

Genunchi NexGen® CR-Flex și LPS-Flex

Raționamentul designului



Introducere.....	2
Flexibilitate ridicată în activitățile zilnice.....	3
Elemente cheie în obținerea unei flexii profunde.....	4
Factori privind pacientul	
Factori chirurgicali	
Regimul de reabilitare	
Designul implantului	
Aspecte cheie ale genunchilor fixați cu lagăr NexGen Flex	7
Planificarea componentelor - abordarea problemelor care influențează flexia profundă	
Zona de contact și conformitate	
Tensiune la mecanismul extensor	
Echilibrarea intervalelor de flexie și extensie	
Design patelofemural	
Reținere încrucișată	
Stabilizat posterior	
Fixare	16
Instrumentar.....	17
Flex Cut	17
Testare și analiză	18
Testarea genunchiului Flex NexGen Testarea de ridicare anterioară	
Zona de contact și conformitate.....	19
Mecanismul de blocare secundar	21
Testarea NexGen CR-Flex	21
Încărcarea marginii posterioare	
Analiza rezistenței componentei femurale	
Analiza compresiei articulației patelofemorale	23
Testarea NexGen LPS-Flex	25
Testarea miezului lagărului	
Testarea ridicării posterioare	
Referințe	27

Introducere

Doar câteva studii au fost publicate cu privire la intervalul normal de mișcare al articulației, iar cele mai multe dintre acestea sunt din emisfera vestică.^{1,2,3} Deoarece impactul proiectelor noastre devine mai global, știm că există multe alte activități culturale și stiluri de viață care necesită activități considerabile de ghemuire și îngenunchiere în viața de zi cu zi. Intervalul normal de mișcare pentru o persoană medie din Asia sau Orientul Mijlociu care desfășoară astfel de activități culturale și religioase este considerat a fi între 130 și 155 de grade.^{2,4} Factorii legați de pacient, cum ar fi starea fizică, vârsta și tipul și nivelul de activitate diferă foarte mult în funcție de populație și cultură. Acestea pot juca un rol direct în determinarea intervalului de mișcare care poate fi obținut după operația TKA.

Indiferent de cultură și trecut, procesul de intrare și ieșire dintr-o poziție îngenuncheată poate fi ajutat de capacitatea mare de flexie.

Flexibilitate ridicată în activitățile zilnice

Pe măsură ce progresul și experiența cu artroplastia totală de genunchi (TKA) s-a acumulat de-a lungul anilor, procedura a obținut rezultate funcționale mai bune și a adus o mai mare satisfacție pacienților.⁵ Flexia medie pasivă pentru pacienții care au fost supuși TKA este de la 110 până la 115 grade.⁶ Acest lucru este adecvat pentru unii pacienți cu TKA, mulți pacienți astăzi sunt mai tineri și mai activi. Pacienții tipici au acum mult mai probabil nevoia, dorința și abilitatea de a realiza un interval mai larg de mișcări, astfel încât să-și poată relua stilul de viață după înlocuirea totală a genunchiului. Nu doresc să renunțe la activitățile culturale, religioase, de agrement sau de lucru de care s-au bucurat de-a lungul vieții lor.

Preoperator, unii pacienți pot atinge un interval de mișcare de la 130 până la 155 de grade. Deși poate fi posibil să se atingă aceste unghiuri de flexie înaltă, cu proteze totale de genunchi tradiționale, aceste implanturi nu sunt proiectate să asigure în condiții de siguranță o astfel de flexie ridicată. Deoarece implanturile se mișcă în unghiuri de flexie mai mari, zona de contact dintre condilii femurali posteriori și lagărul tibial este redusă. Această reducere a zonei de contact crește stresul de contact, ceea ce poate crește potențialul de deteriorare a polietilenei. De asemenea, flexia înaltă poate fi oarecum limitată prin împingerea osului inferior al patelei pe partea frontală a lagărului tibial.

Designul protezei care protejează în siguranță flexia profundă devine din ce în ce mai important. Acest raționament de proiectare examinează factorii privind pacientul, tehnicile chirurgicale, regimul de reabilitare și proiectele care contribuie la succesul TKA la pacienții cu capacitatea și dorința de a efectua activități de flexie ridicată. De asemenea, explică câteva dintre caracteristicile cheie ale genunchilor Fixed Bearing NexGen® CR-Flex și NexGen Legacy® LPS-Flex.

Genunchii CR-Flex și LPS-Flex fixați cu lagăr reprezintă îmbunătățiri de mare succes ai genunchilor NexGen CR și NexGen Legacy LPS. Ambii genunchii CR-Flex și LPS-Flex sunt concepuți pentru a se adapta în condiții de siguranță la flexie de până la 155 de grade. Mai mult, deoarece flexia postoperatorie poate fi oarecum imprevizibilă, genunchii CR-Flex și LPS-Flex au fost concepuți pentru a fi utilizați la toți pacienții, inclusiv la cei care nu par să aibă nevoie de flexie mai mare.

Elemente cheie în obținerea unei flexii profunde

Factorii care influențează intervalul de mișcare după artroplastia totală a genunchiului sunt multipli. Rezultatele din mai multe studii care investighează factorii care influențează gama postoperatorie de mișcare pot fi grupate în următoarele patru domenii - pacient, chirurgie, regim de reabilitare și implant.

Factorii privind pacientul

Rezultatele studiilor care investighează intervalul postoperator de mișcare arată că sunt implicați mai mulți factori în raport cu vârsta, starea fizică și nivelul de activitate al pacientului. În special, aceste studii demonstrează că intervalul de mișcare preoperator și gradul de contracție de flexie influențează intervalul de mișcare postoperator.^{1,2,5} Conform unui studiu, s-a evidențiat o asocieră între scorul de flexie preoperator și modificarea flexiei după artroplastie atât pentru osteoartrită, cât și pentru artrita reumatoidă.³ Pe baza acestor studii, se pare că pacienții cu artroplastie totală la genunchi cu o bună flexie preoperatorie vor avea o probabilitate mai mare de a menține sau a-și îmbunătăți flexia după artroplastia totală a genunchiului.

Studiul nostru privind rezultatele genunchiului NexGen (Figurile 1, 2), care se întinde pe mai mult de șapte ani, a compilat informații chirurgicale demografice și operatorii din centre americane și europene.

Distribuția frecvenței de flexie preoperatorie a fost raportată pentru 12.481 cazuri TKA primare care au participat la studiul clinic din S.U.A. privind sistemul de genunchi NexGen. Flexia a fost măsurată în trepte de 10 grade, iar datele sunt prezentate în figura 1 de mai jos. Cazurile cu flexie preoperatorie raportate a fi mai mari de 140 de grade au fost excluse înainte de sumarizare. Rezultatele prezentate în figura 1 indică faptul că flexia preoperatorie a genunchiului de 125 de grade sau mai mult este destul de comună (30% din cazurile TKA primare din S.U.A.).

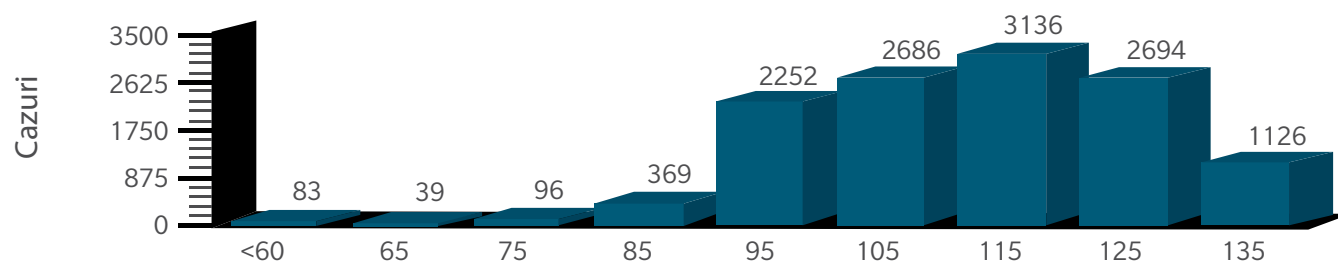


Figura 1

Distribuția flexiei preoperatorii în cazurile TKA din S.U.A. (date în dosar la Zimmer Biomet)

Distribuția frecvenței de flexie preoperatorie a fost raportată pentru 11.912 cazuri TKA primare care au participat la studiul global al rezultatelor clinice (cu excepția celor din S.U.A.) privind sistemul de genunchi NexGen. Flexia a fost măsurată în trepte de 10 grade, iar datele sunt prezentate în figura 2 de mai jos. Rezultatele prezentate în figura 2 indică faptul că flexia preoperatorie a genunchiului de 125 de grade sau mai mult este de asemenea destul de comună (34% din cazurile TKA primare din grupul global).

Cu toate acestea, flexia ridicată nu este asigurată pentru niciun pacient. Există caracteristici specifice, comune ale pacienților, care pot împiedica activitățile de înaltă flexiune, chiar și atunci când se utilizează o proteză concepută pentru a se adapta la înaltă flexie. De obicei, aceste caracteristici sunt prezente preoperator. De exemplu, pacienții cu țesut gras excesiv în coapsă și gambă, de obicei, nu reușesc să obțină o înaltă flexie, deoarece masa țesutului previne flexia profundă.

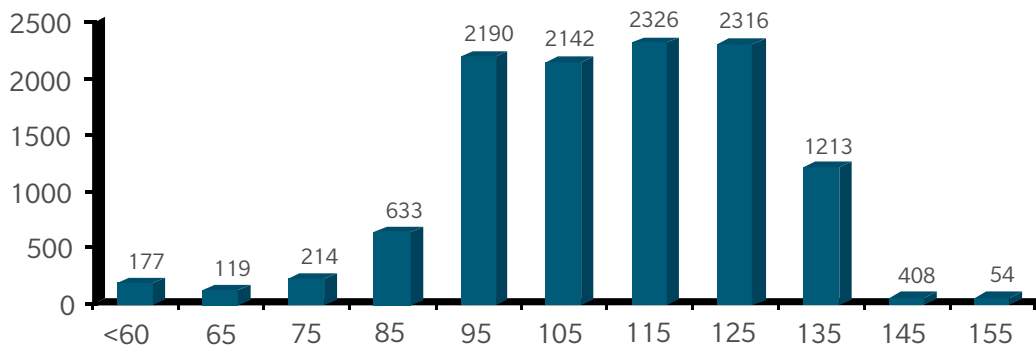


Figura 2

Distribuția flexiei preoperatorii în cazurile globale de TKA, cu excepția Statelor Unite (date în dosar la Zimmer Biomet)

Factori chirurgicali

Factorii chirurgicali care influențează intervalul postoperator de mișcare includ echilibrarea decalajelor de flexie și extensie, îndepărtarea osteofitelor posterioare și restaurarea liniei articulare. Reabilitarea postoperatorie este de asemenea un aspect important.

O corectă echilibrare a decalajelor de flexie și de extensie va ajuta la maximizarea stabilității, deoarece pacientul desfășoară activități de înaltă flexie. Componenta femurală trebuie să fie aliniată față de axa epicondilară pentru a evita ridicarea condilară și pentru a asigura cea mai bună condiție pentru un interval de mișcare sigur și mare.⁷ Echilibrarea decalajelor de flexie și extensie poate fi facilitată prin oferirea unei varietăți de opțiuni de dimensionare cu capacitatea de a modifica dimensiunea exterioară A/P a componentei femurale, independentă de dimensiunea tășului (CR-Flex) și de oferirea mai multor grosimi de lagăr.

Neîndepărta osteofitele femurale posterioare poate duce la împingerea osoasă a implantului în timpul unor activități de flexie ridicată. Osteofitele pot, de asemenea, "să pună cortină" peste structurile de țesut moale, limitând în continuare intervalul de mișcare. Eliberarea capsulei posterioare este adesea necesară pentru a permite accesul adecvat la osteofitele posterioare.

O atenție deosebită trebuie acordată menținerii liniei articulației. În funcție de grad, modificarea liniei articulației poate afecta negativ urmărirea patelară și poate limita intervalul de mișcare. O linie de articulație ridicată, de exemplu, poate provoca etanșeitate tibiofemorală în timpul răsturnării și astfel poate restrânge flexia.

Regimul de reabilitare

Un alt factor important pentru obținerea și menținerea unei flexii înalte după o artroplastie totală a genunchiului este reabilitarea. Pentru pacienții aflați în tratament cu TKA, care sunt capabili și dispuși să se îndoie mai mult și doresc să mențină o flexibilitate preoperatorie, mulți chirurghi recomandă reabilitarea timpurie și agresivă. Pentru mai multe informații despre detaliile acestor protocoale, vă rugăm să contactați reprezentantul local Zimmer Biomet.

Designul implantului

Cele mai multe implanturi TKA tradiționale au fost concepute pentru a se adapta flexiei până la aproximativ 125 de grade. În timp ce cu aceste implanturi sunt posibile unghiuri de flexie mai mari, designul biomecanic al implanturilor nu este optimizat pentru o flexie mai mare. Aceste aspecte de proiectare sunt abordate în proiectarea implanturilor de genunchi fixate cu lagăr NexGen CR-Flex și NexGen Legacy LPS-Flex. Unele dintre aceste aspecte sunt comune atât pentru reținerea încrucișată, cât și pentru modelele posterioare stabilizate. Problemele comune se referă la zona de contact dintre condilii femurali și lagărul tibial în timpul flexiei profunde, accentul pe mecanismul extensor în timpul flexiei profunde, urmărirea patelară, dimensionarea pentru a facilita echilibrarea intervalelor de flexie și extensie și ridicarea anterioară a tibiei. Alte probleme legate de implanturi sunt specifice fie pentru reținerea încrucișată, fie pentru stabilizarea posterioară stabilizată.

Mai mulți factori de proiectare pot fi încorporați în componentele TKA care permit unui pacient TKA să obțină o flexie ridicată în siguranță. Componenta femurală poate fi proiectată cu raze extinse pe condilii posteriori; un canal adâncit patelar; și o suprafață largă și conformă pentru stabilitate în extensie completă.⁸ Lagărul tibial poate fi modificat prin îndepărtarea materialului pe fața anterioară pentru a asigura degajare pentru patelă și tendonul patelar în timpul flexiei înalte. Alți factori de proiectare, inclusiv cei specifici fie pentru reținerea încrucișată, fie pentru proiectarea stabilizată posterioară, pot fi, de asemenea, incluse. Aceste elemente de proiectare și aspectele legate de ele sunt discutate mai detaliat în secțiunile următoare.

Aspecte cheie ale genunchilor fixați cu lagăr Nexgen Flex

Genunchii de fixare cu lagăr NexGen CR-Flex și NexGen Legacy LPS-Flex sunt proiectați pentru a se adapta în condiții de siguranță la flexia ridicată. Designul permite o flexie maximă activă (sub sarcină) de 155 grade și o flexie pasivă (fără sarcină) de 165 de grade. Funcțiile specifice de proiectare ajută la menținerea contactului tibiofemoral în timpul flexiei mari, a flexiei de echilibru și a spațiilor de extensie și la minimizarea tensiunii mecanismului cvadriceps prin asigurarea unui spațiu mai mare pentru tendonul patelar.

Caracteristicile principale ale componentelor de genunchi fixat cu lagăr NexGen Flex includ:

- **Condili femurali posteriori extinși** pentru a crește zona de contact în flexie profundă; și
- **Adâncime anterioară mai adâncă** pe lagărul tibial pentru a reduce tensiunea tendonului patelar și a asigura o ușurare pentru osul patelar inferior

Caracteristicile principale ale componentelor de genunchi fixat cu lagăr NexGen CR-Flex includ:

- **Dimensiunile Minus** care sunt cu 2 mm mai mici în dimensiunea externă A / P pentru a oferi un mijloc suplimentar de reglare a decalajului de flexie fără a afecta decalajul de extensie. (Numai CR-Flex);
- **Condil lateral** îmbunătățit pentru a ajuta la redirectionarea asimetrică femurală;
- **Deschidere intercondiliară mai largă** pentru a promova rotația internă / externă în timpul unei flexiuni ridicate și pentru a asigura mai mult spațiu pentru PCL;
- **Înălțime mai redusă** a condilului lateral pentru a reduce strângerea ligamentului retinacular lateral în timpul flexiei înalte; și
- **Lățime mai îngustă M/L** pentru a permite chirurgului o mai mare flexibilitate pentru a regla poziția mediolaterală a componentei femurale.

Caracteristicile principale ale componentelor de genunchi fixat cu lagăr NexGen LPS includ:

- **Rezistență crescută (sau îmbunătățită)** la subluxație anterioară.

Deși sistemele sunt concepute pentru a se adapta la flexie ridicată, utilizarea lor nu se limitează la pacienții care doresc să efectueze activități de flexie ridicată. Lungimea genunchilor CR-Flex și LPS-Flex este adecvată pentru orice pacient care altfel ar putea satisface indicațiile pentru un implant cu design cu reținere încrucișată sau pentru stabilizarea posterioară.

Geometria protezelor NexGen CR-Flex și LPS-Flex sunt adaptări ale genunchilor NexGen CR și LPS, care au acum mai mult de șapte ani de experiență clinică de succes.⁴ Mai mult, aceștia utilizează aceleași instrumentare ca și protezele standard NexGen CR și LPS. Interschimbabilitatea între componente permite chirurgului să treacă intraoperator de la designul cu reținere încrucișată până la designul stabilizat posterior. De asemenea, este posibilă interschimbabilitatea între componentele standard și flex, atât timp cât nu a fost încă realizată tăierea flexibilă a condilului posterior.

Designul componentelor - abordarea problemelor care influențează gradul de flexie profundă

Pentru a obține în mod sigur o flexie înaltă, este important ca designul protezei de genunchi să fie "prietenos cu înaltă flexibilitate". Trebuie să conțină elemente de design specifice care să permită protezei să se adapteze flexiei înalte evitând în același timp caracteristicile care limitează posibilitatea unei flexii înalte. Având în vedere acești parametri, genunchii NexGen CR și NexGen Legacy LPS au fost reproiectați pentru a aborda problemele cheie care influențează flexia profundă. Unele dintre caracteristicile de proiectare care rezultă se aplică ambelor modele de implant, în timp ce altele sunt specifice pentru genunchiul cu reținerea încrucișată sau cel stabilizat posterior.

Zona de contact și conformitate

Punctul de încărcare a componentei femurale pe lagărul tibial poate apărea cu proteze de genunchi care nu sunt proiectate pentru a fi flexibile peste 125 de grade. În timp, această încărcare poate deteriora lagărul din polietilenă deoarece încărcătura din femur este concentrată pe o suprafață foarte mică. Marginea condilului posterior poate crea semne sau urme de "săpătură" pe suprafața de polietilenă (Figura 3).

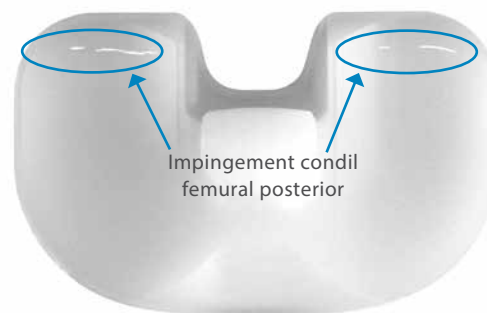
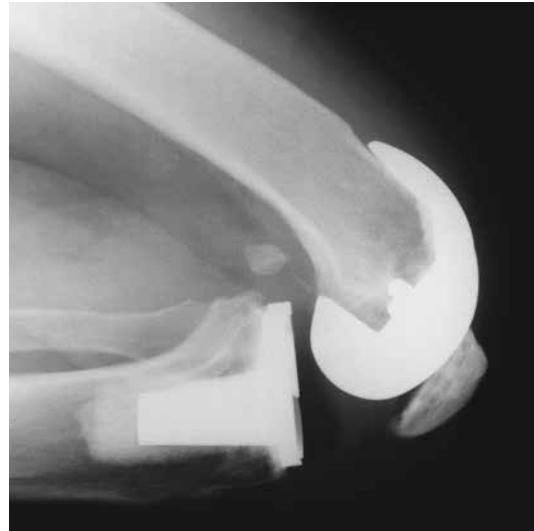


Figura 3
Componenta LPS la 155 grade

Această condiție a fost simulată în laborator, presupunând 155 grade de flexie sub sarcină. Un sistem de implant care asigură o zonă de contact mai mare în timpul unei flexii înalte poate ajuta la minimizarea posibilității încărcării punctuale și, prin urmare, reduce probabilitatea de "săpare" a condilului metalic în lagăr atunci când genunchiul este îndoit peste 125 de grade. (Figura 4)
(Date în dosar la Zimmer Biomet.)



LPS – Punct de contact la 155 grade



LPS-Flex – Conformitate la 155 grade



CR-Flex – Conformitate la 155 grade

Figura 4

Genunchiul NexGen Flex a abordat această problemă cu condili femurali extinși posterior. Raza condililor femurali posteriori a fost extinsă pentru a asigura o zonă de contact tibiofemurală mai mare la flexie înaltă (Figura 5). De fapt, se îmbunătățește conformitatea dintre componenta femurală și lagărul tibial. Suprafața de contact crescută în timpul flexiei de până la 155 de grade ajută la reducerea posibilității de încărcare punctuală la înaltă flexie. Dimensiunea interioară (dimensiunea tăieturii cutiei) a componentei necesită o tăietură flexibilă de la condiliile posterioare. Dimensiunea exterioară A / P a componentei nu se modifică ca urmare a tăierii flexibile (cu excepția componentelor femurale cu dimensiunea minus numai pentru CR-Flex).

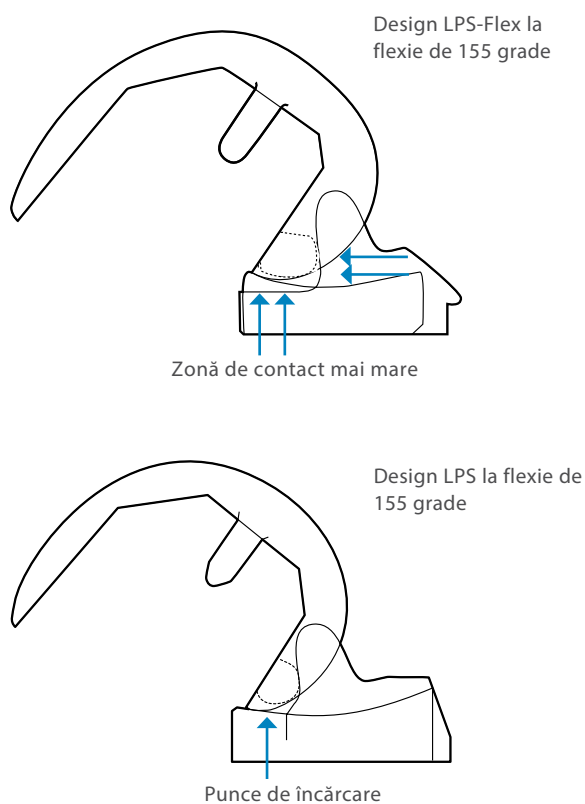


Figura 5

Comparatie între LPS și LPS-Flex la flexie de 155 grade

Raza de curbura în planul sagital este importantă pentru a facilita răsucirea naturală a femurului. Constrângerile și conformitatea în genunchiul NexGen Flex au fost optimizate pentru a ajuta la prevenirea ascensiunii și subluxării fără a restrânge cinematica și intervalul de mișcare. Nu este de dorit prea multă constrângere pentru flexia ridicată, deoarece răsucirea poate fi compromisă.⁶

Tensiunea la mecanismul extensor

În timpul flexiei profunde, țesuturile moi ale mecanismului extensor sunt întinse și trase strâns pe tibia anterioară și femurul distal. Acest lucru creează un nivel ridicat de stres asupra tendonului patelar, precum și pe suprafața inferioară a patelui. Mai mult, deoarece contactul dintre patelă și femur este mai distal și posterior, există o tendință ca tendonul patelar să lovească pe marginea anterioară a lagărului tibial. Un sistem de implant care oferă o ușurare patelară pe polietilenă în timpul unei flexii mari poate ajuta la minimizarea stresului și a împingementului mecanismului extensorului tendonului patelar.

Pentru a scădea solicitările mecanismului cvadriceps în timpul flexiei înalte, materialul a fost îndepărtat de pe fața anterioară a componentei lagărului (Figura 6).

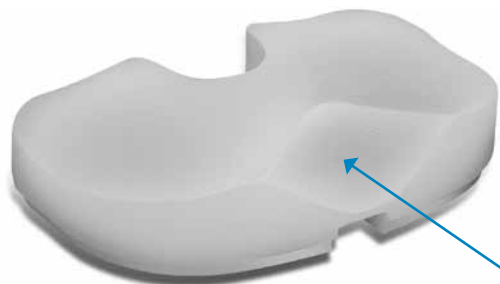


Figura 6

Lagăr CR-Flex compatibil cu patela tăiată

În timpul flexiei profunde, patela atinge componenta femurală într-o poziție mai distală și posterioară. Mai mult spațiu a fost asigurat asupra lagărului pentru a reduce tensiunea tendonului patelar, pentru a oferi ușurare osului patelar inferior și pentru a reduce potențialul de afectare a tendonului patelar (Figura 7). Această modificare a lagărului este similară atât pentru CR-Flex, cât și pentru LPS-Flex.

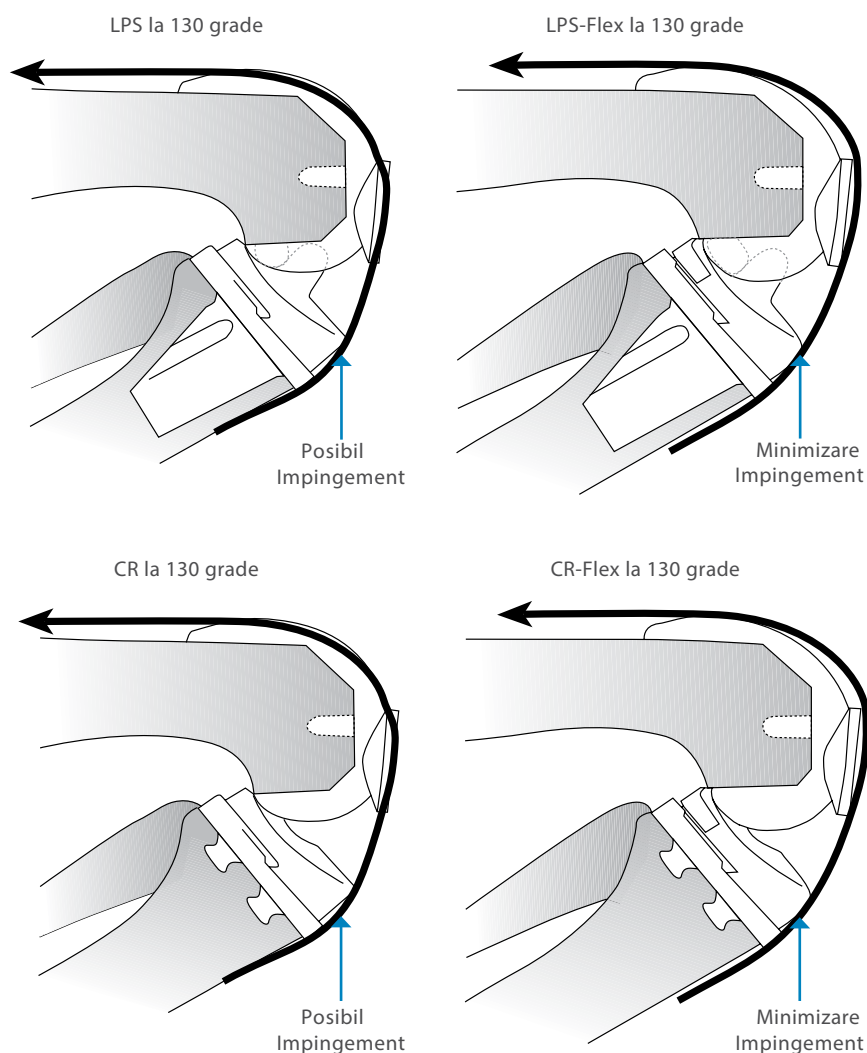
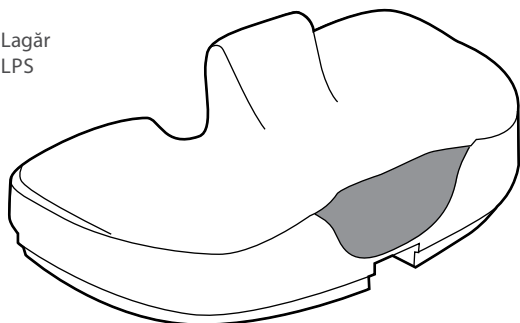


Figura 7

Genunchiul NexGen Flex a abordat această problemă prin încorporarea unui decupaj patelar mai profund pe fața anterioară a componentei lagărului tibial (Figurile 8, 9). Acest lucru oferă o mai mare libertate pentru a reduce stresul asupra mecanismului cvadriceps și pentru a preveni împingerea în timpul flexiei mari.

Lagăr
LPS



Lagăr
LPS-Flex Fixed

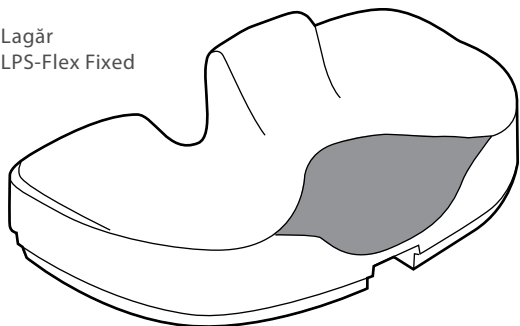
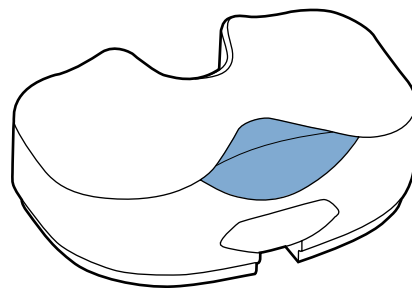


Figura 8

Lagăr
CR



Lagăr
compatibil
CR-Flex Fixed

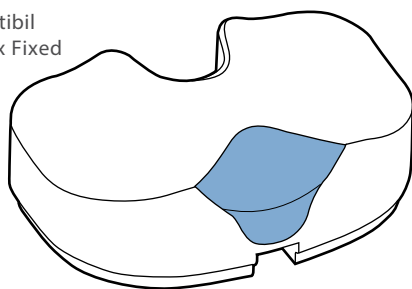


Figura 9

Echilibrarea decalajelor de flexie și extensie

Tehnicile de echilibrare a decalajelor de flexie și extensie sunt variabile. Echilibrarea corectă a decalajului va maximiza stabilitatea, deoarece pacientul efectuează activități de flexie ridicată (figurile 10a, 10b).

Componenta femurală trebuie să fie aliniată față de axa epicondilară pentru a evita ridicarea condilară și pentru a asigura cea mai bună condiție pentru o mișcare sigură, înaltă a mișcării.⁹

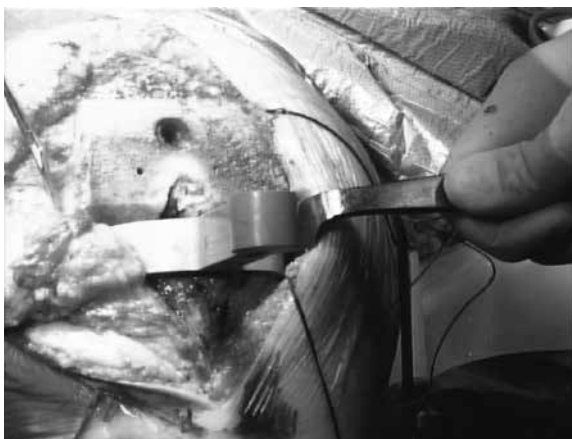


Figura 10a
Echilibrare flexie



Figura 10b
Echilibrare extensie

Design Patelofemural

La proiectarea suprafețelor articulare patelofemorale NexGen, accentul a fost pus pe nevoia de a optimiza urmărirea patelară pentru a preveni înclinarea laterală a încărcăturii, pentru a îmbunătăți cinematica articulației, pentru a minimiza frecvența eliberărilor laterale și pentru a reduce deformarea. Acest lucru a dus la aprofundarea, extinderea și reorientarea canelurii patelare în componenta femurală, reducând astfel presiunea asupra patelei, realizând o mișcare anatomică de la flexie la extensie și maximizarea zonei de contact patelofemurală, în special atunci când patela este sub sarcină.

Ca toate componentele femurale NexGen, componentele femurale LPS-Flex și CR-Flex au un canal patelar adânc care permite patelei să urmărească amai profund sau mai adânc decât patela normală.¹⁰ Canelura a fost extinsă mai distal / posterior decât pe componentele femurale stabilizate posterior posterior, pentru a sprijini complet patela până la flexie de 85 de grade.

Suprafața articulată a Patelei NexGen este o configurație modificată a calotei. Acesta este conceput pentru a se potrivi strâns cu forma canelurii patelei, în mijlocul flexiei profunde. Acest lucru optimizează zona de contact patelofemurală în timpul unghiurilor de flexie ridicate. De asemenea, creasta laterală rotunjită crește rezistența la subluxație laterală. Componenta prezintă o calotă centrală, un plan înclinat și o rază concavă care corespunde geometriei articulației patelofemorale a componentelor femurale LPS-Flex și CR-Flex. (Pentru mai multe detalii despre designul patelofemural al NexGen Legacy PS și NexGen CR, vă rugăm să consultați raționamentul designului genunchiului NexGen.)

Reținere încrucișată

Cu o proteză cu reținere încrucișată, un număr de factori suplimentari sunt importanți atunci când încercați să restabiliți funcția și să adaptați flexia profundă. Acești factori includ:

Descărcarea diferențială cinematică

Femurul normal nu se rotește în mod simetric în timpul flexiei.¹¹ Deoarece condilul femural lateral are o rază sagitală mai mare decât condilul femural median (Figura 11), femurul se deplasează mai departe pe platoul tibial lateral decât pe platoul median. Funcția primară a acestei descărcări este creșterea eficienței mecanismului extensor al cvadricepsului, în special pentru astfel de activități de flexie cum ar fi urcatul pe scară sau grădinaritul.

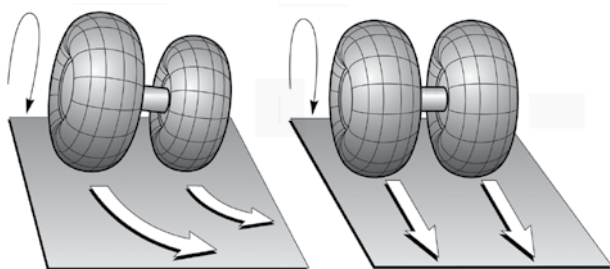


Figura 11

Atunci când genunchiul este îndoit dintr-o poziție complet extinsă, revenirea asimetrică are loc în timpul primelor 20 - 30 de grade de flexie, rezultând o ușoară rotație internă a tibiei (Figura 12). Această rotație este importantă pentru menținerea unei tensiuni adecvate în ligamentele încrucișate posterior și colaterale.

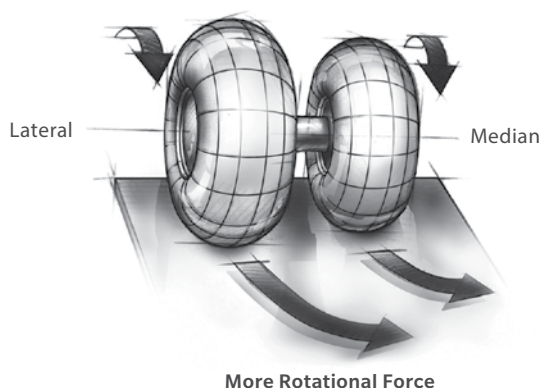


Figure 12

Proteza de genunchi cu reținere încrucișată NexGen este proiectată pentru a permite această rotație tibiofemurală normală. În componenta femurală NexGen CR, raza de curbura a condilului femural distal lateral este mai mare decât cea a condilului median. Aceste raze diferite de curbura permit și ajută la revenirea posterioară naturală, precum și rotația axială a femurului pe tibie, asigurând o stabilitate optimă prin lucrul în concordanță cu țesuturile moi.

Această proteză cu reținere încrucișată este concepută pentru a imita revenirea naturală a femurului pe tibie.¹² Modelul tipic de descărcare femurală continuă în flexie profundă și, prin urmare, crește descărcarea. Două caracteristici de design au fost amestecate cu CR-Flex:

- Pe genunchiul fixat cu lagăr CR-Flex, raza condilului lateral a fost extinsă posterior pentru a spori designul asimetric "Roată mare / Roată mică" (Figura 13).
- Extinderea condilului posterior favorizează flexia profundă.



Figura 13

Ușurare rotațională

Rotația dintre componentele femurale și tibie este un factor important în restabilirea funcției cinematice. Deoarece componenta femurală se rotește în continuare posterior în timpul flexiei profunde, raza mai mare a condilului lateral crește cantitatea de rotație femurală exterioară. Acest lucru poate determina ligamentul cruciat posterior să lovească pe marginea mediană a condilului posterior lateral. Designul CR-Flex abordează această problemă prin reducerea profilului coronal al condilului lateral (Figura 14). Testarea indică o creștere a rotației externe a componentei femurale.

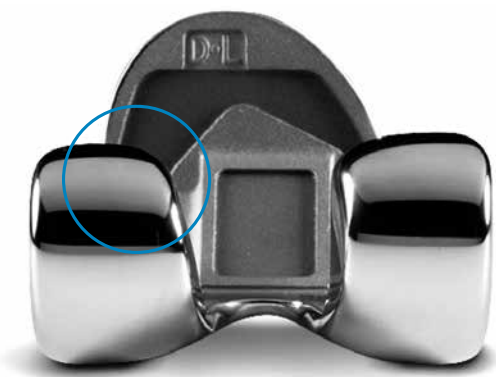


Figura 14

Ușurare retinaculară laterală

Unghiurile de înaltă flexie pot provoca tensiuni suplimentare pe ligamentul retinacular lateral. Designul CR-Flex abordează această problemă prin reducerea înălțimii condilului posterior lateral față de condilul posterior median (Figura 15). Această diferență de înălțime (1,5 mm) asigură ușurare pentru ligamentul retinacular lateral și poate reduce necesitatea eliberării retinaculare. Această reducere a înălțimii a fost concepută pentru a imita picătura anatomică normală în platoul tibial lateral și forma condilului femural posterior.^{13,14}

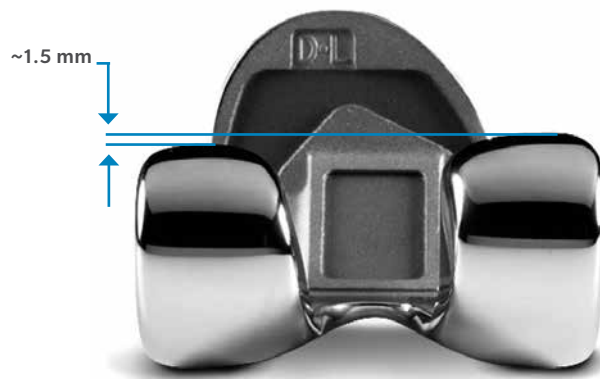


Figura 15

Stabilizat posterior

Au fost de asemenea implementate modificări de design pentru implanturile stabilizate posterior pentru a aborda aspecte specifice acestui design. Aceste probleme includ:

Stabilitate împotriva subluxației

Într-un design stabilizat posterior, mecanismul camă / spin asigură mișcarea mecanică, reducând în același timp potențialul de subluxație anterioară a femurului. În unii genunchii stabilizați posteriori, pe măsură ce genunchiul intră în flexie mai adâncă, cama de pe componenta femurală începe să se deplaseze superior pe spinul lagărului tibial. Acest lucru poate crește posibilitatea subluxării femurale anterioare.

Pentru a aborda această problemă de subluxație, forma camei pe componenta femurală LPS-Flex a fost modificată pentru a contacta spinul mai inferior și, prin urmare, asigură o înălțime de salt mai mare la unghiuri de încovoiere mai mari de 130 de grade (Figura 16).

Moment de încovoiere pe spinul lagărului

Mișcarea proximală a camei femurale pe spinul lagărului tibial poate, de asemenea, să crească momentul de încovoiere aplicat spinului. Un avantaj suplimentar de scădere a punctului de contact al camei femuralului pe spinul lagărului este reducerea momentului de încovoiere.

Rotație internă/Externă

Cercetările au arătat că în timpul activităților de înaltă flexie poate apărea o rotație a tibiei de până la 25 de grade.¹⁵ Genunchiul LPS-Flex adaptează rotația necesară pentru a realiza aceste activități, permițând +/- 12 grade de libertate rotativă între componenta femurală și lagărul tibial.

Fixare

Componentele femurale NexGen Flex utilizează o combinație de caracteristici concepute pentru a asigura stabilitate mediolaterală și fixare sigură. Aceste caracteristici includ două posturi pe condilii distali, o adâncitură trohleară și, pe componenta LPS-Flex, o cutie intercondiliară. Unghiurile de tăiere a cutiei, împreună cu încărcarea prin comprimare, creează un efect de pană creat pentru a îmbunătăți fixarea. Aceste caracteristici de fixare sunt similare cu cele ale componentelor femurale NexGen.

Rezultatele suplimentare ale testelor și raționamentele privind proiectarea componentelor Femurale, Tibiale și Patelare NexGen pot fi găsite în Raționamentul Designului Genunchiului NexGen.

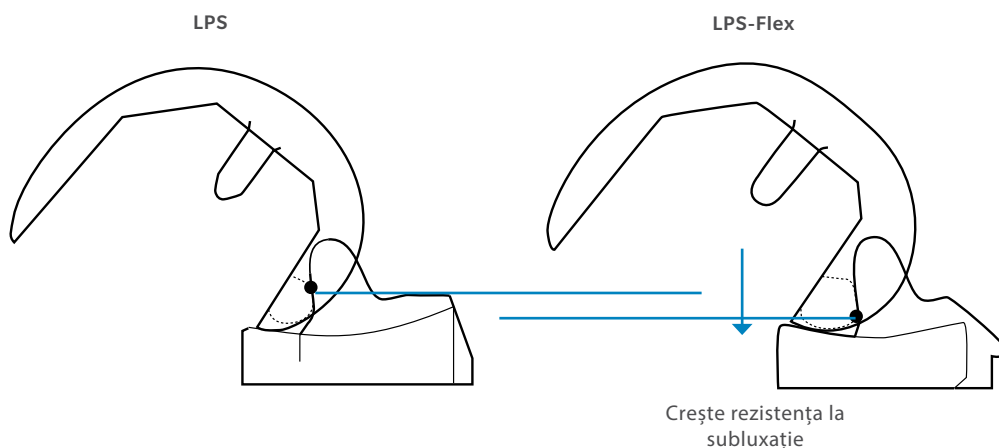


Figura 16
Comparație între "Salt la înălțime" pentru LPS și LPS-Flex la flexie de 155 grade

Instrumentar

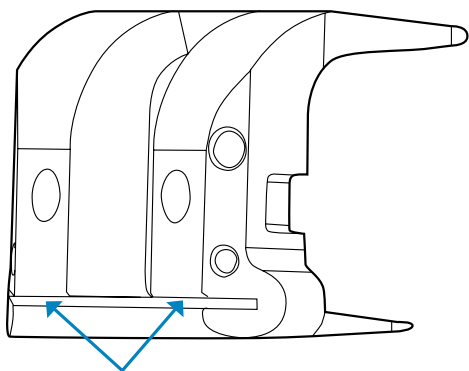
Genunchii NexGen Flex utilizează aceleași instrumente ca și componentele standard NexGen. A fost adăugat un instrument suplimentar care să ghideze rezecția suplimentară de la condilii femurali posteriori. Reducerile cutiei sunt aceleași pentru ambele modele NexGen CR-Flex și NexGen LPS-Flex, permițând chirurgului să transforme din proteza de reținere încrucișată la proteza stabilizată posterior după ce osul a fost pregătit.

Flex Cut

Există două moduri de a pregăti femurul pentru componenta femurală flexibilă::

1. Ghidul de retăiere a condilului posterior

Datorită extinderii și îngroșării condililor posteriori pe Componenta femurală NexGen Flex, este necesară o tăietură suplimentară posterioară a condilului și este realizată cu ajutorul ghidului de retăiere posterioară (Figura 17).



Ghid de retăiere posterioară (specific dimensiunii)

Figura 17

Ghidurile de retăiere posterioară sunt specifice dimensiunii și sunt utilizate după ce tăieturile femurale inițiale au fost completate cu sistemul de instrumente NexGen ales. Flexia și extensia sunt echilibrate folosind blocurile de distanțare înainte de a face retăierea posterioară. Acest instrument poate fi, de asemenea, folosit pentru a foră găurile pentru știfturile femurale. Un burghiu cu diametru mai mic este utilizat pentru componentele femurale de mărimea A și B LPS-Flex și dimensiunea B pentru componentele femurale CR-Flex pentru a se potrivi diametrului femural mai mic. Știfturile femurale mai mici ajută la conservarea oaselor între știfturi și cavitatea trohleară pe dimensiunile mai mici.

2. Ghidul de finisare femurală MIS Flex

Noul Ghid de finisare femurală Flex Mini-Incizie TKA și MIS Quad-Sparing™ TKA a încorporat tăietura flexului în rezecția posterioară, eliminând astfel necesitatea ghidului de retăiere posterioară. Acest instrument urmează tehnica 4-în-1 (Figura 18).



Figura 18

Testare și analiză

Sarcinile funcționale în activități care implică o înaltă flexie diferă de cele activități care necesită o flexie mai mică. Designurile genunchiului NexGen Flex au fost supuse unui test riguros de analizare pentru a verifica dacă sunt capabile să reziste la aceste condiții. Această testare a sporit testarea extensivă efectuată în timpul dezvoltării implanturilor originale NexGen.

Testarea genunchiului NexGen Flex Testare la ridicare anterioară

Testarea lagărelor NexGen în condiții care simulează ridicarea de pe scaun, mersul pe jos și urcarea pe scări demonstrează că pot suporta sarcina posterioară care însoțește aceste activități.^{11,16}

Deoarece rulmenții Flex NexGen sunt concepuți pentru activități de flexie ridicată, trebuie avută în vedere potențialul suplimentar de ridicare și disociere anterioară a lagărului de la placa de bază tibie. Pe lângă mărimea încărcăturii aplicate, poziția și direcția de încărcare pot influența, de asemenea, ridicarea.

Capacitatea de încărcare necesară pentru genunchii NexGen Flex a fost determinată experimental de Andriacchi¹⁷⁻¹⁸, în combinație cu analiza cu raze X. S-a determinat că forța de înclinare a vârfului este de aproximativ 1,4 ori greutatea corporală în timpul unei activități de ghemuire cu un unghi de încovoiere de vârf de 155 de grade (Figura 19).¹⁴

Pentru a verifica eficacitatea mecanismului de fixare în timpul flexiei mari, atât pentru lagărele tibiale subțiri cât și pentru cele groase au fost testate pentru a simula condițiile de încărcare anterioare. Ca urmare a acestui test, lagărele de 17 mm și cele mai groase necesită un mecanism secundar de blocare. Durata testului a fost de 225.000 de cicluri, reprezentând 20 de ani de serviciu pentru un pacient care efectuează în medie 30 de activități de ghemuire pe zi.

Ansamblurile componentelor tibiale au rezistat cerințelor de încărcare fără pierderea funcției ansamblurilor în timpul acestui experiment. Nu au existat eșecuri iminente sau indicii de deteriorare la încheierea testelor. (Date în dosar la Zimmer Biomet.)

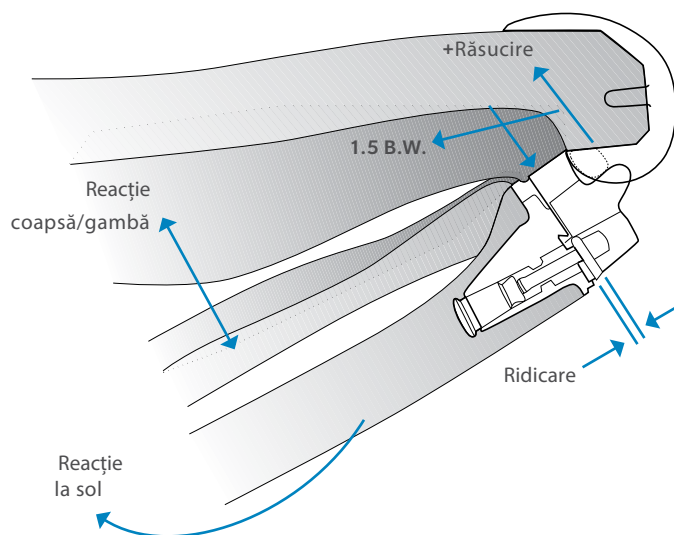


Figura 19
Testare LPS-Flex pentru ridicarea suprafeței anterioare
(225,000 cicluri)

Zona de contact și conformitate

Scopul designului a fost acela de a maximiza zona de contact în timpul unei flexii mari (155 grade). Prin extinderea condilului femural posterior, se obține o zonă de contact mai mare la unghiuri de înaltă flexie. Această zonă de contact mărită minimizează solicitările de contact punctual în timpul unei flexiuni ridicate de până la 155 de grade.

Din nota tehnică 1294.02: Rezultatele nu prezintă o diferență statistică în zona de contact pentru CR-Flex la 0, 10, 45 și 90 de grade în comparație cu designul genunchiului CR (atât materiale convenționale, cât și polietilenă

Prolong). Designul CR a prezentat o suprafață de contact semnificativ mai mare la 130 de grade, iar designul CR-Flex a prezentat o suprafață de contact semnificativ mai mare la 155 de grade (Figura 20). (Date în dosar la Zimmer Biomet.)

ⓘ Notă: Acest test a fost efectuat atât pe polietilenă CR Prolong™ foarte reticulată, cât și pe polietilenă convențională.

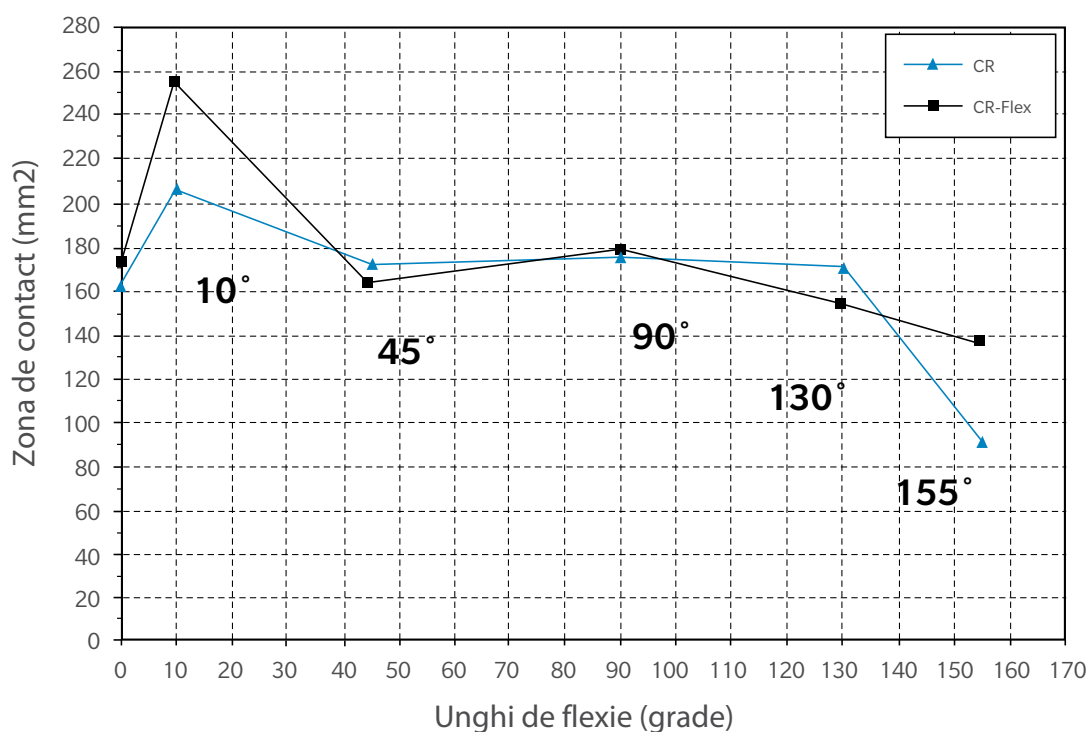


Figura 20
NexGen CR vs. NexGen CR-Flex

Datorită modificărilor de design ale LPS-Flex, care extind condiliile femurale posteriori, se obține o zonă de contact mai mare între 120 și 155 de grade (Figura 21). Această zonă de contact mărită minimizează solicitările de contact punctual în timpul unei flexii ridicate de până la 155 de grade. Îmbunătățirea zonei de contact și a conformității sunt de asemenea observate la ciclul de mers pe jos datorită modificărilor minore efectuate la razele sagitale ale componentelor femurale și lagărelor LPS-Flex.

Această zonă de contact a fost măsurată experimental utilizând Tekscan Sensor Technology. Această tehnică oferă precizia necesară, repetabilitatea și ușurința utilizării (date în dosar). Dimensiunea D a fost utilizată pentru studiu și a fost aplicată o sarcină de 3200N. Diagrama de mai jos reprezintă zona de contact la flexie de la 0 la 155 de grade. Datele arată că la flexie de 155 de grade zona de contact este aproape de 200 mm² (date în dosar). Suprafața de contact superioară este atribuită extinderii condiliilor posteriori așa cum s-a descris mai devreme.

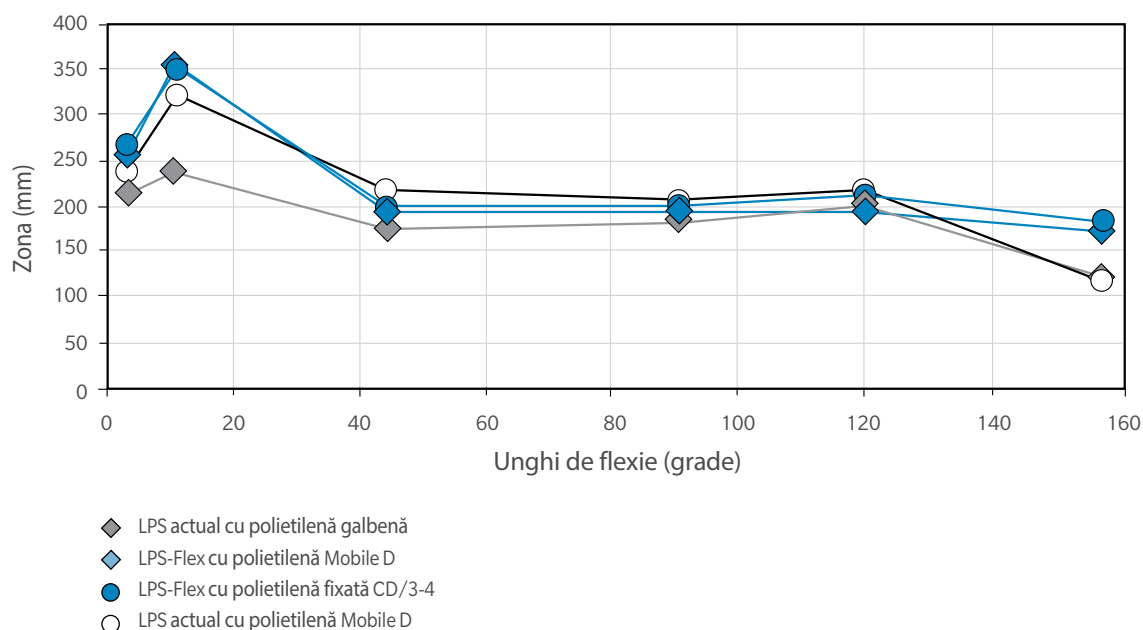


Figure 21
Comparison of Contact Area

Mecanism de blocare secundar

Lagărele fixe CR-Flex și LPS-Flex utilizează același lagăr la mecanismul de blocare dublu coaxial, așa cum este utilizat în genunchiul NexGen LPS curent. Suprafețele de articulație a lagărelor de 17 mm și mai groase fixe necesită, de asemenea, un mecanism secundar de blocare care constă dintr-un conector cu tijă conică sau o extensie a tijei și un șurub de blocare (Figura 22). Acest mecanism de blocare este similar cu mecanismul de blocare LCCK curent. Dopul conic asigură asamblarea necesară pentru șurubul de blocare. O extensie a tijei poate fi utilizată, de asemenea, în locul unui dop conic.

Șurubul este ambalat cu lagăr de 17 mm și mai gros. Șurubul utilizat la lagărul fix este specific dimensiunii plăcii și, prin urmare, nu poate fi schimbat. Cheia de cuplu LCCK existentă este utilizată pentru a strânge șurubul de blocare la 95 in-lbs. Un suport încorporat de prindere tibială, care face parte din cutia de sterilizare, poate fi folosit pentru a menține tava tibială în timp ce șurubul de blocare este strâns cu ajutorul unei tehnici de masă din spate. Este de asemenea disponibilă opțiunea de asamblare a șurubului de blocare intraoperator cu ajutorul unei chei tubulare LCCK. Grosimile de 14 mm și mai mici nu necesită acest mecanism secundar de blocare.

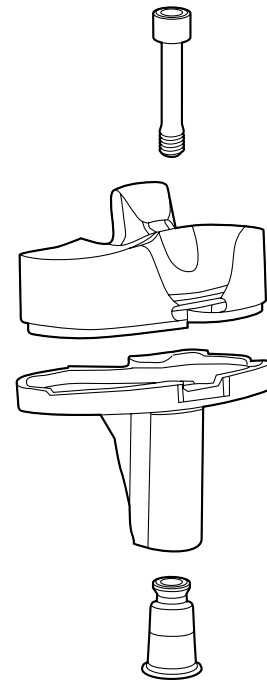


Figura 22

Asamblarea suprafeței fixe 17 sau mai groase LPS-Flex

Testare NexGen CR-Flex

Încărcarea marginii posterioare

Acest test a studiat dacă grosimea minimă a lagărului tibial ar supraviețui activităților anticipate de înaltă flexie pentru o durată de viață de 20 de ani. Studiul a simulat o încărcare cu înaltă flexie care include încărcarea marginii extreme posterioare și rotație tibială internă.

În configurație, componenta femurală a fost flexată la 155 de grade cu panta tibială simulată de 7 grade așa cum este descrisă în tehnica chirurgicală curentă.

Componenta femurală în flexie de 155 de grade a fost poziționată pe marginea posterioară a lagărului tibial.^{9,19} Apariția acestor condiții extreme se înțelege a fi mai puțin frecventă decât condițiile normale de mers pe jos. Durata testului a fost de 219.000 de cicluri, reprezentând 20 de ani de serviciu pentru un pacient care efectuează în medie 30 de activități de ghemuire pe zi.

Rezultatele nu au demonstrat fisuri vizibile sau indicații privind deteriorarea suprafeței după încărcare. În plus, inspecția cu ultrasunete nu a dat nici o dovadă de fisuri în niciuna dintre probele de testare (figura 23). (Date în dosar la Zimmer Biomet.)



Figura 23

Aparat de testare pentru încărcarea marginii posterioare

ⓘ Notă: Acest test a fost efectuat atât pe CR Prolong, cât și pe polietilenă convențională.

Femoral Component Strength Analysis

Obiectivul acestei analize a fost de a verifica dacă dimensiunea minus a componentei femurale CR-Flex ar putea suporta încărcarea condililor. S-au făcut comparații cu componentele CR, care au o istorie clinică cunoscută excelentă.²⁰ De asemenea, au fost testate cu succes în condiții care simulează încărcarea posterioară extremă în mersul pe jos.²¹

Analiza elementelor finite (AEF) a fost utilizată pentru a determina stresul asupra condililor femurali. Tensiunea maximă de tracțiune a fiecărui condil a fost determinată pentru un anumit set de sarcină, adică încărcările reprezentând un anumit unghi de flexie. Diagrama de mai jos demonstrează relația dintre unghiurile de flexie și stresul maxim (Figura 24).

Analiza relevă faptul că solicitările sunt comparabile între modelele CR și CR-Flex; astfel, designul CR-Flex poate fi de așteptat să prezinte performanțe excelente de duranță comparabile cu genunchiul NexGen CR fără nici un risc mai mare de rupere. (Date în dosar la Zimmer Biomet.)

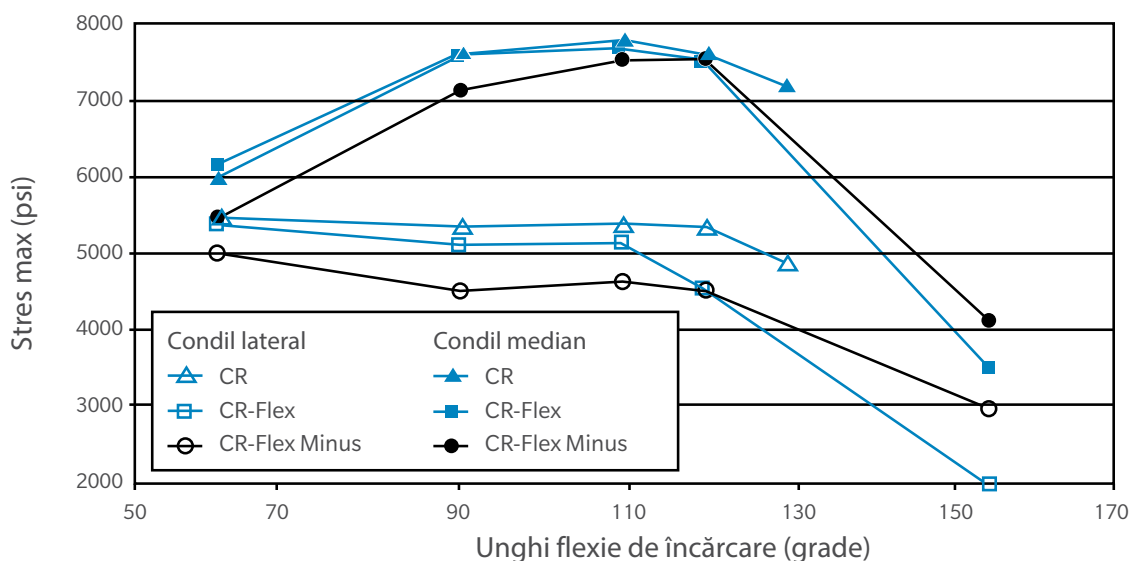


Figura 24

Analiza compresiei articulației patelofemorale

S-a efectuat o analiză pentru a estima forța de compresie a articulației patelofemorale pentru flexia înaltă în poziția ghemuit, în comparație cu alte activități cu încărcătură înaltă cu mai multe intervale de flexie obișnuite, cum ar fi urcatul sau coborâtul scărilor sau ridicarea dintr-un scaun.

Forța de compresie pentru aceste activități a fost determinată pe baza unui model de articulație patelofemorală de către Nisell²⁰ folosind încărcături externe ale articulației de la Andriacchi pentru ghemuire și starea de trepte, și de la Kelley pentru condiția de ridicare din scaun.^{22,23} Modelul, de asemenea, ia în considerare efecte de împărțire a încărcăturii țesuturilor moi. Deși în ghemuire, încărcăturile totale ale articulațiilor sunt, în general, mai mari decât în timpul celorlalte activități, creșterile reale pentru forțele de compresie patelară sunt relativ mici, deoarece sarcina suplimentară este suportată de tendonul quadriceps mai apropiat. Pe măsură ce flexia avansează dincolo de intervalul de 90 până la 120 de grade, patela începe să piardă contactul cu condilul distal, în timp ce angrenarea tendonului cvadriceps crește în jurul suprafețelor troheale (figurile 25, 26).

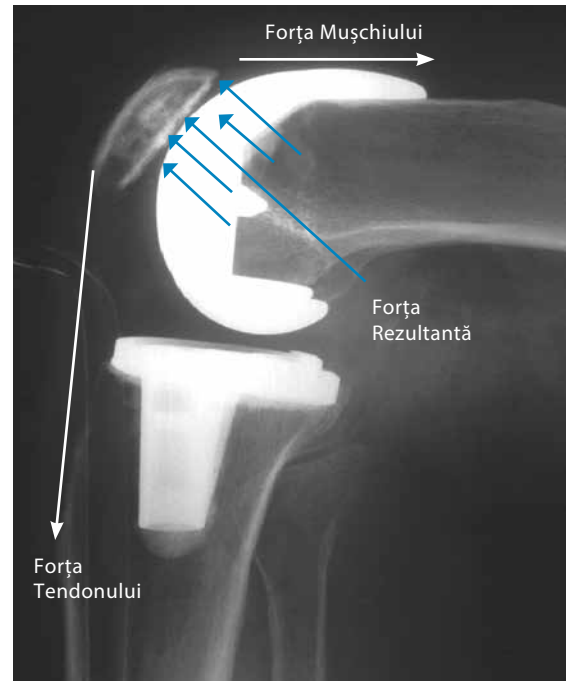


Figura 25

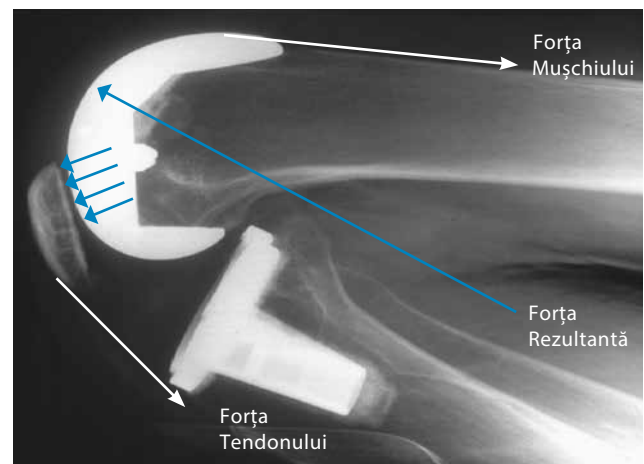


Figura 26

Vârfurile estimate și unghiurile de flexie corespunzătoare au fost înregistrate pentru fiecare activitate (Figura 27). Compresia articulațiilor pentru ghemuit a fost găsită la vârf de aproximativ 4,2 ori mai mare decât greutatea corporală (B.W.) și se situează în magnitudinea estimată pentru urcatul și coborâtul scărilor, și ridicarea din scaun. În plus, acest vârf a fost găsit la un unghi de flexie de 155 de grade. Deoarece patela începe să piardă contactul cu condilii femurali, nu este suportată pe deplin de flexie la 85 grade. Prin urmare, încărcarea de vârf a patelei în timpul ghemuirilor va avea loc cu sprijin redus în comparație cu cele două activități de scară. Cu toate acestea, analiza ridicării din scaun a estimat că încărcarea de vârf, care a depășit cea de ghemuit, are loc la 110 de grade cu patela, de asemenea, nefiind pe deplin sprijinită. Această analiză se aplică atât pentru CR-Flex, cât și pentru LPS-Flex.

În concluzie, condițiile anticipate de încărcare patelofemorală a articulațiilor pentru ghemuire se află în cadrul celor experimentate de modelele curente în timpul altor condiții, cum ar fi urcarea și coborârea scărilor, și ridicarea din scaun.

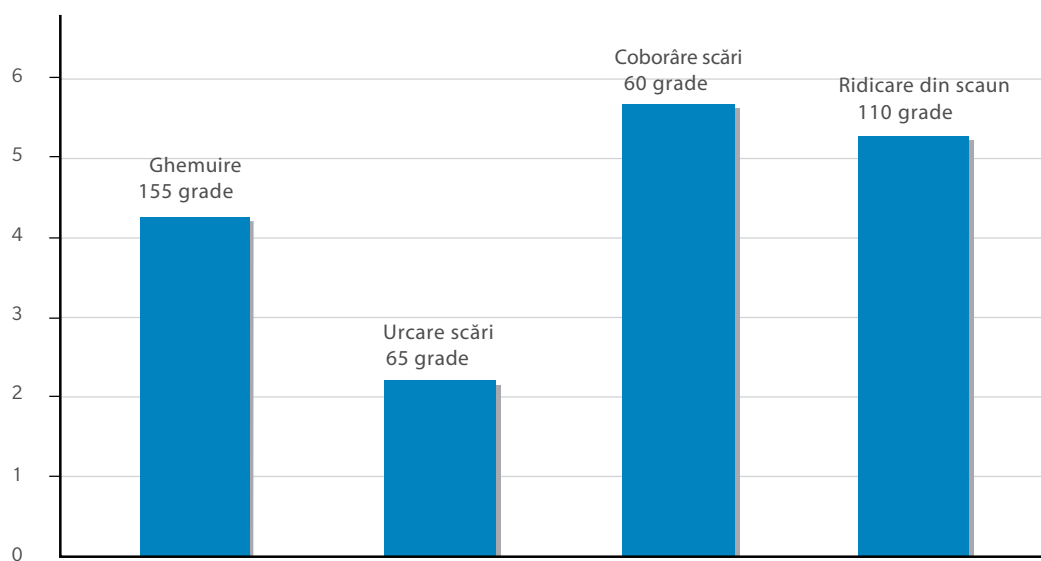


Figura 27

Comparația sarcinilor de compresie a articulațiilor patelofemorale pe activități

Testare Nexgen LPS-Flex

Testarea spinului lagărului

În timpul activităților care implică o înaltă flexie, cum ar fi ghemuirea, forța care acționează asupra spinului lagărului de la cama femurală ar putea fi mai mare decât în activitățile mai obișnuite, cum ar fi urcarea sau coborârea scării. Acest lucru se datorează faptului că corpul este plasat mai departe în spate la unghiuri de flexie mai mari în raport cu centrul articulației genunchiului, ducând la creșterea momentelor de flexie pe articulație.

Pentru a acomoda această condiție, unul dintre obiectivele cheie în proiectarea lagărului tibial LPS-Flex a fost scăderea punctului de contact camă/spin astfel încât să rămână în apropierea bazei spinului în unghiuri de înaltă flexie. Aceasta ajută la asigurarea faptului că brațul momentului de îndoire a spinului nu crește în flexie extremă și minimizează efectele forțelor crescute ale spinului.

Utilizând sarcini externe pe articulație prezise de Andriacchi în combinație cu analiza cu raze X, s-a stabilit că cea mai extremă condiție ar apărea în timpul ghemuirilor, cu o forță a coloanei atingând până la două ori greutatea corporală la un unghi de flexie de vârf de 155 de grade (Figura 28).^{24,25} Deoarece sarcina coloanei va fi de asemenea transmisă prin intermediul lagărului la componenta plăcii de bază tibiale, testarea a fost efectuată pe ansamblurile componente. Aceasta include atât lagărele subțiri, cât și cele groase, pentru a include verificarea rezistenței fixării secundare a șuruburilor utilizate pe componentele de 17 mm și mai groase. Sarcini de testare au fost aplicate ciclic pentru 225.000 de cicluri, ceea ce este aproximativ echivalent cu mai mult de 30 de cicluri de ghemuire pe zi timp de 20 de ani.

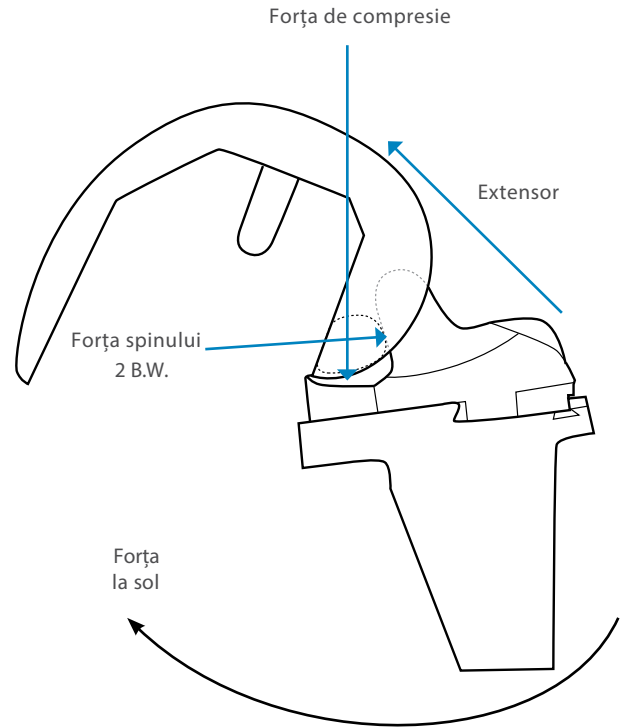


Figura 28

Testare LPS-Flex pentru rezistența spinului (225,000 cicluri)

Toate componentele au efectuat testele fără ruperea spinului sau defecțiuni ale mecanismelor de blocare a lagărului, inclusiv șurubul auxiliar.²⁶ Rezultatele indică faptul că designul spinului lagărului tibial LPS-Flex, precum și designul mecanismului de blocare, sunt capabile să rezistând condițiilor extreme ale activităților de înaltă flexiune estimate de modelele de încărcare.

Testare la ridicare posterioară

De asemenea, s-au efectuat teste pentru a verifica designul componentelor LPS-Flex în condiții care au tendința de a ridica lagărul posterior. Cea mai extremă condiție în care poate să apară acest efect este la un pacient care deplasează greutatea la un genunchi, în timp ce se află în poziția de îngenuncheat, pentru a facilita ridicarea de la podea. În anumite cazuri, în funcție de cât de extins este genunchiul portant înainte de a se ridica și cât de departe este poziționat centrul de greutate al pacientului, forța de pe spinul lagărului de la cama femurală poate depăși compresia tibiofemurală. Aceasta va avea tendința de a ridica lagărul posterior și ar putea provoca disocierea acestuia de placa de bază tibială, efectul fiind cel mai pronunțat asupra componentelor mai groase.

Pe baza unei analize biomecanice a activității, cele mai grave condiții au fost găsite la flexie de aproximativ 95 de grade cu o forță a spinului de $0,9 \times \text{B.W.}$ și o forță de compresie tibiofemorală $0,5 \times \text{B.W.}$ (Figura 29).²⁷ Aceste condiții au fost aplicate în teste atât la ansamblurile de

componente groase cât și la cele subțiri, pentru a verifica integritatea atât a fixării augmentare cu șurub, cât și a fixării primare. Sarcinile au fost repetate ciclic pentru 50.000 de cicluri, care este aproximativ echivalent cu șapte apariții pe zi ale acestor condiții timp de 20 de ani.

Pentru designul LPS-Flex (fix), fixarea s-a dovedit a fi insensibilă la aceste condiții de încărcare, așa cum ar fi anticipat pe baza performanțelor clinice pe termen lung ale fixării duble în coadă de rândunică NexGen, care a fost adoptată în designul LPS-Flex (Fix). Pentru componentele mobile LPS-Flex, numai componentele mai groase (17 și 20 mm) au prezentat efecte posterioare de ridicare (date în dosar). Aceste efecte de ridicare asupra componentelor mai groase au rezistat în siguranță datorită șurubului secundar de pe aceste componente.

Pe scurt, rezultatele testelor indică faptul că modelele de fixare a lagărelor LPS-Flex sunt eficiente pentru a rezista la condițiile posterioare de ridicare, simulate în condiții de laborator.

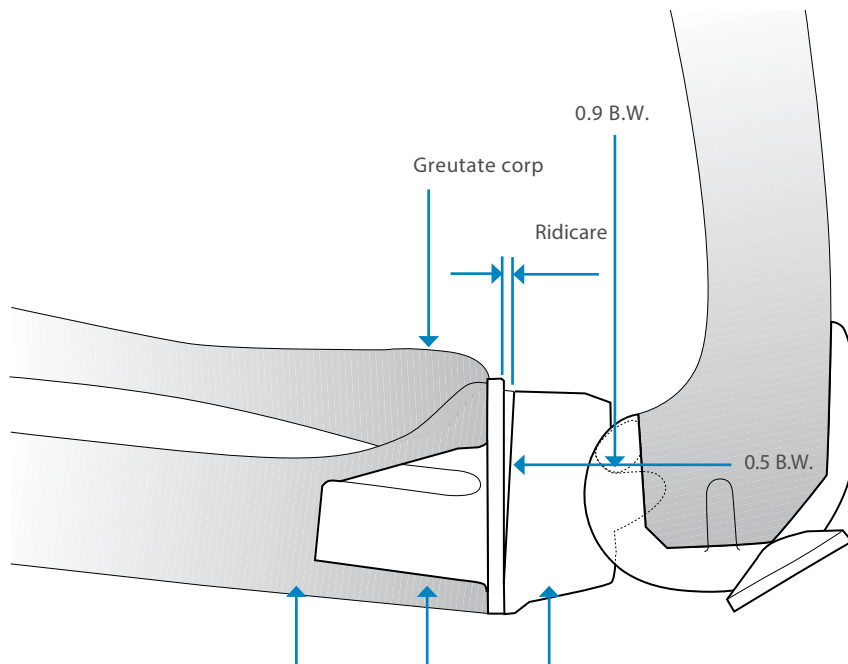


Figura 29
Testul LPS-Flex pentru ridicarea posterioară (50.000 de cicluri)
(Testare efectuată atât pe sistemul mobil, cât și pe cel fixat cu lagăr)

Note

Note

Referințe

1. Shojl, H. *et al.* Factors Affecting Postoperative Flexion in Total Knee Arthroplasty. *Orthopedics*. 13(6): 643–49, 1990.
2. Kim, J. *et al.* Squatting Following Total Knee Arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. (313): 177–86, 1995.
3. Harvey, I. *et al.* Factors Affecting the Range of Movement of Total Knee Arthroplasty. *Journal of Bone and Joint Surgery*. 75-B(6): 950–55, 1993.
4. NexGen Knee 7-year clinical results.
5. Junnosuke, R. *et al.* Factors Influencing the Postoperative Range of Motion in Total Knee Arthroplasty. *Bulletin: Hospital for Joint Diseases*. 52(3): 35–40, 1993.
6. Insall, J. Current Knee Implant Designs Lack Sufficient Flexion for Certain Cultures. *Orthopedics Today*. 17, 1999.
7. Komistek, R. Correlation Between Condylar Lift-Off and Malrotation of the Femoral Component: A Report by the Rocky Mountain Musculoskeletal Research Laboratory, 1999.
8. Niwa, S. Hyperflexion in Japanese Knee Replacement Design and Clinical Results: Developments and Problems in Total Knee Arthroplasty. The Wellington Knee Surgery Unit's 8th International Teaching Meeting, London, England. 51–62, 1998.
9. NexGen Knee Design Rationale, Zimmer Publication: Patient Specificity. 1999;(4):4.1–4.11.
10. Ibid. Ref. 10, LPS-Flex Design Rationale.
11. Insall, J. *Surgery of the Knee*. NY: NY: Churchill Livingstone. 9, 1984.
12. Bertin, K. *et al.* In Vivo Determination of Posterior Femoral Rollback for Subjects Having a NexGen Posterior Cruciate-Retaining Total Knee Arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty*. 17.8: 1040–48, 2002.
13. Urabe, K. *et al.* Comparison Between the Shape of Resected Femoral Sections and Femoral Prosthesis Used in Total Knee. *Journal of Knee Surgery*. 16.1: 27–33, 2003.
14. Andriacchi, T. Personal communication on features of knee anatomy to enable high flexion. 2001.
15. Niwa, S. Ref. 9 from LPS-Flex Design Rationale. Hyperflexion in Japanese Knee Replacement Design and Clinical Results: Development and Problems in Total Knee Arthroplasty. The Wellington Knee Surgery Unit's 8th International Teaching Meeting, London, England. 51–62, 1998.
16. Bellemann, J. *et al.* Fluoroscopic Analysis of the Kinematics of Deep Flexion in Total Knee Arthroplasty: Influence of Posterior Condylar Offset. *Journal of Bone and Joint Surgery*. 84-B(1): 50–53, 2002.
17. Andriacchi & Nagura. Report to Zimmer: Evaluation of Dynamic Forces During Kneeling.
18. Dahlkvist, N. *et al.* Forces During Squatting and Rising from a Deep Squat. *Eng. Med*. 11(2): 69–76, 1982.
19. Most, E. *et al.* Abstract: Tibiofemoral Contact for Conventional and High-Flexion Posterior Cruciate-Retaining Total Knee Arthroplasty Designs.
20. Andriacchi, T. Personal communication on joint loads as measured during hyper-flexion squatting. 1998.
21. Ref. 10 from Posterior Edge Loading.
22. Andriacchi TP, Andersson GBJ, Fermier RW, *et al.* A study of lower-limb mechanics during stair-climbing. *J Bone Joint Surg*. 1980;62-A(5):749-757.
23. Ref. 11 from Posterior Edge Loading.
24. Andriacchi, T. *et al.* A Study of Lower-Limb Mechanics During Stair-Climbing. *Journal of Bone and Joint Surgery*. 62-A(5): 749–57, 1980.
25. Ref. 5 from Posterior Edge Loading.
26. Ref. 1 from FEA.
27. Ref. 4 from Posterior Edge Loading.

Pentru mai multe informații, contactați reprezentantul Zimmer Biomet sau vizitați-ne online la zimmerbiomet.com.

©2016 Zimmer Biomet



ZIMMER BIOMET
Your progress. Our promise.™



Legal Manufacturer
Zimmer, Inc
1800 West Center Street
Warsaw, IN 46581-0708
USA

97-5964-004-01-REV0616

zimmerbiomet.com