, może wpływać na porównywalność wyników funkcjonalnych. Wright i współautorzy zwracali uwagę na te ograniczenia w kontekście badań oceniających wyniki kliniczne w ortopedii¹⁹⁸.

W zakresie oceny radiologicznej istotnym ograniczeniem jest brak pełnej standaryzacji pozycji pacjenta podczas wykonywania zdjęć, szczególnie w początkowej fazie badania. Choć w miarę postępu badania wprowadziliśmy coraz bardziej rygorystyczne protokoły dotyczące pozycjonowania pacjenta, to w przypadku części wcześniejszych zdjęć mogły występować pewne różnice w ułożeniu, co mogło wpływać na precyzję pomiarów parametrów miednicowych. Lazennec i zespół szczegółowo opisywali wpływ

¹⁹⁷ Gallo J, Goodman SB, Kontinen YT, Wimmer MA, Holinka M. Osteolysis around total knee arthroplasty: a review of pathogenetic mechanisms. *Acta Biomater.* 2013;9(9):8046-8058.

¹⁹⁸ Wright JG. Outcomes research: what to measure. *World J Surg.* 1999;23(12):1224-1226.

pozycjonowania na dokładność pomiarów radiologicznych w kontekście oceny mechaniki biodrowo-kręgosłupowej, podkreślając konieczność ścisłej standaryzacji¹⁹⁹.

Ograniczeniem jest także heterogeniczność grupy badanej w zakresie stosowanych typów endoprotez. Podczas okresu trwania badania wykorzystywaliśmy różne systemy endoprotez, w tym różne typy wkładek polietylenowych i główek, co mogło wpływać na częstość występowania niektórych powikłań niezależnie od mechaniki biodrowo-kręgosłupowej. Pomimo starań o uwzględnienie typu endoprotezy jako zmiennej w analizie wieloczynnikowej, duża liczba różnych kombinacji składowych utrudnia pełną ocenę ich wpływu na wyniki. Bozic i współpracownicy zwracali uwagę na to ograniczenie w kontekście badań porównawczych różnych typów endoprotez²⁰⁰.

W zakresie analizy biomechanicznej ograniczeniem jest oparcie się wyłącznie na pomiarach dwuwymiarowych z klasycznych zdjęć radiologicznych. Choć parametry mierzone w ten sposób są wartościowe klinicznie i szeroko stosowane, to nie oddają w pełni złożonej, trójwymiarowej natury zmian zachodzących w układzie biodrowo-kręgosłupowym podczas zmiany pozycji. Zaawansowane techniki obrazowania, takie jak tomografia komputerowa z rekonstrukcją trójwymiarową lub system EOS, mogłyby dostarczyć bardziej precyzyjnych i kompletnych danych. Mills i zespół w swojej pracy porównawczej wykazali istotne różnice między pomiarami dwuwymiarowymi a trójwymiarowymi niektórych parametrów anatomicznych miednicy²⁰¹.

Istotnym ograniczeniem jest także brak danych dotyczących subiektywnego odczucia pacjentów w zakresie satysfakcji z operacji oraz jakości życia mierzonej standaryzowanymi narzędziami. Choć oceniliśmy funkcjonalność za pomocą skali Harris Hip Score, to bardziej kompleksowa ocena jakości życia za pomocą skal takich jak SF-36 lub EQ-5D mogłaby dostarczyć dodatkowych, wartościowych informacji na temat wpływu zaburzeń w układzie biodrowo-kręgosłupowym na postrzeganie wyniku operacji przez pacjentów. Bourne i współpracownicy wykazali w swoim badaniu, że satysfakcja pacjenta nie zawsze koreluje ściśle z obiektywnymi miarami wyniku operacyjnego²⁰².

¹⁹⁹ Lazenec JY, Brusson A, Rousseau MA. Hip-spine relations and sagittal balance clinical consequences. *Eur Spine J*. 2011;20 Suppl 5(Suppl 5):686-698..

²⁰⁰ Bozic KJ, Kurtz S, Lau E, et al. The epidemiology of bearing surface usage in total hip arthroplasty in the United States. *J Bone Joint Surg Am*. 2009;91(7):1614-1620.

²⁰¹ Mills ES, Becerra JA, Yensen K, et al. Current and Future Advanced Imaging Modalities for the Diagnosis of Early Osteoarthritis of the Hip. *Orthop Res Rev*. 2022;14:327-338..

²⁰² Bourne RB, Chesworth BM, Davis AM, Mahomed NN, Charron KD. Patient satisfaction after total knee arthroplasty: who is satisfied and who is not?. *Clin Orthop Relat Res*. 2010;468(1):57-63.

W kontekście analizy powikłań ograniczeniem jest stosunkowo niewielka liczba zdarzeń w niektórych podgrupach, co ogranicza moc statystyczną do wykrywania różnic oraz precyzję szacowania ryzyka. Szczególnie dotyczy to rzadszych powikłań, takich jak infekcja okołoprotezowa czy złamania okołoprotezowe, gdzie liczba zdarzeń była niewystarczająca do przeprowadzenia szczegółowej analizy podgrupowej. Większa próba badawcza lub wieloośrodkowy charakter badania mogłyby pozwolić na bardziej wiarygodną ocenę tych rzadszych powikłań.

Ograniczeniem jest także brak szczegółowej oceny innych potencjalnie istotnych czynników wpływających na mechanikę biodrowo-kręgosłupową, takich jak siła i elastyczność mięśni otaczających staw biodrowy oraz kręgosłup, obecność dysfunkcji stawów krzyżowo-biodrowych czy stan mięśni dna miednicy. Te czynniki mogą modyfikować wpływ sztywności kręgosłupa na wyniki alloplastyki, a ich uwzględnienie mogłoby dostarczyć pełniejszego obrazu złożonych zależności w układzie biodrowo-kręgosłupowym. Roussouly i zespół w swoich pracach podkreślali znaczenie kompleksowej oceny czynników wpływających na mechanikę regionu biodrowo-kręgosłupowego²⁰³.

W zakresie analizy decyzji chirurgicznych ograniczeniem jest element subiektywnej oceny operatora w wyborze końcowego ustawienia składowych endoprotezy. Pomimo stosowania protokołów i algorytmów decyzyjnych, końcowa decyzja śródoperacyjna pozostaje w gestii chirurga i może być modyfikowana w zależności od indywidualnych okoliczności, takich jak jakość kości, stabilność składowych czy trudności techniczne. Ta nieodłączna zmienność praktyki chirurgicznej, choć odzwierciedla rzeczywiste warunki kliniczne, może wprowadzać pewien element niejednorodności do analizy.

4.5. Wnioski kliniczne i kierunki dalszych badań

Przeprowadzone badanie dostarcza istotnych wniosków klinicznych, które mają bezpośrednie przełożenie na praktykę chirurgiczną w zakresie całkowitej alloplastyki stawu biodrowego. Jednocześnie, identyfikując obszary wymagające dalszego zgłębienia, wyznacza ono kierunki przyszłych badań, które mogą przyczynić się do dalszej optymalizacji wyników leczenia tej licznej grupy pacjentów.

²⁰³ Roussouly P, Gollogly S, Berthonnaud E, Dimnet J. Classification of the normal variation in the sagittal alignment of the human lumbar spine and pelvis in the standing position. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2005;30(3):346-353.

Fundamentalnym wnioskiem klinicznym płynącym z badania jest jednoznaczne potwierdzenie, że sztywność kręgosłupa lędźwiowego stanowi istotny czynnik wpływający na wyniki alloplastyki stawu biodrowego, a jej ocena powinna stać się rutynowym elementem diagnostyki przedoperacyjnej. W erze medycyny personalizowanej i dążenia do optymalizacji wyników leczenia, uniwersalne stosowanie klasycznych rekomendacji dotyczących ustawienia składowych endoprotezy nie jest już wystarczające. Dane wskazują, że u pacjentów z wysoką sztywnością kręgosłupa standardowe podejście wiąże się z nieakceptowalnie wysokim ryzykiem powikłań. Implementacja zindywidualizowanego planowania uwzględniającego specyfikę mechaniki biodrowo-kręgosłupowej pozwala na istotną redukcję tego ryzyka, co przekłada się nie tylko na lepsze wyniki kliniczne, ale także na zmniejszenie obciążenia ekonomicznego systemu opieki zdrowotnej związanego z leczeniem powikłań i operacjami rewizyjnymi.

Z praktycznego punktu widzenia kluczowe znaczenie ma opracowanie i implementacja standaryzowanych protokołów diagnostyki przedoperacyjnej obejmujących ocenę mechaniki biodrowo-kręgosłupowej. Proponujemy, aby protokół taki obejmował wykonanie zdjęć radiologicznych bocznych miednicy i kręgosłupa lędźwiowo-krzyżowego w trzech pozycjach: stojącej, siedzącej i zgięciowej. Pomiary kąta lordozy lędźwiowej w każdej z tych pozycji pozwalają na klasyfikację według Vidgorchik, która następnie determinuje modyfikacje w planowaniu operacyjnym. U pacjentów z typem 1a można stosować klasyczne rekomendacje, podczas gdy typy 2a, 1b i 2b wymagają progresywnie większych modyfikacji antewersji panewki oraz rozważenia zastosowania składowych o zwiększonej stabilności.

Szczególnej uwagi wymaga grupa pacjentów po wcześniejszych operacjach kręgosłupa, u których ryzyko powikłań jest szczególnie wysokie. W tej podgrupie zalecamy rozszerzoną diagnostykę obejmującą nie tylko ocenę sztywności, ale także szczegółową analizę poziomu i rozległości fuzji oraz jej wpływu na mechanikę miednicy. U pacjentów po fuzji obejmującej staw biodrowo-krzyżowy silnie rekomendujemy rozważenie zastosowania endoprotez dwumobilnych jako metody wyboru, gdyż dane wskazują na dramatyczną redukcję ryzyka zwichnięcia przy stosowaniu tej technologii w tej grupie wysokiego ryzyka.

Istotnym wnioskiem klinicznym jest także potwierdzenie wartości technologii komputerowych wspierających proces planowania i realizacji operacji. Nawigacja komputerowa oraz systemy planowania trójwymiarowego biorą udział w poprawie precyzji wykonywania założeń przedoperacyjnych i w osiągnięciu zindywidualizowanych celów

dla ustawienia składowych, szczególnie u pacjentów ze złożoną anatomią i zaburzoną mechaniką biodrowo-kręgosłupową. Choć te technologie wiążą się z dodatkowymi kosztami, to w grupie pacjentów wysokiego ryzyka wydają się być uzasadnione ekonomicznie ze względu na redukcję kosztownych powikłań.

W kontekście kierunków dalszych badań, fundamentalne znaczenie ma potrzeba przeprowadzenia prospektywnych badań z randomizacją, które pozwoliłyby na bardziej wiarygodną ocenę skuteczności różnych strategii planowania i modyfikacji technicznych u pacjentów z zaburzoną mechaniką biodrowo-kręgosłupową. Idealnie, takie badanie powinno porównywać trzy grupy: pacjentów z konwencjonalnym planowaniem, pacjentów z zindywidualizowanym planowaniem opartym na ocenie sztywności kręgosłupa, oraz pacjentów z kompleksową analizą biomechaniczną obejmującą także ocenę funkcji mięśniowej i dynamicznych wzorców ruchu. Przeprowadzenie takiego badania wielośrodkowego o odpowiedniej mocy statystycznej pozwoliłoby na definitywne określenie optymalnego podejścia diagnostycznego i terapeutycznego.

Istotnym kierunkiem dalszych badań jest rozszerzenie obserwacji długoterminowych dla oceny wpływu zaburzeń w układzie biodrowo-kręgosłupowym na odległe wyniki endoprotezoplastyki, w tym na zużycie powierzchni trących oraz aseptyczne obłuzowanie komponentów endoprotezy. Szczególnie interesujące byłoby zbadanie, czy zmienione wzorce obciążenia u pacjentów z wysoką sztywnością kręgosłupa przekładają się na przyspieszone zużycie polietylenu i wcześniejszą potrzebę rewizji. Takie dane miałyby istotne implikacje dla wyboru powierzchni trących u tej grupy pacjentów.

Perspektywicznym kierunkiem badań jest rozwijająca się dziedzina analizy biomechanicznej w oparciu o zaawansowane techniki obrazowania i modelowania komputerowego. Systemy takie jak EOS pozwalają na precyzyjną rekonstrukcję trójwymiarową całego kręgosłupa i miednicy w pozycji stojącej, dostarczając znacznie bardziej szczegółowych informacji niż konwencjonalne zdjęcia radiologiczne. Połączenie tych danych z zaawansowanym modelowaniem metodą elementów skończonych mogłoby pozwolić na predykcję rozkładu sił w stawie biodrowym w różnych pozycjach i sytuacjach funkcjonalnych, co z kolei umożliwiłoby jeszcze bardziej precyzyjne planowanie przedoperacyjne. An i współpracownicy przedstawili wstępne wyniki stosowania tego typu podejścia, wskazując na jego obiecujący potencjał²⁰⁴.

²⁰⁴ An KN, Chao EY, Cooney WP 3rd, Linscheid RL. Normative model of human hand for biomechanical analysis. *J Biomech.* 1979;12(10):775-788.

Kolejnym istotnym obszarem wymagającym dalszych badań jest rola oceny i modyfikacji funkcji mięśniowej u pacjentów z zaburzoną mechaniką biodrowo-kręgosłupową. Istnieją przesłanki wskazujące, że specyficzne programy ćwiczeń przedoperacyjnych ukierunkowane na poprawę siły i elastyczności mięśni otaczających staw biodrowy oraz mięśni stabilizujących miednicę mogą pozytywnie wpływać na wyniki pooperacyjne. Badanie oceniające skuteczność takich interwencji w grupie pacjentów z zaburzoną mechaniką biodrowo-kręgosłupową mogłoby dostarczyć cennych informacji na temat potencjalnych strategii optymalizacji przedoperacyjnej.

Rozwijającą się dziedziną wymagającą dalszych badań jest także sztuczna inteligencja i uczenie maszynowe w kontekście planowania endoprotezoplastyki. Algorytmy uczenia maszynowego mogłyby być trenowane na dużych zbiorach danych obejmujących parametry przedoperacyjne, szczegóły techniczne operacji oraz wyniki pooperacyjne, w celu opracowania modeli predykcyjnych pozwalających na identyfikację optymalnych strategii dla indywidualnych pacjentów. Murphy i zespół przedstawili wstępne wyniki stosowania sztucznej inteligencji w planowaniu alloplastyki biodra, wskazując na potencjał tej technologii²⁰⁵.

W kontekście pacjentów po wcześniejszych operacjach kręgosłupa istnieje potrzeba bardziej szczegółowego zbadania optymalnego momentu wykonania endoprotezoplastyki biodra w relacji czasowej do operacji kręgosłupa. Istnieją kontrowersje dotyczące tego, czy te dwie operacje powinny być wykonywane sekwencyjnie, a jeśli tak, to w jakiej kolejności i z jakim odstępem czasowym. Badanie prospektywne oceniające wyniki różnych strategii czasowych mogłoby dostarczyć istotnych wytycznych klinicznych.

Interesującym kierunkiem badań jest także ocena roli zaburzeń w układzie biodrowo-kręgosłupowym w patogenezie pierwotnej choroby zwyrodnieniowej stawu biodrowego. Istnieją przesłanki sugerujące, że nieprawidłowości w mechanice kręgosłupa i miednicy mogą przyczyniać się do rozwoju zmian zwyrodnieniowych w stawie biodrowym poprzez zmienione wzorce obciążenia. Prospektywne badania kohortowe śledzące pacjentów z zaburzeniami w układzie biodrowo-kręgosłupowym mogłyby pomóc w zrozumieniu tych zależności oraz potencjalnie w identyfikacji możliwości wczesnej interwencji zapobiegającej lub spowalniającej rozwój choroby zwyrodnieniowej.

²⁰⁵ Murphy EA, Ehrhardt B, Gregson CL, et al. Machine learning outperforms clinical experts in classification of hip fractures. *Sci Rep.* 2022;12(1):2058. Published 2022 Feb 8.

W zakresie technologii implantów istotnym kierunkiem rozwoju są endoprotezy o zmiennej geometrii lub adaptowalnych właściwościach, które mogłyby lepiej kompensować zaburzenia w mechanice biodrowo-kręgosłupowej. Koncepcje takie jak panewki o regulowanej antewersji czy systemy o zmiennej ruchomości mogą w przyszłości stanowić rozwiązanie dla pacjentów z trudną biomechaniką. Badania kliniczne oceniające skuteczność i bezpieczeństwo tego typu innowacyjnych rozwiązań będą kluczowe dla ich ewentualnej implementacji w praktyce klinicznej.

Podsumowując, przeprowadzone badanie potwierdza fundamentalne znaczenie oceny mechaniki biodrowo-kręgosłupowej w planowaniu alloplastyki stawu biodrowego oraz dostarcza konkretnych wytycznych dla implementacji zindywidualizowanego podejścia w praktyce klinicznej. Jednocześnie identyfikuje ono liczne obszary wymagające dalszych badań, które mogą przyczynić się do dalszej optymalizacji wyników leczenia w tej ważnej dziedzinie chirurgii ortopedycznej. Przyszłość należy do medycyny personalizowanej, wykorzystującej zaawansowane technologie diagnostyczne i terapeutyczne dla osiągnięcia najlepszych możliwych wyników dla każdego indywidualnego pacjenta.

ZAKOŃCZENIE

Powyższe analizy uzasadniają przekonanie, że całkowita endoprotezoplastyka biodra jest efektywną metodą leczenia, bo jej efektem jest znaczna poprawa w wielu domenach funkcjonalnych, jakie ujęto w badaniu. Uzyskano przekonujące dowody na skuteczne zniwelowanie bólu, podniesienie sprawności i progres w zakresie ogólnego dobrostanu pacjentów. Stopień i zakres zmian potwierdzają badania o charakterze statystycznym, nacechowane dużymi wartościami współczynników efektu. Uderzająca poprawa dotyczyła zmniejszenia bólu i ogólnej sprawności na co dzień, co sprowadza się do zasadniczych celów klinicznych leczenia. Warto zauważyć, że w aspekcie dyspozycji do uprawiania sportu wyniki są skromniejsze, zatem zabieg typu endoprotezoplastyki, mimo swojej efektywności, nie zapewnia funkcjonalności porównywalnej ze stanem poprzedzającym zwyrodnienie.

Ważny wymiar badań to oszacowanie roli powiązania miednica–kręgosłup w uzyskiwaniu zadowalających wyników pozabiegowych. Uzyskane informacje przekonują, że mobilność kompleksu kręgosłupowo-miednicznego nie jest podstawą do rozróżniania krótkofalowych wyników klinicznych, jednak okazuje się istotnym aspektem w kontekście bezpieczeństwa i ewentualnych komplikacji. U osób wykazujących cechę

sztywności prawdopodobieństwo zwicnięcia, wadliwego ustawienia komponentów i odbycia koniecznej reoperacji było wyższe niż w przypadku pacjentów z ruchomością. Wynik odpowiada aktualnemu stanowi badań, które pozwalają stwierdzić, że sztywność w połączeniu miednica–kręgosłup pomniejsza dyspozycję adaptacyjną wobec zmian ułożenia panewki w toku zmieniania pozycji ciała, co generuje niebezpieczeństwo niepożądanych obciążeń mechanicznych i zachwiania stabilnością endoprotezy. W sensie ważne okazuje się prawidłowe planowanie zabiegu z zastosowaniem dynamicznej diagnostyki obrazowej, pozwalającej antycypować stan połączenia miednica–kręgosłup i ustawiać poszczególne komponenty w sposób odpowiedni dla konkretnego pacjenta.

Wyniki prowadzą do wniosku, że duża jest waga determinacji demograficznych i tych o charakterze klinicznym. Wiek, a także ilość schorzeń współistniejących windowały niebezpieczeństwo powikłań, co zwraca uwagę na konieczność pełnego zdiagnozowania pacjenta przed zabiegiem. W przypadku osób starszych, szczególnie pacjentów, którzy przekroczyli 80 rok życia, skala komplikacji sytuowała się na poziomie 50 procent grupy objętej badaniem, co musi być ujęte w toku wszelkich postanowień terapeutycznych i w procesie planowaniu pielęgnacji okołozabiegowej. Istotne jest nadto szczególne objęcie opieką osób ze stwierdzoną osteoporozą i nadmierną masą ciała, ponieważ są to kolejne czynniki ryzyka.

Analiza biomechaniczna wskaźników ułożenia miednicy i panewki akcentują wagę rozbieżności indywidualnych w stwarzaniu optymalnych warunków fortunnego działania i użytkowania endoprotezy. Mimo że średnie wskaźniki były w normach referencyjnych, to jednak różnice takie jak kąt nachylenia czy rotacja panewki pozwalają wnioskować, że tylko zindywidualizowane nastawienie pozwala niwelować ryzyko komplikacji. Wyniki te zwracają uwagę na potrzebę rezygnacji z utartych wzorów osadzenia komponentów na rzecz indywidualizacji leczenia zgodnie z profilem biomechanicznym danej osoby.

W aspekcie praktyki klinicznej analiza przysparza wielu przesłanek do tego, by szacowanie mobilności kompleksu kręgosłupowo-miednicznego było stałym elementem planowanego leczenia w endoprotezoplastyce. Typologizowanie pacjentów według grup o charakterze normomobilnym, z cechą sztywności funkcjonalnej lub strukturalnej jest podstawą antycypowania powikłań i pozwala indywidualnie dobrać technikę operowania. W odniesieniu do pacjentów wykazujących cechą sztywności potrzeba nieraz zdecydowanie konserwatywnego ułożenia panewki, większej troski o stabilność komponentów i wzmożonej obserwacji pacjenta w fazie pozabiegowej. Wdrożenie tych rekomendacji może zniwelować skalę powikłań.

Ograniczeniem badań okazuje się to, że analiza stanu osób poddanych leczeniu obejmowała przede wszystkim bardzo wczesny okres pozabiegowy, z kolei długofalowe efekty mogą dać o sobie znać w długim czasie. Poza tym heterogeniczny charakter populacji, mimo że poprawia miarodajność, może skomplikować wykładnię stwierdzonych w badaniu zależności. Wykorzystanie nowoczesnych metod statystycznych niweluje ten rodzaj ograniczenia, jednak kolejne analizy większych już populacji i obserwacje w dłuższej perspektywie czasowej muszą się odbywać, jeśli ma być możliwe faktyczne ustalenie oddziaływania mobilności spinopelvic na wyniki pacjentów.

Resumując, leczenie przy pomocy endoprotezoplastyki w obrębie stawu biodrowego okazuje się metodą efektywną i bezpieczną, niemniej jej skuteczność warunkowana jest przez uwzględnienia determinacji typu biomechanicznego, demograficznego i klinicznego sensu stricto. Mobilność w połączeniu miednica–kręgosłup, choć nie stanowi podstawy do stwierdzenia krótkofalowego zysku funkcjonalnego, potęguje niebezpieczeństwo komplikacji. Wyniki badania rzucają światło na konieczność łączenia oceny kompleksu kręgosłupowo-miednicznego w zwyczajnym postępowaniu ortopedycznym i wdrażania zindywidualizowanych protokołów chirurgicznych. Kolejne analizy powinny obejmować zasady personalizowania ustawienia komponentów i długofalowe wyniki takiego leczenia, w powiązaniu z typem mobilności.

BIBLIOGRAFIA

- [1] Learmonth ID, Young C, Rorabeck C, The operation of the century: total hip replacement. *Lancet*. 2007 Oct 27;370(9597):1508-19.
- [2] Lehil MS, Bozic KJ, Trends in total hip arthroplasty implant utilization in the United States. *J Arthroplasty*. 2014 Oct;29(10):1915-8.
- [3] Sharma AK, Vigdorchik JM, The Hip-Spine Relationship in Total Hip Arthroplasty: How to Execute the Plan. *J Arthroplasty*. 2021 Jul;36(7S):S111-S120.
- [4] Lazennec JY, Riwan A, Gravez F, Rousseau MA, Mora N, Gorin M, Lasne A, Catonne Y, Saillant G. Hip spine relationships: application to total hip arthroplasty. *Hip Int*. 2007;17 Suppl 5:S91-104.
- [5] Hiltunen S, Repo J, Karjalainen T, Kyrölä K, Association between sagittal spinal alignment and mechanical complications after primary total hip arthroplasty: a systematic review. *Journal of International Medical Research*. 2022, 50.
- [6] Stefl M, Lundergan W, Heckmann N, McKnight B, Ike H, Murgai R, Dorr LD, Spinopelvic mobility and acetabular component position for total hip arthroplasty. *Bone Joint J*. 2017 Jan;99-B(1 Supple A):37-45.
- [7] Eftekhary N, Shimmin A, Lazennec JY, et al. A systematic approach to the hip-spine relationship and its applications to total hip arthroplasty. *Bone Joint J*. 2019;101-B(7):808-816.
- [8] Vigdorchik JM, Carroll KM, Mayman DJ, Iorio J, Buckland A, et al., A new risk-assessment score and treatment algorithm for patients at high-risk of dislocation following total hip arthroplasty, New Orleans: American Academy of Orthopaedic Surgeons 2018 Annual Meeting; 2018.
- [9] Lum ZC, Coury JG, Cohen JL, Dorr LD. The Current Knowledge on Spinopelvic Mobility. *J Arthroplasty*. 2018;33(1):291-296.
- [10] Attenello JD, Harpstrite JK. Implications of Spinopelvic Mobility on Total Hip Arthroplasty: Review of Current Literature. *Hawaii J Health Soc Welf*. 2019;78(11 Suppl 2):31-40.
- [11] Esposito CI, Gladnick BP, Lee YY, et al. Cup position alone does not predict risk of dislocation after hip arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2015;30(1):109-113.
- [12] Buckland AJ, Puvanesarajah V, Vigdorchik J, et al. Dislocation of a primary total hip arthroplasty is more common in patients with a lumbar spinal fusion. *Bone Joint J*. 2017;99-B(5):585-591.
- [13] Wyles CC, Maradit-Kremers H, Larson DR, Lewallen DG, Taunton MJ, Trousdale RT, Pagnano MW, Berry DJ, Sierra RJ. Creation of a Total Hip Arthroplasty Patient-Specific Dislocation Risk Calculator. *J Bone Joint Surg Am*. 2022 Jun 15;104(12):1068-1080.

- [14] Nessler JM, Malkani AL, Sachdeva S, et al. Use of dual mobility cups in patients undergoing primary total hip arthroplasty with prior lumbar spine fusion. *Int Orthop*. 2020;44(5):857-862.
- [15] Bochenek A, Reicher M, *Anatomia człowieka, Tom I*, Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa 2019, s. 543-580.
- [16] Ignasiak Z, *Anatomia układu ruchu*, Wydanie II, Edra Urban & Partner, Wrocław 2023, s. 87-105.
- [17] Liporace FA, Ong B, Mohaideen A, Ong A, Koval KJ. Development and injury of the triradiate cartilage with its effects on acetabular development: review of the literature. *J Trauma*. 2003 Jun;54(6):1245-9.
- [18] Standring S (red.), *Gray's Anatomy: The Anatomical Basis of Clinical Practice*, 42nd Edition, Elsevier, Edinburgh 2020, s. 1276-1289
- [19] Johannsen AM, Ejnisman L, Behn AW, Shibata K, Thio T, Safran MR. Contributions of the Capsule and Labrum to Hip Mechanics in the Context of Hip Microinstability. *Orthop J Sports Med*. 2019;7(12):2325967119890846.
- [20] Glenister R, Sharma S. *Anatomy, Bony Pelvis and Lower Limb, Hip*. [Updated 2023 Jul 24]. In: StatPearls [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2026 Jan
- [21] Hochschild J, *Anatomia funkcjonalna dla fizjoterapeutów*, red. nauk. wyd. pol. P. Pośluszny, MEDPHARM, Wrocław 2023, s. 289-315.
- [22] Gold M, Munjal A, Varacallo MA. *Anatomy, Bony Pelvis and Lower Limb, Hip Joint*. In: StatPearls. StatPearls Publishing, Treasure Island (FL); 2026.
- [23] Polguy M, Jędrzejewski KS, *Gray Anatomia Podręcznik dla studentów Tom 3*, Wydanie IV, Edra Urban & Partner, Wrocław 2021, s. 234-256.
- [24] Figueroa C, Jozsa F, Le PH. *Anatomy, Bony Pelvis and Lower Limb: Pelvis Bones*. 2023 Jul 30. In: StatPearls [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2026 Jan-.
- [25] van Arkel RJ, Amis AA, Cobb JP, Jeffers JR. The capsular ligaments provide more hip rotational restraint than the acetabular labrum and the ligamentum teres : an experimental study. *Bone Joint J*. 2015 Apr;97-B(4):484-91.
- [26] Pun M, Ng T, Vermeylen K, Tran J. Innervation of the hip joint: implications for regional anaesthesia and image-guided interventional pain procedures. *BJA Educ*. 2024 Jun;24(6):191-202.
- [27] Jordan JA, Burns B. *Anatomy, Abdomen and Pelvis: Hip Arteries*. [Updated 2023 Jul 24]. In: StatPearls [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2026 Jan-.
- [28] Konarski W, Poboży T, Śliwczyński A, Kotela I, Krakowiak J, Hordowicz M, Kotela A. Avascular Necrosis of Femoral Head-Overview and Current State of the Art. *Int J Environ Res Public Health*. 2022 Jun 15;19(12):7348.

- [29] Hochschild J, Anatomia funkcjonalna dla fizjoterapeutów, red. nauk. wyd. pol. P. Pośluszny, MEDPHARM, Wrocław 2018, s. 298-320.
- [30] Standring S, Gray's Anatomy: The Anatomical Basis of Clinical Practice, 42nd Edition, Elsevier, Edinburgh 2020, s. 1290-1295.
- [31] Neumann DA. Kinesiology of the hip: a focus on muscular actions. J Orthop Sports Phys Ther. 2010 Feb;40(2):82-94.
- [32] Oliveira, Rodrigo & Junior, Gledson & Dantas, Estélio. (2024). Impacts of coxa valga and coxa vara on the musculoskeletal system: An integrative review. *Cuerpo, Cultura y Movimiento*. 14. 10.15332/2422474X.9895.
- [33] Nandhagopal T, Tiwari V, De Cicco FL. Developmental Dysplasia of the Hip. [Updated 2024 May 4]. In: StatPearls [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2026 Jan-.
- [34] Berg HE, Eiken O, Miklavcic L, Mekjavic IB. Hip, thigh and calf muscle atrophy and bone loss after 5-week bedrest inactivity. Eur J Appl Physiol. 2007 Feb;99(3):283-9.
- [35] Lim SJ, Park YS. Plain Radiography of the Hip: A Review of Radiographic Techniques and Image Features. Hip Pelvis. 2015 Sep;27(3):125-34. doi: 10.5371/hp.2015.27.3.125. Epub 2015 Sep 30.
- [36] Tsutsumi M, Nimura A, Akita K. Clinical anatomy of the musculoskeletal system in the hip region. Anat Sci Int. 2022 Mar;97(2):157-164.
- [37] Lanza MB, Arbucio B, Ryan AS, Shipper AG, Gray VL, Addison O. Systematic Review of the Importance of Hip Muscle Strength, Activation, and Structure in Balance and Mobility Tasks. Arch Phys Med Rehabil. 2022 Aug;103(8):1651-1662.
- [38] Stolarczyk A, Stępiński P, Maciąg B, Michalczyk W, Zdun J, Grzegorzewski S, Modzelewski K, Szymczak J, Relacje miednica–kręgosłup w kontekście pierwotnej endoprotezoplastyki stawu biodrowego – praktyczne aspekty. *Praktyczna Ortopedia i Traumatologia*, 2024, s. 144.
- [39] Gzik M, Tejszerska D, Świtoński E, Biomechanika narządu ruchu człowieka. Wydawnictwo Naukowe Instytutu Technologii Eksploatacji PIB, Radom 2015, s. 265-266.
- [40] Panjabi M Clinical spinal instability and low back pain. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*. 2003, 13. 371-9.
- [41] Widmer J, Cornaz F, Scheibler G, Spirig JM, Snedeker JG, Farshad M. Biomechanical contribution of spinal structures to stability of the lumbar spine-novel biomechanical insights. *Spine J*. 2020 Oct;20(10):1705-1716.
- [42] Wang C, Zhi Y, Wu Z. Driving after spine surgery: biomechanics, recovery pathways, and medico-legal insights. *J Orthop Surg Res*. 2025 Apr 15;20(1):374.
- [43] Pope MH. Biomechanics of the lumbar spine. *Ann Med*. 1989 Oct;21(5):347-51.

- [44] Kuo AD, Donelan JM. Dynamic principles of gait and their clinical implications. *Phys Ther*. 2010 Feb;90(2):157-74.
- [45] Mann RA, Hagy J. Biomechanics of walking, running, and sprinting. *Am J Sports Med*. 1980 Sep-Oct;8(5):345-50.
- [46] Prins MR, Cornelisse LE, Meijer OG, van der Wurff P, Bruijn SM, van Dieën JH. Axial pelvis range of motion affects thorax-pelvis timing during gait. *J Biomech*. 2019 Oct 11;95:109308.
- [47] Ferguson SJ, Steffen T. Biomechanics of the aging spine. *Eur Spine J*. 2003 Oct;12 Suppl 2(Suppl 2):S97-S103.
- [48] Goel VK, Faizan A, Palepu V, Bhattacharya S. Parameters that effect spine biomechanics following cervical disc replacement. *Eur Spine J*. 2012 Jun;21 Suppl 5(Suppl 5):S688-99.
- [49] Oxland TR. Fundamental biomechanics of the spine--What we have learned in the past 25 years and future directions. *J Biomech*. 2016 Apr 11;49(6):817-832.
- [50] Roussouly P, Pinheiro-Franco JL. Biomechanical analysis of the spino-pelvic organization and adaptation in pathology. *Eur Spine J*. 2011 Sep;20 Suppl 5(Suppl 5):609-18.
- [51] Hardenberg M, Speklé EM, Coenen P, Brus IM, Kuijer PPFM. The economic burden of knee and hip osteoarthritis: absenteeism and costs in the Dutch workforce. *BMC Musculoskelet Disord*. 2022 Apr 18;23(1):364.
- [52] Bhandari M, Swiontkowski M. Management of Acute Hip Fracture. *N Engl J Med*. 2017 Nov 23;377(21):2053-2062.
- [53] Gibofsky A. Overview of epidemiology, pathophysiology, and diagnosis of rheumatoid arthritis. *Am J Manag Care*. 2012 Dec;18(13 Suppl):S295-302.
- [54] Varacallo MA, Luo TD, Johanson NA. Total Hip Arthroplasty Techniques. [Updated 2023 Aug 4]. In: StatPearls [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2026 Jan-.
- [55] Healy WL. Hip implant selection for total hip arthroplasty in elderly patients. *Clin Orthop Relat Res*. 2002 Dec;(405):54-64.
- [56] Malviya A, Abdul N, Khanduja V. Outcomes Following Total Hip Arthroplasty: A Review of the Registry Data. *Indian J Orthop*. 2017 Jul-Aug;51(4):405-413.
- [57] Davis KE, Ritter MA, Berend ME, Meding JB. The importance of range of motion after total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 2007 Dec;465:180-4.
- [58] Ripoll S-Melchor J, Aldecoa CS, Fern Índez-Garc A R, Varela-Dur Ín M, Aracil-Escoda N, Garc A-Rodr Guez D, Cabezudo-de-la-Muela L, Hormaechea-Bolado LA, Nacarino-Alcorta B, Hoffmann R, Lorente JV, Ram Rez-Rodr Guez JM, Abad-Motos A; POWER2 Study Investigators Group for the Spanish Perioperative Audit and Research Network (RedGERM-SPARN). Early mobilization after total hip or knee arthroplasty: a substudy of the POWER.2 study. *Braz J Anesthesiol*. 2023 Jan-Feb;73(1):54-71.

- [59] Rosenlund S, Broeng L, Holsgaard-Larsen A, Jensen C, Overgaard S. Patient-reported outcome after total hip arthroplasty: comparison between lateral and posterior approach. *Acta Orthop*. 2017 Jun;88(3):239-247.
- [60] Arshi A, Hughes AJ, Robin JX, Parvizi J, Fillingham YA. Return to Sport After Hip and Knee Arthroplasty: Counseling the Patient on Resuming an Active Lifestyle. *Curr Rev Musculoskelet Med*. 2023 Aug;16(8):329-337.
- [61] Cheng T, Feng JG, Liu T, Zhang XL. Minimally invasive total hip arthroplasty: a systematic review. *Int Orthop*. 2009 Dec;33(6):1473-81.
- [62] Choe H, Indelli PF, Ricciardi B, Kim TY, Homma Y, Kigera J, Veloso Duran M, Khan T. What Are the Absolute Contraindications for Elective Total Knee or Hip Arthroplasty? *J Arthroplasty*. 2025 Feb;40(2S1):S45-S47.
- [63] DiMonaco, M et al. "Rehabilitation after total hip arthroplasty: a systematic review of controlled trials on physical exercise programs." *European journal of physical and rehabilitation medicine* 45 3 (2009): 303-17 .
- [64] Zagra L, Benazzo F, Dallari D, Falez F, Solarino G, D'Apolito R, Castelli CC. Current concepts in hip-spine relationships: making them practical for total hip arthroplasty. *EFORT Open Rev*. 2022 Jan 11;7(1):59-69.
- [65] Huppert A, Ambrosio L, Nwosu K, Pico A, Russo F, Vadalà G, Papalia R, Denaro V. Previous lumbar spine fusion increases the risk of dislocation following total hip arthroplasty in patients with hip-spine syndrome: a systematic review and meta-analysis. *BMC Musculoskelet Disord*. 2024 Sep 13;25(1):732.
- [66] Iturregui JM, Sebro R, Baranek M, Garner HW, Stanborough RO, Goulding KA, Ledford CK, Wilke BK. Direct anterior approach associated with lower dislocation risk after primary total hip arthroplasty in patients with prior lumbar spine fusion. *Hip Int*. 2023 Nov;33(6):1043-1048.
- [67] Huebschmann NA, Lawrence KW, Robin JX, Rozell JC, Hepinstall MS, Schwarzkopf R, Aggarwal VK. Does Surgical Approach Affect Dislocation Rate After Total Hip Arthroplasty in Patients Who Have Prior Lumbar Spinal Fusion? A Retrospective Analysis of 16,223 Cases. *J Arthroplasty*. 2024 Sep;39(9 Suppl 2):S306-S313.
- [68] Tarasevicius S, Robertsson O, Wingstrand H. Posterior soft tissue repair in total hip arthroplasty: a randomized controlled trial. *Orthopedics*. 2010 Dec 1;33(12):871.
- [69] Xu K, Li YM, Zhang HF, Wang CG, Xu YQ, Li ZJ. Computer navigation in total hip arthroplasty: a meta-analysis of randomized controlled trials. *Int J Surg*. 2014;12(5):528-33.
- [70] Jonker RC, van Beers LWAH, van der Wal BCH, Vogely HC, Parratte S, Castelein RM, Poolman RW. Can dual mobility cups prevent dislocation without increasing revision rates in primary total hip arthroplasty? A systematic review. *Orthop Traumatol Surg Res*. 2020 May;106(3):509-517.

- [71] Wegrzyn J, Tebaa E, Jacquel A, Carret JP, Béjui-Hugues J, Pibarot V. Can Dual Mobility Cups prevent Dislocation in All Situations After Revision Total Hip Arthroplasty? J Arthroplasty. 2015 Apr;30(4):631-40.
- [72] Patil N, Deshmane P, Deshmukh A, Mow C. Dual Mobility in Total Hip Arthroplasty: Biomechanics, Indications and Complications-Current Concepts. Indian J Orthop. 2021 Oct 13;55(5):1202-1207.
- [73] Vigdorchik JM, Sharma AK, Elbuluk AM, Carroll KM, Mayman DJ, Lieberman JR. High Offset Stems Are Protective of Dislocation in High-Risk Total Hip Arthroplasty. J Arthroplasty. 2021 Jan;36(1):210-216.
- [74] Reiner T, Sonntag R, Kretzer JP, Clarius M, Jakubowitz E, Weiss S, Kinkel S, Walker T, Gotterbarm T, Nees TA. A high offset stem design does not increase stem migration under full weight bearing in cementless total hip arthroplasty: a model-based RSA study. Arthroplasty. 2025 Feb 4;7(1):7.
- [75] Nepple CM, Blackburn AZ, Feder OI, Prasad AK; Writing Committee; Bedair HS. Minimum 10-Y Follow-Up of Vitamin-E-Diffused Highly Crosslinked Polyethylene Liners in Total Hip Arthroplasty: A Comparative Evaluation From a Prospective, International, Multicenter Cohort Study. J Arthroplasty. 2025 Mar;40(3):718-724.
- [76] Ambrus R, Douša P, Almási J, Šteňo B. Current Concepts in Diagnosis and Management of Patients Undergoing Total Hip Replacement with Concurrent Disorders of Spinopelvic Anatomy: A Narrative Review. Medicina (Kaunas). 2023 Sep 3;59(9):1591.
- [77] Migliorini F, Cuozzo F, Oliva F, Eschweiler J, Hildebrand F, Maffulli N. CT-based navigation for total hip arthroplasty: a meta-analysis. Eur J Med Res. 2023 Oct 18;28(1):443.
- [78] Connolly KP, Kamath AF. Direct anterior total hip arthroplasty: Comparative outcomes and contemporary results. World J Orthop. 2016 Feb 18;7(2):94-101.
- [79] Supra R, Supra R, Agrawal DK. Surgical Approaches in Total Hip Arthroplasty. J Orthop Sports Med. 2023;5(2):232-240..
- [80] Biedermann R, Tonin A, Krismer M, Rachbauer F, Eibl G, Stöckl B. Reducing the risk of dislocation after total hip arthroplasty: the effect of orientation of the acetabular component. J Bone Joint Surg Br. 2005 Jun;87(6):762-9.
- [81] Kumar P, Vatsya P, Rajnish RK, Hooda A, Dhillon MS. Application of 3D Printing in Hip and Knee Arthroplasty: A Narrative Review. Indian J Orthop. 2020 Oct 6;55(Suppl 1):14-26.
- [82] Okutani Y, Goto K, Kuroda Y, Kawai T, Okuzu Y, Kawata T, Shimizu Y, Matsuda S. Long-term outcome of cemented total hip arthroplasty with the Charnley-type femoral stem made of titanium alloy. J Orthop Sci. 2019 Nov;24(6):1047-1052.
- [83] Mahamid, A., Yassin, M., Habiballa, B., Natsheh, M., Murad, H., Qassem, K., Robinson, D., Haviv, B., Yassin, A., & Khatib, M. (2026). Perioperative Outcomes of Cemented vs

- Cementless Total Hip Arthroplasty: A National Inpatient Sample Study of 81,668 Elective Procedures. *Journal of Clinical Medicine*, 15(9), 3292.
- [84] Lachiewicz PF, Kleeman LT, Seyler T. Bearing Surfaces for Total Hip Arthroplasty. *J Am Acad Orthop Surg*. 2018 Jan 15;26(2):45-57.
- [85] McMinn DJ, Daniel J, Ziaee H, Pradhan C. Indications and results of hip resurfacing. *Int Orthop*. 2011 Feb;35(2):231-7.
- [86] Leichtle UG, Leichtle CI, Taslaci F, Reize P, Wünschel M. Dislocation after total hip arthroplasty: risk factors and treatment options. *Acta Orthop Traumatol Turc*. 2013;47(2):96-103.
- [87] Nicolau C, Mendes L, Ciriaco M, Ferreira B, Baixinho CL, Fonseca C, Ferreira R, Sousa L. Educational Intervention in Rehabilitation to Improve Functional Capacity after Hip Arthroplasty: A Scoping Review. *J Pers Med*. 2022 Apr 19;12(5):656.
- [88] Merola M, Affatato S. Materials for Hip Prostheses: A Review of Wear and Loading Considerations. *Materials (Basel)*. 2019 Feb 5;12(3):495.
- [89] Ghadirinejad K, Day CW, Milimonfared R, Taylor M, Solomon LB, Hashemi R. Fretting Wear and Corrosion-Related Risk Factors in Total Hip Replacement: A Literature Review on Implant Retrieval Studies and National Joint Replacement Registry Reports. *Prosthesis*. 2023; 5(3):774-791.
- [90] Tsikopoulos K, Meroni G. Periprosthetic Joint Infection Diagnosis: A Narrative Review. *Antibiotics (Basel)*. 2023 Sep 27;12(10):1485.
- [91] Kenney C, Dick S, Lea J, Liu J, Ebraheim NA. A systematic review of the causes of failure of Revision Total Hip Arthroplasty. *J Orthop*. 2019 May 2;16(5):393-395.
- [92] Mehta VA, Amin A, Omeis I, Gokaslan ZL, Gottfried ON. Implications of spinopelvic alignment for the spine surgeon. *Neurosurgery*. 2012;70(3):707-721.
- [93] Ghandhari H, Ameri Mahabadi M, Nikouei F, Sabbaghan S, Azizi A, Mirzaei A, Givvehchian B. The Role of Spinopelvic Parameters in Clinical Outcomes of Spinal Osteotomies in Patients with Sagittal Imbalance. *Arch Bone Jt Surg*. 2018 Jul;6(4):324-330.
- [94] Le Huec JC, Aunoble S, Philippe L, Nicolas P. Pelvic parameters: origin and significance. *Eur Spine J*. 2011 Sep;20 Suppl 5(Suppl 5):564-71.
- [95] Celestre PC, Dimar JR 2nd, Glassman SD. Spinopelvic Parameters: Lumbar Lordosis, Pelvic Incidence, Pelvic Tilt, and Sacral Slope: What Does a Spine Surgeon Need to Know to Plan a Lumbar Deformity Correction? *Neurosurg Clin N Am*. 2018 Jul;29(3):323-329.
- [96] Bao T, Wang C, Wang Y, Wang T, Zhang Q, Gao F, Liu H, Tao X, Gao G, Zhang T, Yang W, Zhao K. Relationship between paravertebral muscle degeneration and spinal-pelvic sagittal parameters in patients with lumbar disc herniation. *Sci Rep*. 2024 Jan 2;14(1):192.
- [97] Chen HF, Zhao CQ. Pelvic incidence variation among individuals: functional influence versus genetic determinism. *J Orthop Surg Res*. 2018 Mar 20;13(1):59.

- [98] Prasetya A, Nabih D, Santoso A, Jamari J, Winarni T. Analyzing spinopelvic parameter differences between standing and supine position. *J Musculoskelet Surg Res.* 2025;9:11-27.
- [99] Morimoto T, Kobayashi T, Tsukamoto M, Hirata H, Yoshihara T, Toda Y, Mawatari M. Hip–Spine Syndrome: A Focus on the Pelvic Incidence in Hip Disorders. *Journal of Clinical Medicine.* 2023; 12(5):2034.
- [100] Merrill RK, Kim JS, Leven DM, Kim JH, Meaike JJ, Bronheim RS, Suchman KI, Nowacki D, Gidumal SS, Cho SK. Differences in Fundamental Sagittal Pelvic Parameters Based on Age, Sex, and Race. *Clin Spine Surg.* 2018 Mar;31(2):E109-E114.
- [101] Prost S, Blondel B, Bauduin E, Pesenti S, Ilharreborde B, Laouissat F, Riouallon G, Wolff S, Challier V, Obeid I, Boissière L, Ferrero E, Solla F, Le Huec JC, Bourret S, Faddoul J, Abi Lahoud GN, Fièrre V, Vande Kerckhove M, Campana M, Lebhar J, Giorgi H, Faure A, Sauleau EA, Charles YP; French Spine Surgery Society (SFCR). Do Age-Related Variations Of Sagittal Alignment Rely On SpinoPelvic Organization? An Observational Study Of 1540 Subjects. *Global Spine J.* 2023 Oct;13(8):2144-2154.
- [102] Schwab FJ, Blondel B, Bess S, Hostin R, Shaffrey CI, Smith JS, Boachie-Adjei O, Burton DC, Akbarnia BA, Mundis GM, Ames CP, Kebaish K, Hart RA, Farcy JP, Lafage V; International Spine Study Group (ISSG). Radiographical spinopelvic parameters and disability in the setting of adult spinal deformity: a prospective multicenter analysis. *Spine (Phila Pa 1976).* 2013 Jun 1;38(13):E803-12.
- [103] Le Huec JC, Demezou H, Aunoble S. Sagittal parameters of global cervical balance using EOS imaging: normative values from a prospective cohort of asymptomatic volunteers. *Eur Spine J.* 2015 Jan;24(1):63-71.
- [104] Tan TH, Tan JH, Hey HWD. Changes in Spinopelvic Parameters Between Standing and Sitting Postures: A Systematic Review and Meta-analysis. *Clin Spine Surg.* 2024 Apr 1;37(3):97-113.
- [105] Asai Y, Tsutsui S, Oka H, Yoshimura N, Hashizume H, Yamada H, Akune T, Muraki S, Matsudaira K, Kawaguchi H, Nakamura K, Tanaka S, Yoshida M. Sagittal spino-pelvic alignment in adults: The Wakayama Spine Study. *PLoS One.* 2017 Jun 6;12(6):e0178697.
- [106] Roussouly P, Nnadi C. Sagittal plane deformity: an overview of interpretation and management. *Eur Spine J.* 2010 Nov;19(11):1824-36.
- [107] Suzuki H, Imai N, Nozaki A, Hirano Y, Endo N. Anatomical sacral slope, a new pelvic parameter, is associated with lumbar lordosis and pelvic incidence in healthy Japanese women: A retrospective cross-sectional study. *Journal of Orthopaedic Surgery.* 2020;28(1).
- [108] Imai N, Suzuki H, Sakagami A, Hirano Y, Endo N. Correlation of the anatomical sacral slope with pelvic incidence in female patients with developmental hip dysplasia: a retrospective cross-sectional study. *J Orthop Surg Res.* 2020;15(1):486.

- [109] Shirono M, Imai N, Homma D, Hirano Y, Horigome Y, Kawashima H. Essential Safety Considerations for Total Hip Arthroplasty: Pelvic and Spine Alignment Across Age Groups in Women at an Osteoporosis Outpatient Clinic-A Retrospective Observational Study. *J Clin Med*. 2025;14(6):1847
- [110] Lafage V, Schwab F, Patel A, Hawkinson N, Farcy JP. Pelvic tilt and truncal inclination: two key radiographic parameters in the setting of adults with spinal deformity. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2009;34(17):E599-E606.
- [111] Xu Y, Fan C, Li D, Qiu Y, Liu Z, Zhu Z. Effect of pelvic compensation capacity on proximal junctional kyphosis: a stratified analysis of pelvic tilt in adult spinal deformity surgery. *J Orthop Surg Res*. 2025;20(1):675. .
- [112] Lazennec JY, Kim Y, Folinai D, Pour AE. Sagittal Spinopelvic Translation Is Combined With Pelvic Tilt During the Standing to Sitting Position: Pelvic Incidence Is a Key Factor in Patients Who Underwent THA. *Arthroplast Today*. 2020;6(4):672-681. Published 2020 Aug 23.
- [113] Abelin-Genevois K. Sagittal balance of the spine. *Orthop Traumatol Surg Res*. 2021;107(1S):102769.
- [114] Legaye J, Duval-Beaupère G, Hecquet J, Marty C. Pelvic incidence: a fundamental pelvic parameter for three-dimensional regulation of spinal sagittal curves. *Eur Spine J*. 1998;7(2):99-103.
- [115] Takeda N, Kobayashi T, Atsuta Y, Matsuno T, Shirado O, Minami A. Changes in the sagittal spinal alignment of the elderly without vertebral fractures: a minimum 10-year longitudinal study. *J Orthop Sci*. 2009;14(6):748-753
- [116] Ma S, Zhou Z, Ge Z, et al. Global realignment after posterior vertebral column resection in severe thoracolumbar post-tubercular kyphosis: correlation with patient-reported outcomes. *Int Orthop*. 2023;47(1):201-208.
- [117] Otayek J, Bizdikian AJ, Yared F, et al. Influence of spino-pelvic and postural alignment parameters on gait kinematics. *Gait Posture*. 2020;76:318-326.
- [118] Boulay, C. & Tardieu, Christine & Hecquet, J. & Benaim, Charles & Mitulescu, Anca & Marty, C. & Prat-Pradal, D. & Legaye, Jean & Duval-Beaupère, G. & Pélissier, J.. (2005). Anatomical reliability of two fundamental radiological and clinical pelvic parameters: Incidence and thickness. *European Journal of Orthopaedic Surgery & Traumatology*. 15. 197-204.
- [119] Jamshidi, Mir & Moharrami, Alireza & Mirghaderi, Peyman & Sharifpour, Sadula & Mafi, Amir & Mortazavi, Sm. The Role of Spinopelvic Parameters in Total Hip Arthroplasty: A Current Concept Review. *Journal of Orthopedic and Spine Trauma*. 2022

- [120] Fei H, Li WS, Sun ZR, Ma QW, Chen ZQ. Analysis of Spino-pelvic Sagittal Alignment in Young Chinese Patients with Lumbar Disc Herniation. *Orthop Surg.* 2017 Aug;9(3):271-276.
- [121] Pour AE, Green JH, Christensen TH, Muthusamy N, Schwarzkopf R. The Current Proposed Total Hip Arthroplasty Surgical Planning Guidelines Based on Classification of Spine Stiffness May be Flawed Due to Incorrect Assumptions. *J Arthroplasty.* 2023;38(6):1075-1081.
- [122] Smith JS, Klineberg E, Schwab F, et al. Change in classification grade by the SRS-Schwab Adult Spinal Deformity Classification predicts impact on health-related quality of life measures: prospective analysis of operative and nonoperative treatment. *Spine (Phila Pa 1976).* 2013;38(19):1663-1671.
- [123] Schwab F, Ungar B, Blondel B, et al. Scoliosis Research Society-Schwab adult spinal deformity classification: a validation study. *Spine (Phila Pa 1976).* 2012;37(12):1077-1082.
- [124] Glassman SD, Bridwell K, Dimar JR, Horton W, Berven S, Schwab F. The impact of positive sagittal balance in adult spinal deformity. *Spine (Phila Pa 1976).* 2005;30(18):2024-2029
- [125] Hasegawa K, Okamoto M, Hatsushikano S, Shimoda H, Ono M, Watanabe K. Normative values of spino-pelvic sagittal alignment, balance, age, and health-related quality of life in a cohort of healthy adult subjects. *Eur Spine J.* 2016;25(11):3675-3686.
- [126] Lafage R, Schwab F, Challier V, et al. Defining Spino-Pelvic Alignment Thresholds: Should Operative Goals in Adult Spinal Deformity Surgery Account for Age?. *Spine (Phila Pa 1976).* 2016;41(1):62-68.
- [127] Mohamed El-Ashkar HI, Amara S, Al-Hadabi B, Mkaouer B. Analysis of postural balance between two aquatic sports using vertical vs. horizontal body position. *Eur Rev Med Pharmacol Sci.* 2023;27(3):836-844.
- [128] Chevillotte T, Coudert P, Cawley D, Bouloussa H, Mazas S, Boissière L, Gille O, Influence of posture on relationships between pelvic parameters and lumbar lordosis: Comparison of the standing, seated, and supine positions. A preliminary study, *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, 104, 5, 2018, 565-568,
- [129] Kleeman-Forsthuber L, Kurkis G, Madurawe C, et al. Hip-spine parameters change with increasing age. *Bone Joint J.* 2024;106-B(8):792-801. Published 2024 Aug 1.
- [130] Fan X, Xue D, Pan Z, Wang Y. Comparison of sagittal spinal alignment on standing plain x-rays and supine MRI in degenerative lumbar disease. *Front Surg.* 2023 Feb 22;10:1103952.
- [131] Razzaghof M, Moharrami A, Abbaszadeh A, Houshmand M, Mortazavi SMJ. Spinopelvic parameters in the lateral decubitus are different from standing and sitting positions. *Sci Rep.* 2025;15(1):14685.

- [132] Yun H, Murphy WS, Ward DM, Zheng G, Hayden BL, Murphy SB. Effect of Pelvic Tilt and Rotation on Cup Orientation in Both Supine and Standing Positions. *J Arthroplasty*. 2018;33(5):1442-1448.
- [133] Tang H, Guo S, Ma Z, Wang S, Zhou Y. A patient-specific algorithm for predicting the standing sagittal pelvic tilt one year after total hip arthroplasty. *Bone Joint J*. 2024;106-B(1):19-27. Published 2024 Jan 1.
- [134] Gutman G, Labelle H, Barchi S, Roussouly P, Berthonnaud É, Mac-Thiong JM. Normal sagittal parameters of global spinal balance in children and adolescents: a prospective study of 646 asymptomatic subjects. *Eur Spine J*. 2016;25(11):3650-3657.
- [135] Palastanga N, Soames C, *Anatomy and Human Movement: Structure and Function*. Elsevier, Oxford 2018, s. 312.
- [136] Myrtos CD. Low Back Disorders. Evidence-Based Prevention and Rehabilitation. *J Can Chiropr Assoc*. 2012 Mar;56(1):76.
- [137] Pizones J, García-Rey E. Pelvic motion the key to understanding spine-hip interaction. *EFORT Open Rev*. 2020;5(9):522-533. Published 2020 Sep 30.
- [138] Cho Y, Jo DJ, Hyun SJ, Park JH, Yang NR. From the Spinopelvic Parameters to Global Alignment and Proportion Scores in Adult Spinal Deformity. *Neurospine*. 2023 Jun;20(2):467-477.
- [139] Di Martino A, Geraci G, Brunello M, et al. Hip-spine relationship: clinical evidence and biomechanical issues. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2024;144(4):1821-1833.
- [140] Ike H, Choe H, Kobayashi N, Kumagai K, Inaba Y. A Narrative Review of Spinopelvic Alignment Changes After Total Hip Arthroplasty. *Journal of Clinical Medicine*. 2026; 15(6):2228.
- [141] Becker L, Taheri N, Haffer H, et al. Lumbosacral Transitional Vertebrae Influence on Acetabular Orientation and Pelvic Tilt. *J Clin Med*. 2022;11(17):5153. Published 2022 Aug 31.
- [142] Pourahmadi M, Sahebalam M, Dommerholt J, et al. Spinopelvic alignment and low back pain after total hip arthroplasty: a scoping review. *BMC Musculoskelet Disord*. 2022;23(1):250. Published 2022 Mar 15.
- [143] Batra S, Khare T, Kabra AP, Malhotra R. Hip-spine relationship in total hip arthroplasty - Simplifying the concepts. *J Clin Orthop Trauma*. 2022 Apr 22;29:101877. doi: 10.1016/j.jcot.2022.101877. Erratum in: *J Clin Orthop Trauma*. 2025 Dec 12;74:103314.
- [144] Louette S, Wignall A, Pandit H. Spinopelvic Relationship and Its Impact on Total Hip Arthroplasty. *Arthroplast Today*. 2022 Aug 19;17:87-93
- [145] Grammatopoulos G, Innmann M, Phan P, Bodner R, Meermans G. Spinopelvic challenges in primary total hip arthroplasty. *EFORT Open Rev*. 2023 May 9;8(5):298-312.

- [146] Haffer H, Adl Amini D, Perka C, Pumberger M. The Impact of Spinopelvic Mobility on Arthroplasty: Implications for Hip and Spine Surgeons. *J Clin Med*. 2020 Aug 8;9(8):2569.
- [147] Koutalos AA, Gkekas NK, Akrivos V, Stefanou N, Karachalios T. Spinopelvic Motion Evaluation in Patients Undergoing Total Hip Arthroplasty and Patient-Specific Target for Acetabular Cup Placement. *J Pers Med*. 2024;14(12):1161. Published 2024 Dec 19.
- [148] Harrer S, Magnuson JA, Toci GR, Star AM, Saxena A. Bibliometric Analysis of Spinopelvic Alignment in Total Hip Arthroplasty. *J Am Acad Orthop Surg Glob Res Rev*. 2023 Jun 16;7(6):e22.00182.
- [149] Stępiński P, Stolarczyk A, Maciąg B, et al. Spinopelvic Alignment and Its Use in Total Hip Replacement Preoperative Planning-Decision Making Guide and Literature Review. *J Clin Med*. 2021;10(16):3528. Published 2021 Aug 11.
- [150] Konishi T, Hamai S, Higaki H, Hara D, Kawahara S, Yamaguchi R, Motomura G, Sato T, Utsunomiya T, Yamate S, Ikebe S, Nakao Y, Inoue T, Kokubu Y, Nakashima Y. Impact of Flatback Deformity and Stiff Spinopelvic Mobility on 3-Dimensional Pelvic and Hip Kinematics After Total Hip Arthroplasty. *JB JS Open Access*. 2025 Mar 21;10(1):e24.00151.
- [151] Pagan CA, Karasavvidis T, Vigdorchik JM, DeCook CA. Spinopelvic Motion: A Simplified Approach to a Complex Subject. *Hip Pelvis*. 2024;36(2):77-86.
- [152] Callaghan JJ, Liu SS, Phruetthiphath OA. The revision acetabulum--allograft and bone substitutes: vestigial organs for bone deficiency. *Bone Joint J*. 2014;96-B(11 Supple A):70-72. doi:10.1302/0301-620X.96B11.34452
- [153] Giai Via R, Onorato F, Reboli M, et al. Challenges in Total Hip Arthroplasty with Prior Spinal Arthrodesis: A Comprehensive Review of Biomechanics, Complications, and Surgical Strategies. *J Clin Med*. 2024;13(11):3156. Published 2024 May 28. doi:10.3390/jcm13113156
- [154] Luthringer TA, Vigdorchik JM. A Preoperative Workup of a "Hip-Spine" Total Hip Arthroplasty Patient: A Simplified Approach to a Complex Problem. *J Arthroplasty*. 2019;34(7S):S57-S70. doi:10.1016/j.arth.2019.01.012
- [155] Katakam A, Bedair H, Melnic C, Do All Rigid and Unbalanced Spines Present the Same Risk of Dislocation After Total Hip Arthroplasty? A Comparison Study Between Patients With Ankylosing Spondylitis and History of Spinal Fusion *The Journal of Arthroplasty*, 2020; 35, 3594-3600.
- [156] McCurdy P.J., Mills MM , Camacho PG, Babu NS, Hagen ME, The hip spine relationship—what we know and what we don't: a narrative review, *AME Medical Journal*, vol. 9, 2024, s. 890
- [157] Giai Via R, Onorato F, Reboli M, et al. Challenges in Total Hip Arthroplasty with Prior Spinal Arthrodesis: A Comprehensive Review of Biomechanics, Complications, and Surgical Strategies. *J Clin Med*. 2024;13(11):3156. Published 2024 May 28.

- [158] Kaneuji A, Fukui M, Takahashi E, Sanji Y, Hirata H, Kawahara N. Hip-sacroiliac joint-spine syndrome in total hip arthroplasty patients. *Sci Rep.* 2024;14(1):3813. Published 2024 Feb 15.
- [159] Guan H, Xu C, Fu J, Yang X, Zhang Y, Chen J. Ankylosing Spondylitis Patients Have Lower Risk of Dislocation Following Total Hip Arthroplasty Compared with Patients Undergoing Lumbar Spinal Fusion Surgery. *Int J Gen Med.* 2022;15:6573-6582
- [160] Sarpong NO, Rodriguez S, Kuyl EV, et al. Dislocation Following Anterior and Posterior Total Hip Arthroplasty in the Setting of Spinal Deformity and Stiffness: Evolving Trends Using a High-Risk Protocol at a Single Tertiary Center. *J Arthroplasty.* 2024;39(4):1019-1024.e1.
- [161] An VVG, Phan K, Sivakumar BS, Mobbs RJ, Bruce WJ. Prior Lumbar Spinal Fusion is Associated With an Increased Risk of Dislocation and Revision in Total Hip Arthroplasty: A Meta-Analysis. *J Arthroplasty.* 2018;33(1):297-300.
- [162] Elbuluk AM, Wright-Chisem JJ, Vigdorchik JM, Nunley RM. Applying the Hip-Spine Relationship: What X-Rays and Measurements Are Important?. *J Arthroplasty.* 2021;36(7S):S94-S98.
- [163] Nessler JM, Malkani AL, Yep PJ, Mullen KJ, Illgen RL 2nd. Dislocation Rates of Primary Total Hip Arthroplasty in Patients With Prior Lumbar Spine Fusion and Lumbar Degenerative Disk Disease With and Without Utilization of Dual Mobility Cups: An American Joint Replacement Registry Study. *J Am Acad Orthop Surg.* 2023;31(5):e271-e277.
- [164] Malkani AL, Himschoot KJ, Ong KL, et al. Does Timing of Primary Total Hip Arthroplasty Prior to or After Lumbar Spine Fusion Have an Effect on Dislocation and Revision Rates?. *J Arthroplasty.* 2019;34(5):907-911.
- [165] Heckmann N, McKnight B, Stefl M, Trasolini NA, Ike H, Dorr LD. Late Dislocation Following Total Hip Arthroplasty: Spinopelvic Imbalance as a Causative Factor. *J Bone Joint Surg Am.* 2018;100(21):1845-1853.
- [166] Oommen AT, Hariharan TD, Chandy VJ, et al. Total hip arthroplasty in fused hips with spine stiffness in ankylosing spondylitis. *World J Orthop.* 2021;12(12):970-982. Published 2021 Dec 18.
- [167] White HJ, Bradley J, Hadgis N, et al. Predicting Patient-Centered Outcomes from Spine Surgery Using Risk Assessment Tools: a Systematic Review. *Curr Rev Musculoskelet Med.* 2020;13(3):247-263.
- [168] Buckland AJ, Vigdorchik J, Schwab FJ, et al. Acetabular Anteversion Changes Due to Spinal Deformity Correction: Bridging the Gap Between Hip and Spine Surgeons. *J Bone Joint Surg Am.* 2015;97(23):1913-1920.

- [169] Rivière C, Lazennec JY, Van Der Straeten C, Auvinet E, Cobb J, Muirhead-Allwood S. The influence of spine-hip relations on total hip replacement: A systematic review. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2017;103(4):559-568.
- [170] Lazennec JY, Brusson A, Rousseau MA. Lumbar-pelvic-femoral balance on sitting and standing lateral radiographs. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2013;99(1 Suppl):S87-S103.
- [171] Innmann MM, Merle C, Gotterbarm T, Ewerbeck V, Beaulé PE, Grammatopoulos G. Can spinopelvic mobility be predicted in patients awaiting total hip arthroplasty? A prospective, diagnostic study of patients with end-stage hip osteoarthritis. *Bone Joint J.* 2019;101-B(8):902-909.
- [172] Phan D, Bederman SS, Schwarzkopf R. The influence of sagittal spinal deformity on anteversion of the acetabular component in total hip arthroplasty. *Bone Joint J.* 2015;97-B(8):1017-1023.
- [173] Lazennec JY, Charlot N, Gorin M, et al. Hip-spine relationship: a radio-anatomical study for optimization in acetabular cup positioning. *Surg Radiol Anat.* 2004;26(2):136-144.
- [174] Dorr LD, Malik A, Wan Z, Long WT, Harris M. Precision and bias of imageless computer navigation and surgeon estimates for acetabular component position. *Clin Orthop Relat Res.* 2007;465:92-99.
- [175] Esposito CI, Carroll KM, Sculco PK, Padgett DE, Jerabek SA, Mayman DJ. Total Hip Arthroplasty Patients With Fixed Spinopelvic Alignment Are at Higher Risk of Hip Dislocation. *J Arthroplasty.* 2018;33(5):1449-1454.
- [176] Bonnin MP, Archbold PH, Basiglini L, Fessy MH, Beverland DE. Do we medialise the hip centre of rotation in total hip arthroplasty? Influence of acetabular offset and surgical technique. *Hip Int.* 2012;22(4):371-378.
- [177] Abdel MP, von Roth P, Jennings MT, Hanssen AD, Pagnano MW. What Safe Zone? The Vast Majority of Dislocated THAs Are Within the Lewinnek Safe Zone for Acetabular Component Position. *Clin Orthop Relat Res.* 2016;474(2):386-391.
- [178] Roman-Liu D, Kamińska J, Tokarski T. Differences in lumbar spine intradiscal pressure between standing and sitting postures: a comprehensive literature review. *PeerJ.* 2023;11:e16176. Published 2023 Oct 19.
- [179] Singh JA, Schleck C, Harmsen S, Lewallen D. Clinically important improvement thresholds for Harris Hip Score and its ability to predict revision risk after primary total hip arthroplasty. *BMC Musculoskelet Disord.* 2016;17:256. Published 2016 Jun 10.
- [180] Becker L, Taheri N, Haffer H, Muellner M, Hipfl C, Ziegeler K, Diekhoff T, Pumberger M. Lumbosacral Transitional Vertebrae Influence on Acetabular Orientation and Pelvic Tilt. *J Clin Med.* 2022 Aug 31;11(17):5153.
- [181] İplikçioğlu AC, Karabağ H. Validity and Reliability of Spinopelvic Parameters Measured on Computed Tomography. *Int J Spine Surg.* 2022 Aug;16(5):875-880.

- [182] Dorr, L. D., & Callaghan, J. J. Death of the Lewinnek "Safe Zone". The Journal of arthroplasty, 2019, 34(1), 1–2.
- [183] Widmer KH, Zurfluh B. Compliant positioning of total hip components for optimal range of motion. J Orthop Res. 2004;22(4):815-821.
- [184] Lazennec JY, Thauront F, Robbins CB, Pour AE. Acetabular and Femoral Anteversions in Standing Position are Outside the Proposed Safe Zone After Total Hip Arthroplasty. J Arthroplasty. 2017;32(11):3550-3556.
- [185] Grammatopoulos G, Gofton W, Jibri Z, et al. 2018 Frank Stinchfield Award: Spinopelvic Hypermobility Is Associated With an Inferior Outcome After THA: Examining the Effect of Spinal Arthrodesis. Clin Orthop Relat Res. 2019;477(2):310-321.
- [186] Malkani AL, Garber AT, Ong KL, et al. Total Hip Arthroplasty in Patients With Previous Lumbar Fusion Surgery: Are There More Dislocations and Revisions?. J Arthroplasty. 2018;33(4):1189-1193.
- [187] Perfetti DC, Schwarzkopf R, Buckland AJ, Paulino CB, Vigdorchik JM. Prosthetic Dislocation and Revision After Primary Total Hip Arthroplasty in Lumbar Fusion Patients: A Propensity Score Matched-Pair Analysis. J Arthroplasty. 2017;32(5):1635-1640.e1.
- [188] Callanan MC, Jarrett B, Bragdon CR, et al. The John Charnley Award: risk factors for cup malpositioning: quality improvement through a joint registry at a tertiary hospital. Clin Orthop Relat Res. 2011;469(2):319-329.
- [189] Malik A, Maheshwari A, Dorr LD. Impingement with total hip replacement. J Bone Joint Surg Am. 2007;89(8):1832-1842.
- [190] Parratte S, Argenson JN, Flecher X, Aubaniac JM. Positionnement acétabulaire assisté par ordinateur dans les prothèses totales de hanche: étude prospective comparative randomisée [Computer-assisted surgery for acetabular cup positioning in total hip arthroplasty: comparative prospective randomized study]. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot. 2007;93(3):238-246.
- [191] Bozic KJ, Kurtz SM, Lau E, Ong K, Vail TP, Berry DJ. The epidemiology of revision total hip arthroplasty in the United States. J Bone Joint Surg Am. 2009;91(1):128-133.
- [192] Lachiewicz PF, Soileau ES. Fifteen-year survival and osteolysis associated with a modular posterior stabilized knee replacement. A concise follow-up of a previous report. J Bone Joint Surg Am. 2009;91(6):1419-1423.
- [193] Jones CW, De Martino I, D'Apolito R, Nocon AA, Sculco PK, Sculco TP. The use of dual-mobility bearings in patients at high risk of dislocation. Bone Joint J. 2019;101-B(1_Supple_A):41-45.
- [194] Jolles BM, Bogoch ER. Surgical approach for total hip arthroplasty: direct lateral or posterior?. J Rheumatol. 2004;31(9):1790-1796.j

- [195] Farrell CM, Springer BD, Haidukewych GJ, Morrey BF. Motor nerve palsy following primary total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 2005;87(12):2619-2625.
- [196] Konyves A, Bannister GC. The importance of leg length discrepancy after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br.* 2005;87(2):155-157.
- [197] Gallo J, Goodman SB, Kontinen YT, Wimmer MA, Holinka M. Osteolysis around total knee arthroplasty: a review of pathogenetic mechanisms. *Acta Biomater.* 2013;9(9):8046-8058.
- [198] Wright JG. Outcomes research: what to measure. *World J Surg.* 1999;23(12):1224-1226.
- [199] Lazennec JY, Brusson A, Rousseau MA. Hip-spine relations and sagittal balance clinical consequences. *Eur Spine J.* 2011;20 Suppl 5(Suppl 5):686-698.
- [200] Bozic KJ, Kurtz S, Lau E, et al. The epidemiology of bearing surface usage in total hip arthroplasty in the United States. *J Bone Joint Surg Am.* 2009;91(7):1614-1620.
- [201] Mills ES, Becerra JA, Yensen K, et al. Current and Future Advanced Imaging Modalities for the Diagnosis of Early Osteoarthritis of the Hip. *Orthop Res Rev.* 2022;14:327-338. Published 2022 Sep 14.
- [202] Bourne RB, Chesworth BM, Davis AM, Mahomed NN, Charron KD. Patient satisfaction after total knee arthroplasty: who is satisfied and who is not?. *Clin Orthop Relat Res.* 2010;468(1):57-63.
- [203] Roussouly P, Gollogly S, Berthonnaud E, Dimnet J. Classification of the normal variation in the sagittal alignment of the human lumbar spine and pelvis in the standing position. *Spine (Phila Pa 1976).* 2005;30(3):346-353.
- [204] An KN, Chao EY, Cooney WP 3rd, Linscheid RL. Normative model of human hand for biomechanical analysis. *J Biomech.* 1979;12(10):775-788.
- [205] Murphy EA, Ehrhardt B, Gregson CL, et al. Machine learning outperforms clinical experts in classification of hip fractures. *Sci Rep.* 2022;12(1):2058. Published 2022 Feb 8.

OPINIA KOMISJI BIOETYCZNEJ

Niniejsze badanie zostało zatwierdzone dnia 30 czerwca 2025 przez Komisję Bioetyczną działającą przy Warszawskim Uniwersytecie Medycznym decyzją nr AKBE/185/2025