

Academiejaar 2011 - 2012

3D analyse van het kniegewricht

Anatomie en Reconstructie

Thomas TAMPERE

Promotor: Prof. Dr. P. Verdonk

Co-promotor: Prof. Dr. J. Victor

Onderzoeksrapport 4^{de} master geneeskunde

Voor "STAGE Wetenschappelijk onderzoek voor de ziekenhuisarts"

in het kader van de opleiding tot

Master of Medicine in de Geneeskunde

3D analyse van het kniegewricht

Anatomie en Reconstructie

Thomas TAMPERE

Promotor: Prof. Dr. P. Verdonk

Co-promotor: Prof. Dr. J. Victor

Onderzoeksrapport 4^{de} master geneeskunde

Voor "STAGE Wetenschappelijk onderzoek voor de ziekenhuisarts"

in het kader van de opleiding tot

Master of Medicine in de Geneeskunde

“De auteur en promotor geven de toelating deze scriptie voor consultatie beschikbaar te stellen en delen ervan te kopiëren voor persoonlijk gebruik. Elk ander gebruik valt onder de beperkingen van het auteursrecht, in het bijzonder met betrekking tot de verplichting uitdrukkelijk de bron te vermelden bij het aanhalen van resultaten uit deze scriptie.”

Datum

Handtekening student

Handtekening promotor

Tampere Thomas

Prof. Dr. P. Verdonk

Inhoudstafel

1. Voorwoord	1
2. Abstracts	2
2.1 The anterior cruciate ligament: a study on its bony and soft tissue anatomy using novel 3D CT technology	2
2.2 The posterior cruciate ligament: a study on its bony and soft tissue anatomy using novel 3D CT technology	3
2.3 Anteromedial versus transtibial tunnel placement in ACL surgery: a 3D analysis	4
2.4 Novel 3D CT Imaging of the <i>native</i> and <i>reconstructed</i> ACL and PCL	5
3. Introductie	6
3.1 Voorste kruisband	6
3.1.1 Anatomie	6
3.1.2 Reconstructie.....	9
3.2 Achterste kruisband	10
3.2.1 Anatomie	10
3.2.2 Functie	11
3.2.3 Reconstructie.....	11
3.3 Opzet van dit wetenschappelijk onderzoeksproject	13
4. Materiaal en methodes	14
4.1 Subjecten.....	14
4.1.1 Anatomische studie van de voorste en achterste kruisband	14
4.1.2 Studie over de reconstructie van de voorste kruisband	14
4.2 Procedure	15
4.2.1 Anatomische studie van de voorste en achterste kruisband	15
4.2.2 Studie over de reconstructie van de voorste kruisband	16
4.3 Metingen	16
4.3.1 Anatomische studie van de voorste en achterste kruisband	16
4.3.2 Studie over de reconstructie van de voorste kruisband	18
4.4 Data analyse	20
5. Resultaten	21
5.1 Voorste kruisband	21
5.1.1 Anatomische beschrijving van de voorste kruisband	21
5.1.2 Meting van de voorste kruisband insertie.....	21

5.1.3 Best-fit cylinder door de voorste kruisband	22
5.1.4 Best-fit cylinder door de midsectie van de VKB	23
5.1.5 Centrale axis en gewogen gemiddelde.....	26
5.2 Achterste kruisband	31
5.2.1 Anatomische beschrijving van de achterste kruisband	31
5.2.2 Meting van de achterste kruisband insertie.....	31
5.2.3 Best-fit cylinder door de achterste kruisband	32
5.2.4 Centrale axis en gewogen gemiddelde.....	34
5.3 Voorste kruisband reconstructie	36
5.3.1 Tibiale tunnel.....	36
5.3.2 Femorale tunnel	39
5.3.3 hoek tussen de tibiale en femorale tunnel.....	42
5.3.4 Lengte van de femorale tunnel	43
5.3.5 Manuele constructie van de tibiale tunnel	43
6. Discussie	45
6.1 De voorste kruisband: een studie over de beenderige en weke delen anatomie aan de hand van 3D CT technologie.....	45
6.2 De achterste kruisband: een studie over de beenderige en weke delen anatomie aan de hand van 3D CT technologie.	48
6.3 Anteromediale versus transtibiale tunnel plaatsing in voorste kruisband chirurgie: een 3D analyse.	50
7. Conclusie.....	52
8. Referenties.....	53

1. Voorwoord

Reeds in de 2^e Bachelor Geneeskunde werd mijn interesse gewekt voor de anatomie en pathologie van het musculoskeletaal stelsel. Dit moment was het beginpunt van een boeiende en leerrijke kennismaking met de orthopedische heilkunde en traumatologie.

Gedurende de daaropvolgende masterjaren werd die interesse verder geprikkeld door betrokken te worden bij het wetenschappelijk onderzoek op de dienst Orthopedie. Deze inzet werd uiteindelijk beloond met een aanvaarding tot de opleiding Orthopedische chirurgie.

Ik was dan ook zeer verheugd toen we als laatstejaars de kans kregen om het laatste semester van onze basisopleiding te spenderen aan wetenschappelijk onderzoek binnen de discipline naar keuze.

De kennis en inzichten over de anatomie en de functie van de voorste en achterste kruisband kenden een continue evolutie sedert hun eerste beschrijving in een Egyptisch manuscript op papyrus 3000 V.C. Deze ligamenten werden bestudeerd door menig wetenschapper, waaronder Hippocrates (tussen 460 en 370 B.C.), maar het was wellicht Claudius Galen van Pergamon die dit ligament voor het eerst als “ligamenta genu cruciate” benoemde.

Wanneer men de huidige literatuur naleest komt men tot de vaststelling dat op heden nog steeds discussie bestaat over de anatomische bouw, de aanhechting, de biomechanica en de functie van deze structuren. Hierop werd dit wetenschapsproject gebouwd, in de hoop verdere inzichten te verwerven betreffende deze materie.

Bij deze wens ik Prof. Dr. P. Verdonk en Prof. Dr. J. Victor te danken voor de deskundige en vooral inspirerende begeleiding bij mijn eerste stappen in de wereld van wetenschappelijk onderzoek en het engelgeduld bij nazicht van mijn werk.

Verder wil ik ook mijn dank richten tot Tom Van Hoof en Michiel Cromheecke die me op weg hebben gezet met Mimics, een programma dat voor hen nagenoeg geen geheimen meer heeft. Ik kon steeds bij hen terecht voor vragen en problemen en deze werden steeds met veel geduld en begrip opgelost. Thanks!

Hierbij wil ik ook Sofie Van Cauter danken voor het aanreiken van ingenieuze oplossingen wanneer ik software-matig ten einde raad was.

De dienst anatomie verdient ook een woord van dank, met in het bijzonder Aaron De Smet, prosector in de Ledeganck, voor het ter beschikking stellen van de kadavers, de hulp en begeleiding bij de dissecties.

Tenslotte wil ik bij voorbaat mijn excuses aanbieden voor het ongetwijfeld onvolledig zijn van bovenstaande opsomming.

2. Abstracts

2.1 The anterior cruciate ligament: a study on its bony and soft tissue anatomy using novel 3D CT technology

Tampere T, Van Hoof T, Cromheecke M, Victor J, Verdonk P

Purpose: The bony insertion sites of the anterior cruciate ligament (ACL) have been described extensively using 2D technology such as macroscopic images, plain X-ray, computerized tomography (CT) and magnetic resonance imaging (MRI). The purpose of this study is to visualize both the tibial and femoral bony insertion sites but also the soft tissue anatomy of the native ACL using novel 3D CT imaging. In addition, new concepts of best-fit cylinder and central axis are introduced and evaluated.

Methods: Eight unpaired knees of embalmed cadavers were used in this study. Following the dissection process the ACL was injected with a contrast medium for CT imaging. The obtained CT images in extension, 45°, 90° and full flexion were segmented and rendered in 3D allowing morphological and morphometric analysis of the ACL. Femoral and tibial footprint surface area, best-fit ACL-cylinder intersection area, best-fit ACL cylinder/footprint coverage ratio, best-fit ACL cylinder central axis projections at the tibial and femoral footprint in the four positions were used to describe the anatomy of the ACL.

Results: Mean footprint surface area of the tibial and femoral footprint were 159.2 mm² (SD ± 31.3) and 194.5 mm² (SD ± 38.3), respectively. The center of the tibial footprint was located at 49.3% (SD ± 2.1) along the mediolateral axis and at 39.7% (SD ± 2.9) compared to the anteroposterior distance. The midpoint of the femoral footprint was located at 32.6% (SD ± 3.8) in postero-anterior direction and cranio-caudally at 19.9% (SD ± 5.9). The best-fit cylinder through the midsection of the ACL increased in diameter from 7.67 mm (SD ± 0.81) in extension over 7.99 mm (SD ± 0.90) in 45° and 7.94 mm (SD ± 0.84) in 90° and 8.54 mm (SD ± 0.99) in full flexion. Intersections between the best-fit cylinder and the tibial footprint had a mean surface of 55.09 mm² (SD ± 13.18) in extension, 79.69 mm² (SD ± 19.82) in 45° of flexion, 93.04 mm² (SD ± 29.07) in 90° of flexion and 108.32 mm² (SD ± 48.01) in full flexion. Femoral intersection areas were 110.32 mm² (SD ± 17.89), 104.83 mm² (SD ± 28.66), 77.56 mm² (SD ± 22.71) and 75.49 mm² (SD ± 28.66), respectively. The best-fit ACL cylinder/footprint coverage ratio in extension was 35.40% (SD ± 9.33), 50.69% (SD ± 12.27) for 45°, in 90° 57.86% (SD ± 12.52) and in full flexion 63.33% (SD ± 17.53). Femoral coverages were 58.37% (SD ± 12.65), 53.74% (SD ± 11.78), 38.93% (SD ± 11.43). Furthermore, the central axis of each ACL was projected on the tibial footprint and oriented along the mediolateral and anteroposterior direction with mean percentages of 48.82% (SD ± 1.71) and 43.06% (SD ± 5.21) in extension, in 45° of flexion 48.26% (SD ± 2.54) and 40.06 (SD ± 3.76), in 90° 48.25% (SD ± 1.9) and 39.69% (SD ± 4.55). In full flexion 48.45% (SD ± 2.63) and 38.03% (SD ± 6.75), respectively. On the femoral footprint mean position of the central axis for each scanned position was 22.95% (SD ± 3.59) and 21.55% (SD ± 2.48), 28.27% (SD ± 5.27) and 10.32% (SD ± 6.60), 33.30% (SD ± 3.50) and 14.70% (SD ± 9.35), 34.86% (SD ± 4.45) and 13.45% (SD ± 5.36).

Conclusion: This study is the first to describe the detailed anatomy of the human ACL with respect to its course and footprints using a 3D approach. It confirms the large difference between the tibial and femoral footprint area with the former being significantly smaller. In addition a large inter-patient variability is observed. The most important conclusion from these data was that there is an increase in tibial footprint coverage by the best-fit cylinder through the ACL when the knee is progressively flexed. In contrast there is a decrease in coverage on the femoral footprint. The best-fit cylinder and central axis concept offer additional insights into the optimal tunnel placement at the tibia and femoral footprint in order to cover the largest portion of the native ACL soft tissue.

KEYWORDS: anterior cruciate ligament - 3D - computerized tomography – anatomy

2.2 The posterior cruciate ligament: a study on its bony and soft tissue anatomy using novel 3D CT technology

Van Hoof T, Tampere T, Cromheecke M, Victor J, Verdonk P

Purpose: The bony insertion sites of the PCL have been studied and described extensively using 2D technology such as macroscopic images, plain X-ray, computerized tomography (CT) and MRI. The purpose of this study is to visualize both the tibial and femoral bony insertion sites but also the soft tissue anatomy of the native PCL using novel 3D CT imaging. In addition, new concepts of best-fit cylinder and central axis are introduced and evaluated.

Methods: Nine unpaired knees of embalmed cadavers were used in this study. Following the dissection process the PCL was injected with a contrast medium for computed tomography (CT) imaging. The obtained CT images were segmented and rendered in 3D allowing morphological and morphometric analysis of PCL. Femoral and tibial footprint surface area, best-fit PCL-cylinder intersection area, best-fit PCL cylinder/footprint coverage ratio, best-fit PCL cylinder central axis projections at the tibial and femoral footprint were used to describe the anatomy of the PCL.

Results: Mean footprint surface area of the tibial and femoral footprint was 189.1 mm² and 293.3mm², respectively. The mean diameter of the best fit cylinder was 10.5 mm. The mean coverage of the best-fit cylinder on the tibial and femoral footprint was 76.5% and 46.5%, respectively. The best-fit cylinder central axis was located in the anterolateral AL bundle footprint on the femur and more centrally in the PCL footprint on the tibia.

Conclusion: This study is the first to describe the detailed anatomy of the human PCL with respect to its course and footprints using a 3D approach. It confirms the large difference between the tibial and femoral footprint area with the former being significantly smaller. In addition a large inter-patient variability is observed. The best fit cylinder and central axis concept offer additional insights into the optimal tunnel placement at the tibia and femoral footprint in order to cover the largest portion of the native PCL soft tissue.

KEYWORDS: posterior cruciate ligament - 3D - computerized tomography - anatomy

2.3 Anteromedial versus transtibial tunnel placement in ACL surgery: a 3D analysis

Tampere T, Cromheecke M, Verdonk P, Victor J

Purpose: recent studies have emphasized the importance of anatomical anterior cruciate ligament (ACL) reconstruction to restore normal knee kinematics and stability. The goal of this study was to evaluate and compare the ability of the anteromedial (AM) and transtibial technique for ACL reconstruction to achieve placement of the femoral and tibial tunnels within the native ACL footprints.

Methods: twenty ACL- deficient patients were allocated to two different surgical techniques, ten patients in the transtibial and ten patients in the AM portal technique. Postoperatively, all patients underwent a computed tomography scan (CT). The obtained CT images were segmented and rendered in 3D allowing morphological and morphometric analysis of the tunnel placement. The length of the femoral tunnel and surface of the tibial and femoral drill holes were measured and the angle was determined between the femoral and tibial tunnels. Centers of the femoral and tibial tunnel were located on the medial side of the lateral condyle and on a top view of the tibial plateau using a quadrant method. These measurements were compared to the center of the native ACL footprint.

Results: Using the transtibial technique the mean surface of the anteromedial tibial drill hole was 96.81 mm² (SD ± 16.13) with a mean intra-articular surface of 117.10 mm² (SD ± 29.02). For the anteromedial technique the mean surfaces were 100.66 mm² (SD ± 22.51) and 115.64 mm² (SD ± 15.20), respectively. No significant differences were seen between both techniques. On the tibia the mean position of the tunnel center was 45.42% (SD ± 1.69) along the mediolateral distance and 43.65% (SD ± 5.06) according to the anteroposterior direction using the transtibial method. For the anteromedial technique these coordinates were 47.56% (SD ± 1.25) and 46.25% (SD ± 4.13), respectively. On the femoral side, the transtibial drill hole on the medial side of the laterale condyle was 83.84 mm² (SD ± 21.38). Anteromedial, this femoral entry point was 66.89 mm² (SD ± 11.07), with a significant bigger entry when using the transtibial method (p = 0.023). Transtibial, the center of the tunnel was located on the femur at 13.69% (SD ± 10.43) craniocaudally and at 33.81% (SD ± 6.46) in postero- anterior direction. For the anteromedial portal technique this mean position was found at 25.25% (SD ± 6.63) and 29.23%, respectively. The mean angle between the tibial and femoral tunnel was 132° (SD ± 4.2) in the transtibial technique and 113° (SD ± 6.1) for the anteromedial method, with a significant difference between both (p = 0.000). Average length of the femoral tunnels was also significantly different (p = 0.000) between both techniques (transtibial 51.9 mm (SD ± 8.1) and anteromedial 37.4 mm (SD ± 8.1).

Conclusion: With significant shorter femoral tunnels and a smaller angle between the femoral and tibial tunnel, the anteromedial technique places its tunnels closer to the anatomical center of the femoral and tibial ACL footprint when compared with the transtibial technique.

KEYWORDS: Anterior cruciate ligament – reconstruction – anteromedial portal technique – transtibial technique – 3D

2.4 Novel 3D CT Imaging of the native and reconstructed ACL and PCL

Peter Verdonk, Thomas Tampere, Michiel Cromheecke, Hans Van der Bracht, Tom Van Hoof and Jan Victor

Introduction: Using an innovative 3D CT imaging technique, the purpose of this study was fourfold. Part A, *ex-vivo*: to visualize the tibial and femoral bony insertion sites (1), and the soft tissue anatomy (2) of the native anterior cruciate ligament (ACL) and posterior cruciate ligament (PCL). Part B, *in-vivo*: to compare the acquired spatial description with the surgical insertion sites of the reconstructed ACL and PCL, using two different techniques (anteromedial portal versus transtibial) (3). To assess tunnel widening in patients one year after autograft or allograft ACL reconstruction (4).

Material and Methods: For the native anatomy, nine unpaired knees of embalmed cadavers were used. Following the dissection process the ACL and PCL were injected with a contrast medium for computed tomography (CT) imaging. The obtained CT images were segmented and rendered in 3D allowing morphological and morphometric analysis of the native cruciates. Femoral and tibial footprint surface area, best-fit cylinder intersection area, best-fit cylinder/footprint coverage ratio, best-fit cylinder central axis projections at the tibial and femoral footprint, femoral and tibial center position on the Hertel grid and Amis grid, respectively, were used to describe the anatomy of the native cruciates. This geometrical model was subsequently compared and validated to clinical patients' immediate postoperative 3D scans of single bundle ACL reconstructed knees using the transtibial (n=10) vs. anteromedial technique (N=10); and single bundle PCL reconstructed knees (N=10). In addition, tunnel widening was assessed using the same technology at 1 year comparing hamstrings autografts (N=25) vs tibialis allografts (N=10).

Results: A significant interpatient variability exists in the native anatomy of the ACL and PCL. In ACL reconstructed knees, the tibial tunnel tends to be somewhat medialised and posteriorised compared to the native insertion, while transtibial positioning of the femoral tunnel shows a larger variance vs anteromedial. Mean footprint coverage in single bundle ACL and PCL surgery is around 50 %. Tunnel widening is significantly larger after allograft implantation.

Conclusion: This innovative 3D CT study offers outstanding spatial information on native ACL and PCL data which was subsequently validated and implemented into the surgical practice. This study is the first to describe the detailed anatomy of the human ACL and PCL with respect to its course and footprints using a 3D approach and confirm that transtibial ACL reconstruction is less capable of providing an anatomical femoral position of the tunnel.

KEYWORDS: ACL – PCL – 3D – CT – Anatomy – Reconstruction – Anteromedial portal technique –
Transtibial technique

3. Introductie

3.1 Voorste kruisband

3.1.1 Anatomie

Met het oog op optimale reconstructie van de voorste kruisband (VKB) is er tot op heden uitgebreid onderzoek gebeurd naar de topografische anatomie ervan [1-35]. De VKB bestaat uit twee functioneel en anatomisch afzonderlijke bundels, de anteromediale (AM) en posterolaterale (PL) bundel, gebaseerd op hun tibiale insertie plaatsen [1,2,3,5,7]. De VKB wordt omhuld door de twee lagen van het synovium van de knie, wat ertoe geleid heeft dat de kruisband als intra-articulair, extrasynoviale structuur omschreven wordt [7,21,22]. Van de aanhechting op de mediale zijde van de laterale femurcondyl lopen de vezels van de VKB in schuin dalende (distaal – anterieur – mediaal) richting naar de aanhechting op de anterieure intercondylaire oppervlakte van de tibia [6,7,8].

De anteromediale bundel vindt zijn oorsprong antero-proximaal in de intercondylaire notch, dicht bij de over-de-top positie aan de posterieure rand van de notch ter hoogte van het diepe en hoge deel van de femorale aanhechting. De posterolaterale bundel ontspringt meer posterieur en distaal in de notch, vertrekkend van de lagere zone van de femorale aanhechting [1,2,3,6,7,8].

De verdeling in bundels berust op de verschillende en wisselende oriëntatie en spanningspatronen van de vezels volgens de bewegingsboog van de knie. Zo bleek uit verschillende biomechanische studies dat bij 90° flexie de twee bundels horizontaal verlopen met de posterolaterale bundel anterieur van de anteromediale, waarbij beide bundels rond elkaar draaien bij flexie. Bij volledige extensie daarentegen zag men een meer verticaal, parallel verloop met de antero-mediale bundel anterieur van de postero-laterale [7,8,14,15,23].

Histologisch is de VKB opgebouwd uit type I collageen met een specifieke histologische samenstelling van de insertie-oppervlakken. Histologisch onderzoek heeft getoond dat beide inserties een structuur hebben van een chondrale apofysaire entheses, bestaande uit 4 verschillende lagen. De eerste laag is samengesteld uit de insererende ligamentaire vezels, in de tweede laag zijn fibrocartilagineuze cellen terug te vinden, gealigneerd met de collageenbundels (niet-gemineraleerde zone). In contrast hiermee is de derde laag wel gemineraleerd, waarbij het fibrocartilago insereert op de vierde zone, de subchondrale plaat [22,24,33,34,35].

3.1.1.1 Tibiale insertie

Ter hoogte van de tibia waaieren de vezels van de voorste kruisband uit en vormen een brede voetafdruk op het tibia plateau, wat ervoor zorgt dat de tibiale aanhechting van de kruisband veel groter is dan het middendeel en de femorale aanhechting. Harner et al. [1] beschreven dat de tibiale insertie van de VKB het breedste deel zou zijn van het ligament ($\pm 120\%$ van de oppervlakte van de femorale insertie). Uit verschillende kadaverstudies blijkt dat de tibiale insertie een driehoekige tot ovale vorm kan hebben, waarop geen absolute anatomische scheiding kan gezien worden van beide bundels. Een aantal artikelen beschrijven een strikt antero-posterieure tot een schuin verlopende antero-posterieure scheiding tot zelfs een medio-lateraal verloop met de postero-laterale bundel achter de antero-mediale. Gemiddelde lengte van de tibiale insertie varieerde van 14 mm (range 9 –

18 mm) tot 29.3 mm (range 23 – 38 mm) met een gemiddelde breedte van 10.3 mm (range 8.4 – 12.2 mm). Oppervlakte van de tibiale footprint bevond zich tussen 114 mm² en 229 mm² met een gemiddeld groter aandeel van de anteromediale bundel [1,7,10,12,13,14,15,16,17,18,19].

3.1.1.2 Femorale insertie

Zoals reeds hoger beschreven bevindt de femorale oorsprong van de VKB zich op de laterale femurcondyl. Er wordt beschreven dat kleine verschillen in antero-posterieure en proximaal-distale positie grote effecten hebben op de lengte en tensiepatronen van de kruisband. Een prominente beenderige structuur, de laterale intercondylaire richel (resident ridge), grenst de femorale VKB insertie af naar anterior. De femorale footprint van de antero-mediale en postero-laterale bundels zijn vaak (80%) van elkaar gescheiden door een andere beenderige structuur, de laterale bifurcate richel. Het verloop wordt over het algemeen beschreven als schuin verlopend van antero-proximaal naar postero-distaal op het posterieure deel van de mediale oppervlakte van de laterale condyl. De hoek tussen de femurschacht en het verloop van de VKB aan zijn femorale insertie zou variëren van 12° (range 0°-35°) tot 37° (range 15°-70°) (γ -hoek). Gemiddelde oppervlakte van de femorale oorsprong bedroeg gemiddeld 83 mm² tot 197 mm². In reconstructief opzicht is hier ook de anatomie van de intercondylaire notch van de femur belangrijk die breder is in zijn posterieur aspect en convergeert naar anterior. Vorming van osteofieten in deze regio treedt vaak op wanneer de VKB gescheurd is, wat bij reconstructie vaak een notchplastie vereist. De voorste vezels van de VKB kennen bij volledige extensie van de knie een verloop rond de anteriore rand van de notch wat een zogenoemd fysiologisch impingement kan veroorzaken [7,8,9,10,13,19,20].

3.1.1.3 Midsubstance

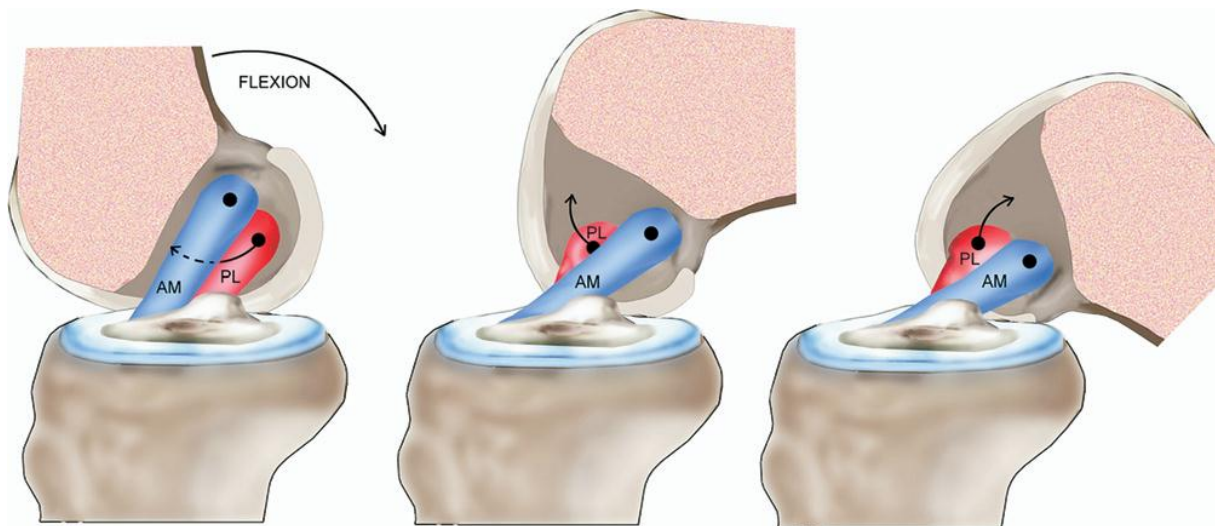
De intra-articulaire lengte van de VKB werd uitvoerig beschreven in de literatuur met een gemiddelde lengte van 32 mm (range 22 – 41mm). De lengte van de antero-mediale en postero-laterale bundel zou verschillen (AM > PM), maar er is tot op heden weinig bekend over de afzonderlijke lengte van beide structuren. Verschillende studies hebben aangetoond dat de afstand tussen de oorsprong en aanhechting van de vezels varieert met beweging van de knie. Gekoppeld aan het tensiepatroon, neemt de lengte van de antero-mediale bundel toe bij flexie. De lengte van de postero-laterale bundel daarentegen vermindert bij 90° flexie wanneer vergeleken met volledige extensie. Interne rotatie bij 90° echter zou de postero-laterale bundel opnieuw verlengen [7,22,25].

De breedte ter hoogte van het middendeel van de VKB varieert van 7 tot 12 mm, met een ovale vorm ter hoogte van het narrowste deel van het ligament. De oppervlakte van de dwarse doorsnede zou geslachtsafhankelijk zijn. Ter hoogte van beide insertie-oppervlakken waaiert het ligament uit en de oppervlakte van de tibiale en femorale insertie zou 3.5 maal groter zijn dan de midsubstance. Het verloop van de VKB kent in het middenstuk een lateraal spiraalgewijs verloop als gevolg van de verschillende oriëntatie van de femorale en tibiale beenderige aanhechtingen [7,22,25].

3.1.1.4 Functie

De rol van de VKB in de stabiliteit van het kniegewricht is zeer belangrijk. Een scheur van de VKB leidt tot significante knie instabiliteit en eventuele secundaire schade, zoals meniscusscheuren en letsels aan het articulaire kraakbeen [26,27,28]. In de literatuur wordt de VKB omschreven als de primaire weerstand tegen anterieure verplaatsing van de tibia ten opzichte van de femur. Verder wordt het belang van de VKB in de preventie van abnormale tibiale rotatie beschreven. De verschillende deelaspecten van de VKB-functie kunnen volgens verschillende publicaties toegeschreven worden aan de anatomische opbouw van het ligament. Zo veronderstelt men op basis van biomechanische studie dat de postero-laterale bundel van de kruisband een groter aandeel heeft in begeleiding van de tibiale rotatie met stabilisatie van de knie tegen gecombineerde rotationele krachten dan de antero-mediale bundel. Deze vaststelling kan verklaard worden door de meer oblique oriëntatie van de postero-laterale bundel in vergelijking met de antero-mediale bundel die een meer axiale positie heeft [30,31].

Beiden zouden instaan voor de weerstand tegen tibiale anterieure verplaatsing, met de postero-laterale bundel voornamelijk van 0° - 30° en de antero-mediale van 30° - 90° flexie. Tijdens flexie beschrijft de femorale aanhechting van de postero-laterale bundel een boog rond de antero-mediale femorale aanhechting (zie figuur 1) [4]. Voorbij 45° flexie komt de postero-laterale femorale aanhechting anterieur van de antero-mediale femorale insertie. De femorale aanhechting van de antero-mediale bundel wordt in de literatuur beschreven als het centrum van rotatie van de voorste kruisband, wat het zogenoemde isometrische gedrag van deze bundel zou verklaren. De postero-laterale bundel komt onder spanning wanneer de knie in extensie gebracht wordt en is bijgevolg laks bij knie flexie. De hoger beschreven specifieke histologische samenstelling van de insertie-oppervlakken zorgt voor preventie van stress ter hoogte van de aanhechting [6,7,14,15,23,29,31,32].

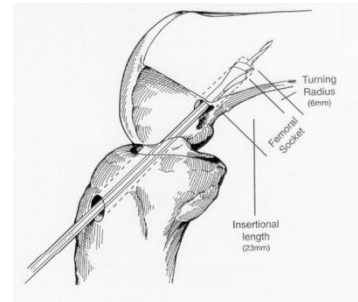


Figuur 1: naar Dr. Sonnery – Cottet. Veranderende positie van de posterolaterale bundel tijdens flexie, waarbij de femorale aanhechting van de postero-laterale bundel een boog maakt rond de anteromediale femorale aanhechting. In extensie verlopen beide bundels parallel, bij flexie komt de postero-laterale femorale insertie anterieur van de antero-mediale femorale aanhechting.

3.1.2 Reconstructie

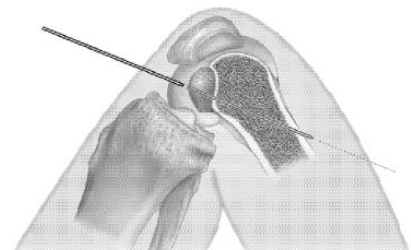
Het doel van VKB reconstructie is het bewaren van de homeostase, reductie en eliminatie van instabiliteit, preventie van vroegtijdig ontstaan van osteoartrose en terugkeer naar het niveau van activiteit zoals voor het letsel [26,27,28]. Om deze doelen te bereiken is het van primordiaal belang de natuurlijke anatomie te herstellen, een stabiele fixatie te voorzien en de functie te herwinnen. In de literatuur werd recent veel aandacht geschonken aan het anatomisch herstel van het ligament om aan bovenvernoemde vereisten te voldoen [36,37,38,39,40].

Een gangbare methode voor voorste kruisbandherstel is de transtibiale benaderingswijze waarbij men na het boren van de tibiale tunnel, via deze weg, de femorale tunnel plaatst in het verlengde van de eerste. Het grote nadeel van deze techniek is dat de femorale tunnel afhankelijk is van de tibiale positie. Wanneer men de tibiale tunnel gaat aanpassen aan de gewenste positie van de femorale tunnel, kan te anterieure plaatsing van de eerste resulteren in greffe 'impingement' en flexiecontractuur, bij te posterieure plaatsing laxiteit



bij flexie en 'impingement' met de achterste kruisband en bij te mediale of te laterale positie stijgt het risico op kraakbeenschade. Wanneer men de femorale tunnel te anterieur gaat plaatsen kan er in flexie excessieve tensie van de greffe optreden en bij te anterieur boren, kan er 'impingement' optreden rond het lateraal aspect van de intercondylaire 'notch'. Bij een te hoge plaatsing in de intercondylaire notch kan er verlies zijn van de anatomisch oblique oriëntatie met daaraan gekoppeld een verminderde controle van de rotationele stabiliteit. Verschillende recente publicaties toonden aan dat een enkelvoudige bundelreconstructie via de transtibiale techniek mogelijks niet in staat is om de greffe binnen het femorale anatomische centrum te plaatsen [41,42,43,44].

Vanuit dit opzicht werd recent gezocht naar alternatieven voor onafhankelijke plaatsing van beide, dicht bij het anatomische centrum van de VKB insertie op de tibia en femur. Het boren van de femorale tunnel via een anteromediale (AM) toegangsweg tot de knie, wat een volledig zicht biedt op de femorale en tibiale insertie van de kruisband, kan het mogelijk toelaten een meer anatomische plaatsing te bekomen op de femur. Aan de hand van deze techniek is men in staat de femorale tunnel lager te plaatsen in de laterale femurcondyl, in het anatomische centrum van de footprint, met herstel van de anterieure en rotationele stabiliteit [45,46,47,48]. Tot op heden zijn er slechts een beperkt aantal in vivo studies die de transtibiale met de AM techniek gaan vergelijken op vlak van tunnel plaatsing. De klinische resultaten van beide technieken zijn op korte termijn niet tot weinig verschillend [49].



Naast de verschillende technieken voor het boren van de femorale tunnel heeft men verder ook de keuze tussen een enkelvoudige en een dubbele bundelreconstructie. Het concept van de dubbele bundel werd ontwikkeld op basis van de inzichten die er kwamen betreffende de anatomische inzichten over de AM en PL bundel. Reconstructies aan de hand van een enkelvoudige bundel zouden de rotationele component te weinig opvangen, maar tot op heden is er in de literatuur geen consensus betreffende superioriteit van één van beide technieken op lange termijn [20,44,64,69,78].

3.2 Achterste kruisband

3.2.1 Anatomie

Het sterkste ligament in de knie, de achterste kruisband, ontspringt op de laterale zijde van de mediale femur condyl, loopt postero-lateraal van de voorste kruisband en insereert posterieur van de intercondylaire eminentia op de tibia. Het betreft hier ook, zoals eerder aangehaald bij de VKB, een intra-articulaire, extrasynoviale structuur omwille van de reflectie van het posterieure synovium op de mediale, laterale en anterieure zijde. De gemiddelde lengte bedraagt 32 tot 38 mm met een gemiddelde doorsnede van 11 mm², met beide insertie-oppervlakken tot drie keer groter dan het middendeel van het ligament. De gemiddelde oppervlakte van de femorale en tibiale insertie bedraagt respectievelijk 209 ± 33.82 en 243 ± 38.2 mm² [17,50,51,52,53].

Recent werd aangetoond dat de achterste kruisband kan opgedeeld worden in een antero-laterale (AL) en postero-mediale (PM) bundel, gebaseerd op de anatomische structuur en de ligamentaire functie bij flexie en extensie. Desalniettemin wordt deze ligamentaire structuur nog steeds gezien als een continuüm van vezels dat roteert tijdens flexie en extensie van de knie. De gemiddelde lengte van de AL bundel bedraagt 35.5 mm (over alle flexiehoeken gemeten) en de PM bundel meet gemiddeld 38.7 mm. De lengte van de AL bundel neemt toe met toenemende knie flexie, terwijl de lengte van de PM bundel afneemt bij flexie tussen 0° en 45° met toename van de lengte tussen 60° en 120°. De AL bundel is bij extensie meer horizontaal georiënteerd en komt meer verticaal te liggen bij flexie boven 30°. De PM bundel is meer verticaal georiënteerd bij extensie en komt meer horizontaal te liggen bij flexie. Een aantal studies wezen uit dat de normale AL bundel meer opspant in flexie en relaxeert in extensie, met de omgekeerde relatie voor de PM bundel. Op basis van hun lengte en oriëntatie eigenschappen, zouden de twee bundels van de achterste kruisband synergistisch werken; met toenemende flexie van de knie zou de AL bundel meer opspannen, waarbij de AL bundel meer verticaal komt te liggen wat de weerstand tegen posterieure tibiale translatie vermindert. De PM krijgt echter een meer horizontaal verloop bij flexie, met bijgevolg een grotere mogelijkheid om te weerstaan aan posterieure translatie van de tibia [17,50,51,52,54].

De vorm van de doorsnede van de achterste kruisband verandert licht tijdens de bewegingsboog van de knie, maar de oppervlakte blijft nagenoeg constant en bedraagt ongeveer 120 – 150% van de doorsnede van de voorste kruisband [51,53].

De femorale en tibiale inserties van de achterste kruisband hebben een specifieke topografische anatomie om de dynamische vereisten op te vangen. De femorale aanhechting heeft een concave, semicirculaire vorm met bundels gerangschikt in antero-posterieure richting. De voorste grens van de femorale insertie wordt afgegrensd door de mediale intercondylaire richel. Minder consistent in kadaver studies is de aanwezigheid van een mediale bifurcate richel die de twee bundels (AL en PM) van elkaar scheidt [51,52,58].

De tibiale insertie situeert zich op de posterieure intercondylaire fossa tussen beide tibiale plateaus met een medio-laterale oriëntatie van de verschillende vezelbundels. De antero-laterale bundel insereert op de supero-laterale portie van de footprint, terwijl de PM bundel aanhecht op het infero-mediale aspect van de fossa. De meest distale insertie kan gelokaliseerd zijn onder de posterieure tibiale rand. De twee bundels insereren als een uitwaaiierende bundel posterieur op het tibiaal plateau waarbij de posterieure hoorn van de mediale meniscus dient als anterieure boord van

insertie-oppervlak. De densiteit ter hoogte van de tibiale insertie van de achterste kruisband zou minder zijn dan ter hoogte van de tibiale footprint van de voorste kruisband, wat van belang kan zijn bij reconstructie van deze ligamenten [50,51,52,54,55,56,57,58].

De achterste kruisband is zeer nauw verbonden met verschillende anatomische structuren van het posterieure aspect van de knie, met een belangrijke relatie tot de neurovasculaire voorziening van het onderste ledemaat. De voorste wand van de arteria poplitea bevindt zich ongeveer 7 tot 10 mm van de posterieure zijde van de achterste kruisband, met verandering van deze afstand tijdens knie flexie, waarbij bij volledige extensie beide structuren slechts 3 mm van elkaar verwijderd zijn. Bij flexie bedraagt deze afstand tot 18 mm [53,57,59,60].

3.2.2 Functie

De samenstelling en oriëntatie van de achterste kruisband zorgen voor een weerstand tegen posterieure tibiale translatie. Verder doet de achterste kruisband dienst als een secundaire stabilisator van de tibia en voorziet het ligament in weerstand tegen varus stress (secundair aan de elementen van het posterolateraal complex). De AKB beperkt posterieure translatie bij toenemende flexie van de knie, waarbij 95% van de posterieure stabiliteit tussen 30° en 90° voorzien wordt. De AL bundel vangt 50 – 74% van de posterieure translatie op tussen 40° en 120° flexie, waarnaast de PM bundel belangrijker wordt bij flexie van de knie boven 120°. Zoals eerder vermeld wordt dit gereflecteerd door een wisselend verloop van beide bundels bij verschillende graden van flexie [17,52,53,61,62].

3.2.3 Reconstructie

Achterste kruisbandletsels zijn een toenemende oorzaak van knie instabiliteit, maar zijn een grote uitdaging voor de behandelend arts. Ondanks de veelbelovende short-term resultaten van niet-operatieve behandeling tonen verschillende studies aan dat in 8% tot 36% van de patiënten met onbehandelde PCL insufficiëntie zich een late knie artrose ontwikkelt. Omwille van deze reden wordt een chirurgische behandeling aangeraden voor ernstige AKB letsels, zeker indien gecombineerd met andere letsels, ondanks het feit dat deze ingreep relatief vaak faalt [50,63,74].

Omwille van deze laatste reden is het belangrijk de huidige behandeling te verbeteren of te vernieuwen waarbij men met verschillende aspecten rekening dient te houden; operatieve versus conservatieve behandeling, acuut versus laat herstel, enkelvoudige of dubbele bundelreconstructie, tibiale inleg of transtibiale techniek, femoraal outside-in versus inside-out boren en keuze van greffe die de outcome kunnen beïnvloeden [63,64,65,66].

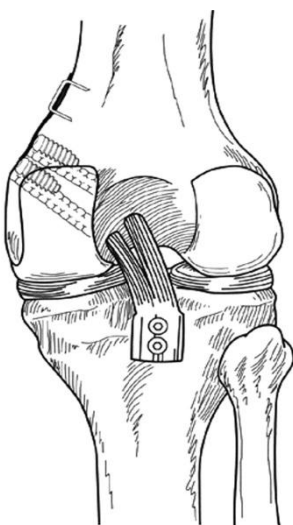
Chirurgische reconstructie van de AKB is een grote technische uitdaging omwille van de complexe anatomie, het verband met de omgevende structuren en de hoge fysiologische belasting van het ligament. Initieel probeerde men in de lijn van het succes van een VKB herstel de AKB eveneens te reconstrueren ter hoogte van het isometrische punt. Klinische en biomechanische studies toonden echter de onmogelijkheid tot herstel van de posterieure stabiliteit met enkelvoudige bundel reconstructie (in het bijzonder vanaf 60° flexie). Verder werd uit verschillende in vitro studies geleerd dat de grote spanning op de greffe, nodig om de stabiliteit te herstellen, aanleiding gaf tot te hoge tensies in het kniegewricht bij volledige extensie [50].

Een volgende stap in de oppuntstelling van de AKB- reconstructie was de evolutie naar een anatomische, enkelvoudige bundelreconstructie van de AL bundel. Deze inzichten kwamen er nadat aangetoond werd dat deze bundel het grootste en meest frequent belaste deel is van de AKB [67,68,69].

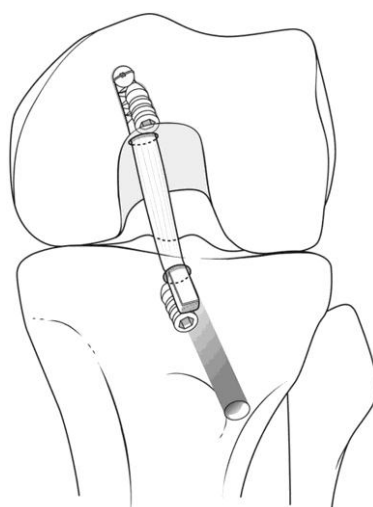
Op basis van recente biomechanische studies die het belang van elke individuele bundel van de AKB aantoonde en omwille van het feit dat de ‘anatomische’ enkelvoudige bundelreconstructie faalde om de antero-posterieure stabiliteit volledig te herstellen, werd overgegaan tot het gebruik van een dubbele bundelreconstructie. Deze techniek zou in staat zijn de normale knie kinematica efficiënter te herstellen met respect voor de AL en PM bundel, met bijgevolg een sterkere reductie van de posterieure tibiale translatie wanneer vergeleken met een enkelvoudige reconstructie [63,64,70].

Op heden is er echter nog geen consensus over superioriteit van dubbele bundelreconstructie ten opzichte van enkelvoudige bundeltechnieken. Er zijn tegenstrijdigheden betreffende de resultaten van herstel op vlak van antero-posterieure translatie en rotationele stabiliteit. De enige consistente vooruitgang met de nieuwe techniek is de mogelijkheid om de gemiddelde en piekstress op de greffe te verminderen, wat erop wijst dat een dubbele bundel verdeling van de krachten toelaat over de gehele constructie [50,63,65,71].

Één van de belangrijkste beïnvloedende parameters is de tibiale fixatie van de greffe, waarbij men de keuze heeft tussen een tibiale inleg techniek (figuur 2) of een transtibiale tunnel (figuur 3). De tweede laat een anatomische fixatie toe ter hoogte van de tibiale insertie van de AKB met vastleggen van de greffe aan de hand van een interferentieschroef. Het grote nadeel van deze techniek is de scherpe bocht die de greffe maakt (‘the killer turn’) ter hoogte van het tibiaal plateau. Om dit probleem op te vangen werd de ‘tibial inlay’ techniek ontwikkeld (figuur 2). In de literatuur is er tegenstrijdigheid bij vergelijking tussen beide technieken. Er zou minder antero-posterieure laxiteit, lagere attenuatie of verdunning en minder falen na cyclische belasting zijn met de inleg techniek, doch verschillende artikels beweren geen verschillen te zien tussen beide technieken. De inlay techniek zou, ondanks de noodzaak aan een posterieure benadering van het kniegewricht, in ieder geval wel de integriteit van de greffe beschermen en attenuatie tegengaan. Klinische superioriteit dient nog aangetoond te worden [50,63,64,72,73].



Figuur 2: tibiale inlay techniek voor achterste kruisbandreconstructie naar Noyes (JBJS 2005)



Figuur 3: transtibiale techniek voor achterste kruisbandreconstructie naar Kim (JBJS 2009).
Bemerk de killer turn rechts.

3.3 Opzet van dit wetenschappelijk onderzoeksproject

Tot op heden werden de insertie-oppervlakken van de voorste en achterste kruisband uitsluitend bestudeerd en beschreven aan de hand van 2D technologie zoals macroscopische fotografie, radiografieën, CT beelden en MRI [16,50,54,55,56,64,67,75,76,77,78,79]. Recent werd de 3D beeldvorming en segmentatie technologie geïntroduceerd in de orthopedische wereld om de inzichten in de complexe beenderige anatomie van de knie te verbeteren en de bouw ervan beter te begrijpen. Dergelijke informatie heeft geleid tot een beter begrip van de beenderige morfologie en nieuwe inzichten betreffende de inserties van de normale, anatomische kruisbanden. Resultaten van deze studies werden onlangs geïmplementeerd in de kliniek als het reeds hoger beschreven concept van anatomische kruisbandreconstructie gebaseerd op beenderige referentiepunten (vb. centrum tot centrum herstel met 80% bedekking van de beide inserties).

Het opzet van dit wetenschappelijk onderzoeksproject rees uit de vaststelling dat dit concept geen rekening houdt met referentiepunten van de weke weefsels zoals het verloop en het volume van het ligament. Verder was tot dusver geen studie verschenen die zich hiervoor baseerde op 3D visualisatie van de anatomische weke, ligamentaire weefsels zoals de voorste en achterste kruisband aan de hand van CT beeldvorming.

Meer concreet was het doel van deze studie het visualiseren van de tibiale en femorale insertie-oppervlakken aangevuld met de 3D reconstructie en analyse van de normale kruisbanden op basis van 2D CT beelden. Hieruit zou getracht worden nieuwe concepten te formuleren zoals het best-fit cylinder concept en het belang van de centrale axis doorheen de ligamenten. De axis werd verondersteld de best-fit cylinder rond de vezels van de voorste en achterste kruisband te vertegenwoordigen, waarbij nagekeken zou worden in hoeverre de centrale axis de ideale tunnel voor kruisbandreconstructie zou voorstellen op basis van de weke weefsels. Deze informatie kan nuttig zijn voor reconstructieprocedures.

Aanvullend op deze doelstellingen zou een studie opgezet worden ter vergelijking van twee courante technieken voor voorste kruisbandreconstructie, opnieuw aan de hand van 3D visualisatie. Tot op heden zijn er slechts weinig in vivo studies beschikbaar die de transtibiale met de anteromediale portal techniek gaan vergelijken op vlak van tunnelplaatsing. Bijzondere aandacht zou hier uitgaan naar de mogelijkheid van beide technieken om de greffe in de anatomische femorale en tibiale insertie te plaatsen, waarbij deze gegevens vervolgens gecorreleerd zouden kunnen worden aan de data verkregen uit de studies betreffende de anatomische kruisbanden. Eventuele nieuwe inzichten die hieruit zouden voortvloeien kunnen opnieuw nuttig zijn bij optimalisatie van op heden gebruikte technieken voor kruisbandreconstructie.

4. Materiaal en methodes

4.1 Subjecten

4.1.1 Anatomische studie van de voorste en achterste kruisband

Voor de dataverzameling betreffende de anatomische studies werden negen (zes linker / drie rechter) ongepaarde knieën van gebalsemde kadavers gebruikt, vier mannelijke en vijf vrouwelijke, met een gemiddelde leeftijd, op het moment van overlijden, van 79.4 jaar (range 66 – 97). Er werden enkel ligamenteair stabiele knieën gebruikt zonder macroscopisch zichtbare degeneratieve veranderingen.

4.1.2 Studie over de reconstructie van de voorste kruisband

Voor de studie over reconstructieve technieken van de voorste kruisband werden, na goedkeuring van het Ethisch comité UZ Gent en met informed consent, twintig patiënten geïncludeerd. Deze studiepopulatie van twintig patiënten werd geopereerd tussen oktober 2011 en april 2012 en bestond uit zeven vrouwen en dertien mannen met een gemiddelde leeftijd van 30 jaar (range 15 – 49, SD \pm 9). Bij tien patiënten werd de voorste kruisband hersteld via een transtibiale techniek (gemiddelde leeftijd 29 jaar, range 17 – 40, SD \pm 8), de andere tien ondergingen een voorste kruisbandreconstructie met de anteromediale techniek (gemiddelde leeftijd 31 jaar, range 15 – 49, SD \pm 11). Alle ingrepen werden uitgevoerd door twee ervaren chirurgen van de dienst Orthopedische heilkunde en traumatologie van het UZ Gent.

Alle knieën (negen rechter en elf linker) werden één dag na voorste kruisbandreconstructie gescand met CT-technologie (CT, Computed Tomography). Deze knieën waren vrij van macroscopische kraakbeenschade en enkel patiënten met een primaire geïsoleerde ruptuur van de voorste kruisband, die via klinisch onderzoek of MRI (Magnetic Resonance Imaging) gediagnosticeerd waren, werden opgenomen in de studie.

Binnen de groep patiënten die geopereerd werd aan de hand van de transtibiale techniek werd bij negen patiënten een vierdubbele autologe semitendinosus pees gebruikt, bij één patiënt werd de reconstructie uitgevoerd aan de hand van een autologe patellapees. De gemiddelde diameter van de tibiale en femorale tunnel was 8.5 mm, waarin tibiaal een schroef werd geplaatst ter fixatie van de greffe. Ter hoogte van de femur werd de greffe gefixeerd aan de hand van een femorale *endobutton*. Bij geen enkele patiënt was een notchplastie noodzakelijk, bij drie patiënten was echter wel een partiële meniscectomie vereist ter resectie van een posttraumatische scheur en verder werd één meniscushechting uitgevoerd.

De greffes die gebruikt werden bij de patiënten uit de groep met de anteromediale techniek, waren in alle casussen een vierdubbele greffe gevormd uit de homolaterale autologe semitendinosus en gracilis pezen. De gemiddelde diameter van de tunnels was 8 mm met opnieuw tibiale fixatie aan de hand van een schroef in combinatie met een kram. Er was hier eveneens geen notchplastie

noodzakelijk. Verder werden bij zeven patiënten concomittante procedures uitgevoerd, waaronder drie partiële meniscectomieën, drie meniscushechtingen en één Lemaire¹ stabilisatie.

4.2 Procedure

4.2.1 Anatomische studie van de voorste en achterste kruisband

4.2.1.1 Anatomische dissectie

Alle kadaver knieën werden zorgvuldig gedisseceerd via een anterieure en posterieure toegangsweg. Voor de anterieure approach werd de knie in 90° flexie gepositioneerd en werd het ligamentum patellae transversaal doorgesneden op het niveau van de gewrichtsspleet. Het infrapatellair vetweefsel en de synoviale mantel rond de voorste en achterste kruisband werden vervolgens voorzichtig verwijderd.

Voor de posterieure benadering werd de knie in volledige extensie gebracht. Ter hoogte van de fossa poplitea werden de beide aanhechtingen van de musculus gastrocnemius, de pees van de musculus semimembranosus en de diepe popliteale neurovasculaire bundel losgemaakt en weggesneden tot op het niveau van het ligamentum popliteum obliquum, ligamentum popliteum arcuatum en de musculus popliteus. De pees van de musculus popliteus werd transversaal doorgesneden ter hoogte van het verst zichtbare deel, waar hij verdween onder de rand van het kapsel.

Verder werd vanaf dit punt het posterieur kapsel transversaal geopend om de tibiale en femorale insertieplaatsen van zowel de voorste als achterste kruisband zicht- en bereikbaar te maken. Vervolgens werd ook hier de synoviale mantel rond beide kruisbanden verwijderd met intact laten van het posterieur meniscofemoraal ligament. De anterieure approach liet toe om craniomediaal van de voorste kruisband de femorale insertie van de posterieure kruisband te bereiken.

Bij beide toegangswegen werd er op gelet dat de mediale en laterale delen van het kapsel intact bleven, zodat de rotationele stabiliteit bewaard bleef tijdens het scannen.

4.2.1.2 Contrasteren van de kruisbanden

Na de dissectie werden de voorste en achterste kruisband geïnjecteerd met een contrastmiddel, zodat beide structuren visualiseerbaar werden op de CT-scan. Dit contrastmedium bestond uit 80% barium sulfaat, 10% glycerine en 10% water. Verder werd blauw Toluidine poeder (0.1g) toegevoegd om visuele controle te hebben en tevens om na te gaan in welke mate er lekkage van het mengsel optrad [80,81,82].

Vervolgens werd de vloeistof ingebracht via een naald (Terumo® naald 0.45 x 23 mm) tussen de collageen vezels van de voorste en achterste kruisband. De injectienaald werd afwisselend naar de femorale en tibiale insertie geschoven om contrastvloeistof aan te brengen tot tegen het beenderig oppervlak. Op deze manier werd over het volledige insertie-oppervlak contrast aangebracht. Vervolgens werd een solide dissectienaald, met identieke diameter als de injectienaald, gebruikt om herhaaldelijk deze area aan te prikken zodat maximale absorptie van contrastvloeistof ter hoogte

¹ Lemaire procedure: extra-articulaire stabilisatie, ter controle van de rotationele instabiliteit die geassocieerd kan zijn aan de scheur van de voorste kruisband. Deze ingreep geeft geen antero-posterieure stabiliteit. Voor deze ingreep wordt gebruik gemaakt van het middenste deel van de fascia lata.

van de insertie van de voorste en achterste kruisband bereikt werd. Om te voorkomen dat er contrast lekte naar de omliggende structuren en oppervlaktes werden beschermende compressen aangebracht [83].

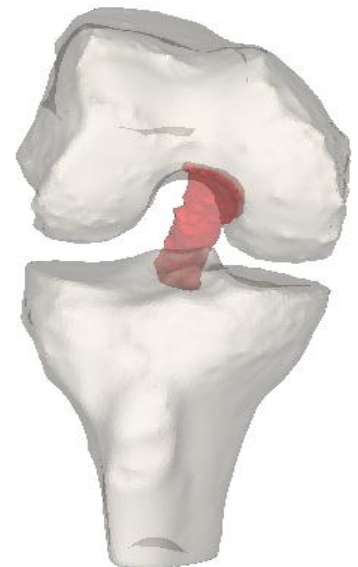
Tenslotte werd, indien bereikbaar, de buitenkant van de voorste en achterste kruisband bedekt met een oplossing op basis van ethylacetaat met looddioxide om het contrast van de oppervlakte te verbeteren [55,82,84].

4.2.1.3 Scannen van de kruisbanden

Na anatomische preparatie werden de subjecten gescand met een helicale CT scan (Siemens® / Volume zoom) in volledige extensie, onder 45° en 90° en in volledige flexie. Vervolgens werden de CT beelden geïmporteerd in een software pakket dat verwerking mogelijk maakt van 2D beelden (vb. CT of MRI) tot 3D reconstructies. In deze studie werd Mimics 14.12® (Materialise N.V., Heverlee, Belgium) gebruikt voor visualisatie en segmentatie van de CT beelden en 3D rendering van het kniegewricht, voorste en achterste kruisband met onmiddellijke morfologische en morfometrische analyse van beide kruisbanden [82].

3.2.2 Studie over de reconstructie van de voorste kruisband

Alle knieën werden één dag post-reconstructie gescand met een helicale CT scan (Siemens® / Volume zoom). Vervolgens werden deze CT beelden eveneens geïmporteerd in Mimics 14.12® (Materialise N.V., Heverlee, Belgium) voor visualisatie en segmentatie van de CT beelden met 3D reconstructie van het kniegewricht, de tibiale en femorale tunnel.

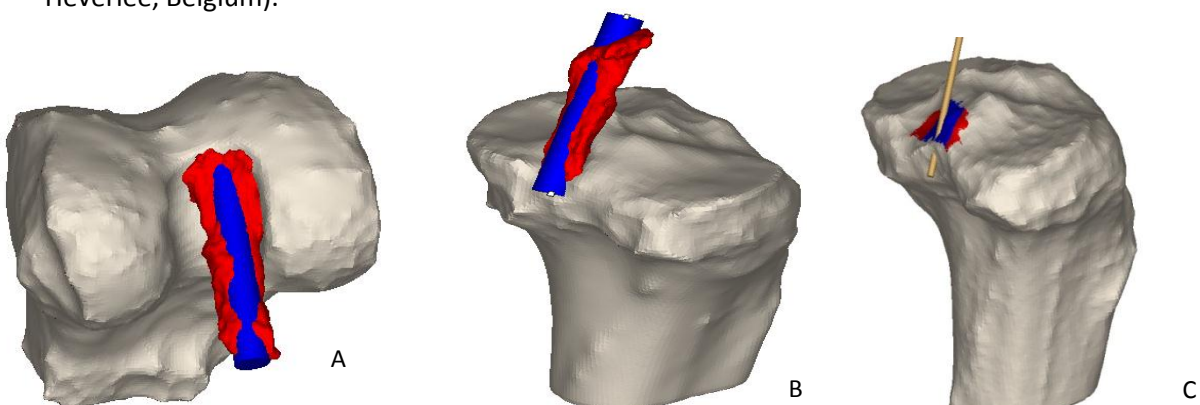


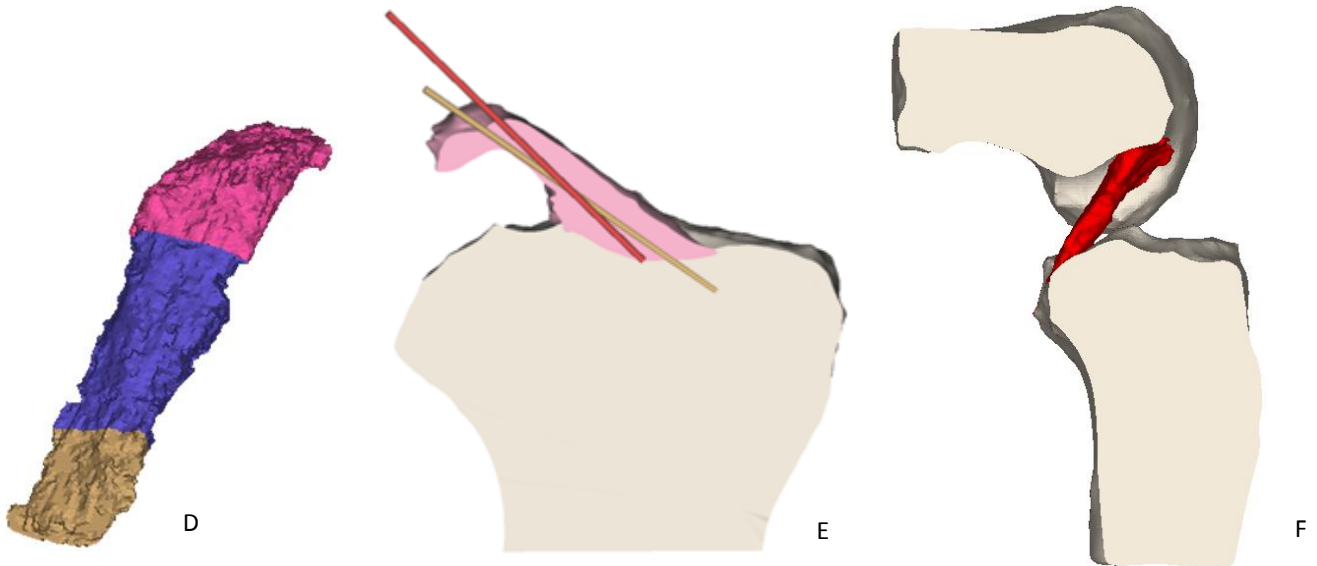
4.3 Metingen

4.3.1 Anatomische studie van de voorste en achterste kruisband

Na het segmentatieproces werden de 3D reconstructies berekend van de geselecteerde maskers van de anatomische voorste en achterste kruisband, het distale deel van de femurschacht met de condylen en het tibiaal plateau tot een paar centimeter distaal van de tuberositas tibiae. De voorste kruisband werd in alle flexiegraden uitgemeten, de achterste kruisband enkel in 90°.

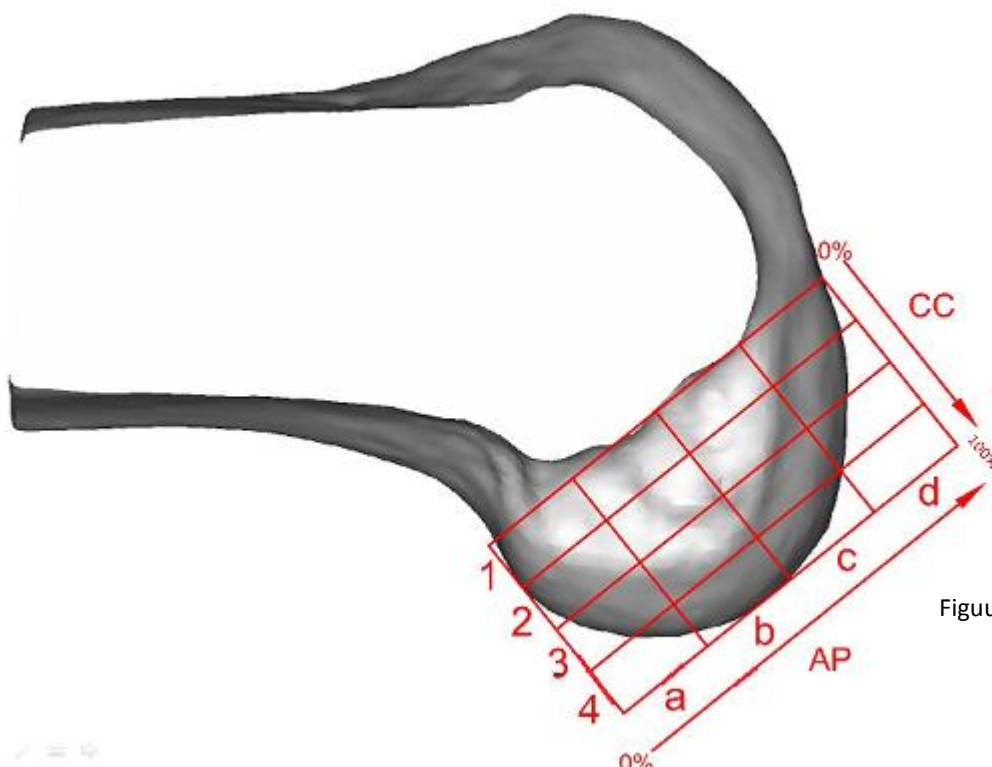
Femorale en tibiale oppervlakte van de inserties, gewogen gemiddelde van de footprint, intersectie van de best-fit cylinder door voorste en achterste kruisband met de insertie, best-fit cylinder / insertie bedekkingsratio en best-fit cylinder centrale axis projecties op de tibiale en femorale footprint (figuur 4) werden gebruikt om de anatomie van de beide kruisbanden te beschrijven. De verschillende oppervlaktes werden uitgemeten aan de hand van 3-matic® (Materialise N.V., Heverlee, Belgium).





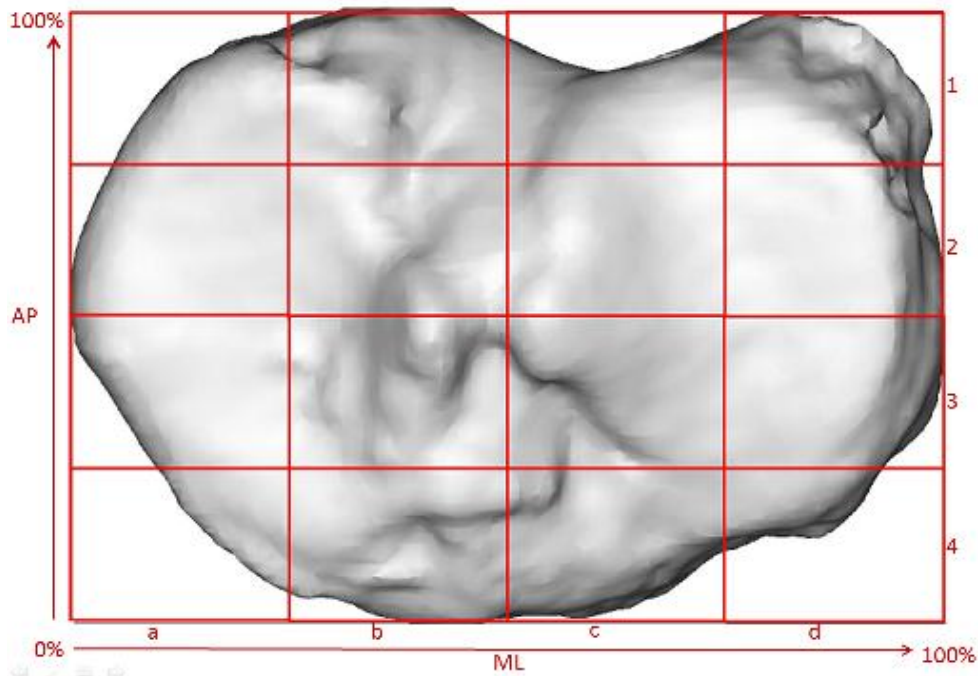
Figuur 4: A) best-fit cylinder door AKB, femoraal. B) best-fit cylinder door AKB, tibiaal. C) Centrale axis AKB. D) bepaling midsubstance AKB (blauw). E) VKB met centrale as door de volledige kruisband (goud) en door de midsubstance (rood). F) sagittale doorsnede doorheen de knie met zijaanzicht op de AKB.

Het gewogen gemiddelde en de intersectie van de centrale as met de femorale en tibiale insertie werden aan de hand van rasters gelokaliseerd op de femur en de tibia. Deze grids werden geconstrueerd aan de hand van AutoCAD® 2012 (San Rafael, CA) volgens de 'quadrantmethode' die in de literatuur uitvoerig beschreven werd door Amis, Bernard en Hertel [85]. Femoraal werd dit rooster geconstrueerd op een strikte profielopname van de 3D beelden van de knie in 90° flexie. Vervolgens werd, zoals bij standaard laterale radiografieën, een 4x4 grid getekend, waarbij het rooster gealigneerd werd volgens de meest anterieure lijn van de femorale notch, van de anterieure tot posterieure rand van de femur. De overige lijnen werden hierop loodrecht geconstrueerd, rakend aan de condyl. Aan de hand van dit tekenprogramma werd de ligging van de verschillende punten uitgedrukt als een percentage ten opzichte van de cranio-caudale as enerzijds en de postero-antérieure as anderzijds (figuur 5).



Figuur 5: femorale grid

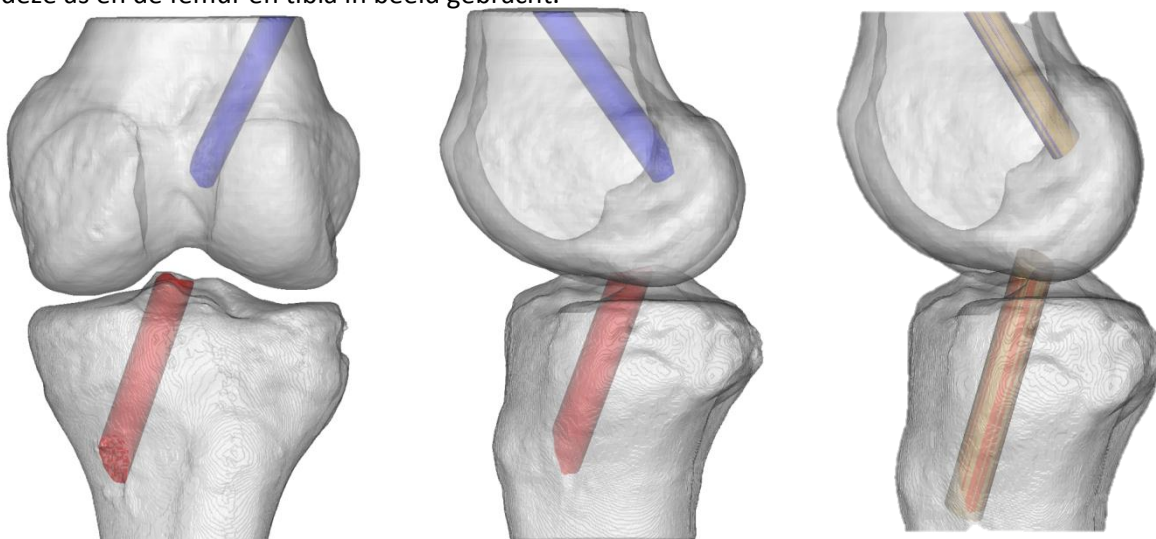
Het tibiale rooster werd geconstrueerd vertrekkende van een lijn rakend aan de posterieure muur van de tibia, met raaklijnen aan de mediale, laterale en voorzijde loodrecht op de eerste lijn. Op deze manier werd opnieuw een 4x4 grid geconstrueerd, waardoor het mogelijk werd de positie van de verschillende punten uit te drukken als een percentage ten opzichte van de mediolaterale en de anteroposterieure afstand (figuur 6).



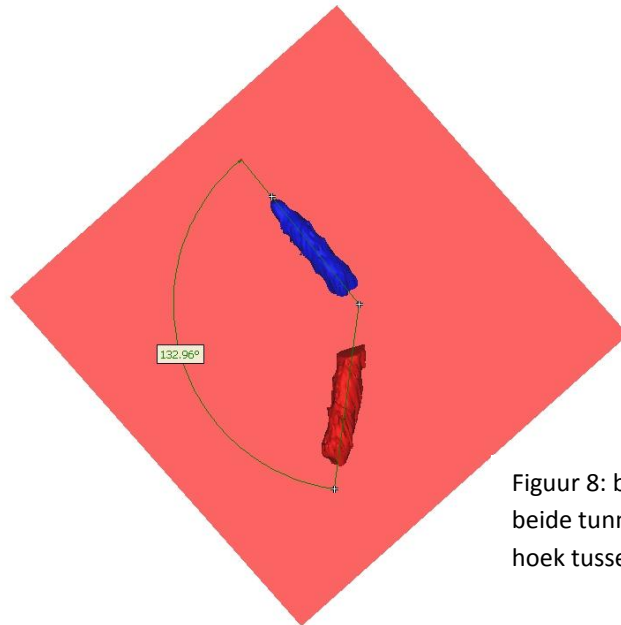
Figuur 6: Tibiale grid

4.3.2 Studie over de reconstructie van de voorste kruisband

Voor de studie over de reconstructieve technieken werd, na berekening van de 3D beelden van de femur, tibia, femorale (zonder schroef) en tibiale tunnel (inclusief schroef) (figuur 7), een vlak gecreeërd doorheen beide tunnels zodat meting van de hoek tussen deze mogelijk werd (figuur 8). Verder werd de lengte van de afzonderlijke tunnels berekend en werd hun diameter bepaald. Vervolgens werd de intersectie van de tunnels met de femur en tibia gevisualiseerd, zodat aan de hand van 3-matic® (Materialise N.V., Heverlee, Belgium) de grootte van deze oppervlakken kon nagemeten worden. Na het bepalen van de centrale as van elke tunnel werd de intersectie tussen deze as en de femur en tibia in beeld gebracht.



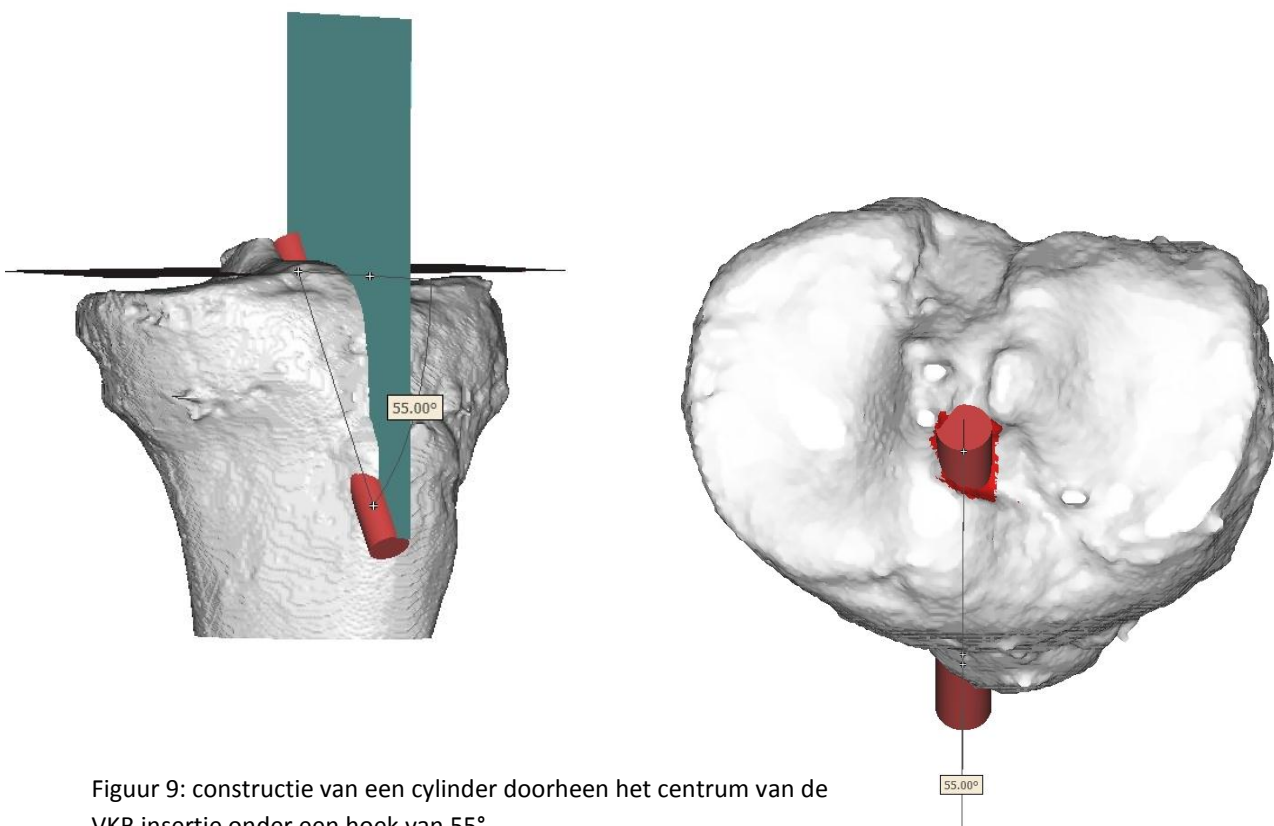
Figuur 7: 3D beelden van femur, tibia, tibiale tunnel (rood) en femorale tunnel (blauw). Uiterst rechts de best-fit cylinder doorheen de tibiale en femorale tunnel.



Figuur 8: bepalen van een vlak doorheen beide tunnels voor het bepalen van de hoek tussen beide

Om de positie van de intersecties tussen de centrale axis en de footprint te gaan bepalen werd gewerkt met AutoCAD® 2012 (San Rafael, CA). Aan de hand van dit programma werden rasters geconstrueerd op de femur en de tibia, zoals eerder vermeld.

In reconstructief opzicht werd een manuele reconstructie gemaakt van de tibiale tunnel om na te gaan welk percentage van de tibiale insertie van de voorste en achterste kruisband deze tunnel omvat. Hiervoor werd een cylinder geconstrueerd met de diameter van de midsectie van de voorste, respectievelijk achterste kruisband doorheen het centrale punt van de insertie onder een hoek van 55°. Vervolgens werd de intersectie-oppervlakte van deze cylinder met de footprint berekend. Deze oppervlakte werd vervolgens uitgezet ten opzichte van de oppervlakte van de volledige footprint (figuur 9).



Figuur 9: constructie van een cylinder doorheen het centrum van de VKB insertie onder een hoek van 55°.

4.4 Data analyse

De oppervlakte ($\text{mm}^2 \pm 1 \text{ SD}$) van de tibiale en femorale inserties, de oppervlakte van de intersectie van de best-fit cylinder met de tibiale en femorale footprint werden berekend en deze laatste werden uitgedrukt als een percentage (mean coverage $\% \pm 1\text{SD}$) in relatie tot de volledige insertie. De oppervlakte van de femorale en tibiale inserties en diameter van de ACL en PCL werden onderling en met de epicondylaire mediolaterale afstand vergeleken aan de hand van een Spearman's rank correlatie coëfficiënt. Bij de studie over reconstructie werden de intersectie- oppervlakken van de tunnels met de footprints, de hoeken tussen de femorale en tibiale tunnel en de lengte van deze tunnels statistisch vergeleken tussen beide technieken aan de hand van een Mann-whitney U test. De variantie tussen de posities van de centrale as doorheen de transtibiale en anteromediale tunnels werd berekend aan de hand van Excel 2010® (Microsoft®).

Zowel alle femorale en tibiale insertie-oppervlakken als de oppervlakte van willekeurige coupes doorheen de achterste kruisband werden tweemaal gesegmenteerd door dezelfde onderzoeker op verschillende dagen. Vervolgens werd de intraclass correlatiecoëfficiënt berekend als een maat voor de intra-onderzoeker betrouwbaarheid. Voor analyse werd een lineair model berekend op basis van de verschillende oppervlakken als een willekeurige factor. De intra-class correlatiecoëfficiënt werd gedefinieerd als een ratio van inter-oppervlakte variantie over de totale variantie. Verder werd de standaardfout op het meten berekend en de gemiddelde fout (in mm^2) van het oppervlakte segmentatie proces, uitgedrukt als een percentage ratio van de gemiddelde fout op de totale gemiddelde achterste kruisbandoppervlaktes en doorsnedes. De analyse werd uitgevoerd aan de hand van SPSS 20® (IBM statistics, New York, United States), level van significantie werd gezet op $p < 0.05$.

5. Resultaten

5.1 Voorste kruisband

5.1.1 Anatomische beschrijving van de voorste kruisband

Tijdens de dissectie werd het intra-articulair extra-synoviaal verloop, gevormd door de enveloppe van twee lagen synovium, gezien rond de voorste kruisband. Vertrekkend van de femorale oorsprong op de laterale femurcondyl lopen vezels schuin naar de insertie op het anterieur tibiaal oppervlak tussen beide condylen. De kruisband kent een distaal – anterieur – mediaal verloop naar de tibia toe. De intercondylaire notch was wijder in het posterieure deel met convergentie in anterieure richting. Tijdens de dissectie kon in bijna elk specimen de antero-mediale van de postero-laterale bundel onderscheiden worden, waarbij de antero-mediale bundel van antero-proximaal in de intercondylaire notch van het diepe hoge deel van de femorale aanhechting naar distaal loopt en antero-mediaal insereert op de anterieure intercondylaire oppervlakte van de tibia. De postero-laterale bundel ontspringt meer posterieur en distaal in de notch, van het lagere deel van de femorale aanhechting en insereert postero-lateraal op de anterieure intercondylaire zone van de tibia. Ter hoogte van de tibiale en femorale insertie is er een brede uitwaaiing van vezels met een macroscopisch zichtbaar verschil in grootte tussen de femorale en tibiale insertie en het middendeel van de kruisband.

5.1.2 Meting van de voorste kruisband insertie

De femorale insertie heeft een gemiddelde oppervlakte van 194.5 mm² (SD ± 38.3; range 139.8 – 241), de tibiale footprint is gemiddeld 159.2 mm² (SD ± 31.3; range 120.2 – 201.5) groot. De gemiddelde epicondylaire medio-laterale diameter van de femur bedraagt 83.9 mm (SD ± 3.8, range 77.6 – 88.9) (tabel1). Uit deze data komt een grote inter-patiënt variabiliteit naar voor. Er werd geen correlatie gezien tussen beide oppervlakken (Spearman's Rho correlatie coëfficiënt 0.26 (p=0.5)). Tussen zowel de tibiale insertie-oppervlakte (Spearman 0.3 (p=0.4)) als de femorale insertie oppervlakte (Spearman 0.07 (p=0.9)) en de epicondylaire medio-laterale diameter van de femur werd geen significante correlatie gevonden.

	Tibiale footprint (mm ²)	Femorale footprint (mm ²)	Mediolaterale femur (mm)
Knie 1	201.4983	161.1419	88.87
Knie 2	184.8900	240.9583	84.50
Knie 3	120.1887	139.8010	77.66
Knie 4	148.2831	164.1299	80.41
Knie 5	136.0929	220.1637	85.52
Knie 6	199.3648	236.2198	81.49
Knie 7	145.9619	215.1803	87.22
Knie 8	137.6704	178.1210	85.94
Gemiddelde	159.2	194.5	83.9

Tabel 1: oppervlakte van de tibiale en de femorale footprint. In de kolom uiterst rechts wordt de epicondylaire mediolaterale diameter van de femur weergegeven.

5.1.3 Best-fit cilinder door de voorste kruisband

In onderstaande tabel (tabel 2) wordt per knie en per bestudeerde graad van flexie de diameter van de best-fit cilinder door de volledige kruisband (inclusief de footprints) weergegeven. Vervolgens werd een intersectie gemaakt van deze cilinder met de tibiale en femorale insertie van de voorste kruisband. Van deze intersecties werden de breedte en lengte gemeten wat eveneens in onderstaande tabel weergegeven wordt.

		Diam Cyl ACL	L Tib FP- Cyl	B Tib FP - cyl	L Fem FP - cyl	B Fem FP - cyl
Knie 1	0°	8.4446	9.7800	6.0200	14.0500	8.1100
	45°	9.0142	12.9500	8.9400	12.1300	8.9600
	90°	9.6950	17.4300	9.6000	12.1800	8.5900
	FF	10.1632	18.6800	9.7100	10.6000	10.3900
Knie 2	0°	9.6920	10.7100	9.0000	14.7600	8.9600
	45°	10.3646	11.5700	10.2600	15.4500	10.1800
	90°	10.9950	14.3100	10.9400	13.0200	10.6000
	FF	11.1346	15.7600	10.8400	11.4800	11.2400
Knie 3	0°	8.4374	8.2700	7.3900	14.6200	8.3700
	45°	8.2406	10.4700	8.1300	11.3200	8.5000
	90°	8.4766	12.0100	8.5000	12.5300	8.4000
	FF	8.6338	14.2600	8.3700	9.1300	9.7600
Knie 4	0°	7.9840	8.1800	7.3300	14.9800	7.6400
	45°	8.8372	10.5000	8.8600	16.1000	8.6500
	90°	9.0540	13.4100	8.9400	15.0700	8.7000
	FF	8.6856	14.1100	8.5600	10.0600	8.0700
Knie 5	0°	8.9324	10.0900	8.8700	16.9300	8.5600
	45°	9.6220	12.4200	9.5100	21.4500	10.6900
	90°	9.4354	10.3200	9.0800	15.1600	9.3500
	FF	9.6184	10.0500	8.1600	11.1600	9.6100
Knie 6	0°	9.5382	10.4800	9.4800	17.0300	9.5300
	45°	9.5206	13.3700	9.5100	18.1300	9.2100
	90°	10.3446	19.9400	10.2000	16.4200	10.0300
	FF	10.3956	18.8400	10.2300	14.9800	10.8600
Knie 7	0°	6.3478	6.9400	6.4500	11.6500	5.8300
	45°	7.7450	10.3900	7.8000	16.4100	7.1300
	90°	7.4696	11.2600	7.3600	10.0300	7.3300
	FF	10.6322	13.7600	6.6800	11.7900	10.5000
Knie 8	0°	9.8908	10.7400	10.1000	15.3700	9.3700
	45°	10.0202	10.9900	10.2200	12.3800	9.0800
	90°	9.2212	10.3000	9.1500	12.6200	7.9500
	FF	10.2838	10.7800	9.5300	10.6800	9.7400

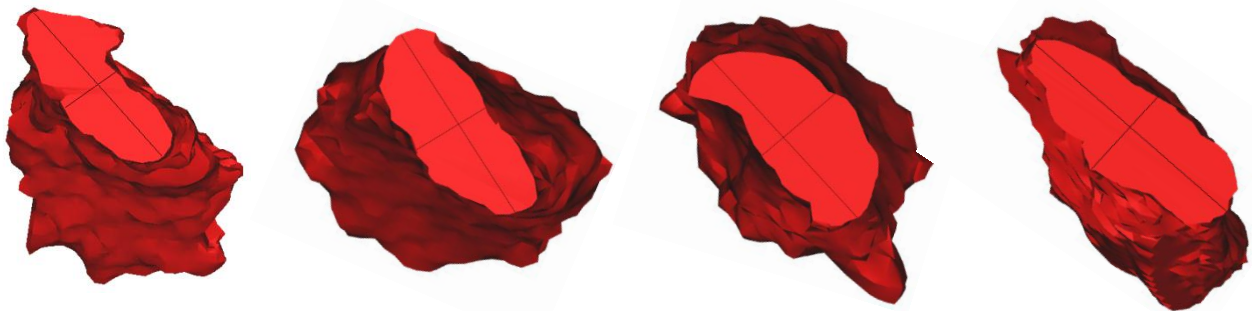
Tabel 2: in deze tabel wordt per flexiegraad de diameter weergegeven van de best-fit cilinder door de volledige kruisband. In de kolommen hierop volgend wordt ten eerste de lengte van de intersectie tussen tibiale insertie en deze cilinder gegeven, vervolgens de breedte en in de laatste twee kolommen worden de data gegeven voor de femorale footprint. Alle data wordt weergegeven in millimeter (mm).

5.1.4 Best-fit cylinder door de midsectie van de VKB

Voor elke knie werd in verschillende flexiegraden (0° - 45° - 90° - volledige flexie) de gemiddelde diameter gemeten van de cylinder die gepast werd doorheen het middelste deel van de voorste kruisband (de midsectie) dewelke respectievelijk 7.67 (SD ± 0.81), 7.99 (SD ± 0.90), 7.94 (SD ± 0.84) en 8.54 (SD ± 0.99) mm bedraagt (tabel 3). Deze waarden werden aan de hand van een Mann-Whitney U test vergeleken met de diameter van de cylinder die berekend werd doorheen de volledige kruisband. Bij 0° flexie kon geen significant verschil aangetoond worden (p = 0.059), bij de andere graden van flexie kon er echter wel een significant verschil aangetoond worden tussen de verschillende waarden bij 45° (p = 0.021), 90° (p = 0.009) en bij volledige flexie (p = 0.016)) (tabel 4). Er werd een toename van de diameter van de midsectie gezien in deze flexiegraden ten opzichte van de diameter in 0° (gerelaxeerde toestand).

	0°	45°	90°	Volledige flexie
Volledige VKB	8.66 mm (SD ± 1.15)	9.17 mm (SD ± 0.89)	9.34 mm (SD ± 1.08)	9.94 mm (SD ± 0.90)
Midsectie VKB	7.67 mm (SD ± 0.81)	7.99 mm (SD ± 0.90)	7.94 mm (SD ± 0.84)	8.54 mm (SD ± 0.99)

Tabel 3: gemiddelde diameter van de cylinder doorheen de volledige voorste kruisband enerzijds en doorheen de midsectie van de voorste kruisband anderzijds en dit voor de vier verschillende bestudeerde flexiegraden.



	0°	45°	90°	Volledige flexie
Mann-Whitney U	p = 0.059	p = 0.021	p = 0.009	p = 0.016

Tabel 4: per flexiestand wordt de p waarde weergegeven, bekomen aan de hand van de Mann-Whitney U test.

Vervolgens werd, opnieuw voor elke knie in de verschillende flexiegraden, de oppervlakte berekend van de intersectie tussen de best-fit cylinder (cylinder doorheen de volledige kruisband met aanpassing van de diameter tot de gemeten diameter van de cylinder door de midsectie) en de tibiale en femorale footprint van de voorste kruisband. Deze oppervlakte bedroeg voor de tibia bij 0° gemiddeld 55.09 mm² (SD ± 13.18), onder 45° 79.69 mm² (SD ± 19.82), 93.04 mm² bij 90° (SD ± 29.07) en bij volledige flexie 108.32 (SD ± 48.01). Femorale intersectie oppervlakken waren gemiddeld 110.32 mm² (SD ± 17.89) bij extensie, 104.83 mm² (SD ± 31.27) bij 45° flexie, onder 90° 77.56 mm² (SD ± 22.71) en bij volledige flexie 75.49 (SD ± 28.66). Uit deze gegevens werd besloten dat bij overgang van volledige extensie naar volledige flexie, de tibiale intersectie van de best-fit cylinder met aangepaste diameter groter wordt en de femorale intersectie daarentegen afneemt. (tabel 5)

	0°	45°	90°	Volledige flexie
Tibiaal	55.09 mm ² (SD ± 13.18)	79.69 mm ² (SD ± 19.82)	93.04 mm ² (SD ± 29.07)	108.32 mm ² (SD ± 48.01)
Femoraal	110.32 mm ² (SD ± 17.89)	104.83 mm ² (SD ± 31.27)	77.56 mm ² (SD ± 22.71)	75.49 mm ² (SD ± 28.66)

Tabel 5: grootte (in mm²) van de intersectie tussen de best-fit cylinder doorheen de midsectie van de voorste kruisband en de tibiale en femorale footprint in de vier verschillende posities.

Aan de hand van voorgaande gegevens werd het percentage bedekking berekend van de verschillende tibiale en femorale insertie-oppervlakken door de best-fit cylinder van de volledige kruisband (met diameter van de best-fit cylinder doorheen de midsectie van de voorste kruisband). Bij berekening van deze waarden werd opnieuw rekening gehouden met de verschillende flexiegraden waaronder de knieën gescand werden. Hierbij zagen we tibiaal voor 0° een bedekking van 35.40% (SD ± 9.33), onder een hoek van 45° 50.69% (SD ± 12.27), bij 90° 57.86% (SD ± 12.52) en tenslotte bij volledige flexie 63.33% (SD ± 17.53). Gemiddelde femorale bedekking was respectievelijk 58.37% (SD ± 12.65), 53.74% (SD ± 11.78), 40.76% (SD ± 12.53) en 38.93% (SD ± 11.43). Uit deze data kon afgeleid worden dat de bedekking tibiaal toeneemt en femoraal afneemt bij toenemende flexie. (tabel 6 en 7)

	0°	45°	90°	Volledige flexie
Tibiaal	35.40% (SD ± 9.33)	50.69% (SD ± 12.27)	57.86% (SD ± 12.52)	63.33% (SD ± 17.53)
Femoraal	58.37% (SD ± 12.65)	53.47% (SD ± 11.78)	40.76% (SD ± 12.53)	38.93% (SD ± 11.43)

Tabel 6: gemiddeld percentage bedekking van de tibiale en femorale footprint door de best-fit cylinder van de midsectie van de voorste kruisband.

Er werd nagegaan of er een correlatie bestond tussen de bedekking van de tibiale en femorale oppervlakken. Bij volledige extensie kon geen significante correlatie gezien worden tussen beide vlakken (Spearman's rank correlatie coëfficiënt -0.143 met $p = 0.736$) noch bij volledige flexie (Spearman 0.643 met $p = 0.086$). Anderzijds werd wel een significant positieve correlatie gezien wat betreft de tibiale en femorale bedekking bij 45° (Spearman 0.881 met $p = 0.004$) en 90° flexie (Spearman 0.714 met $p = 0.47$).

		Diam Cyl ACL (mm)	Diam Cyl ACL Mids. (mm)	Int Tib FP - cyl (mm ²)	Int Fem FP - cyl (mm ²)	Coverage Tib %	Coverage Fem %
Knie 1	0°	8.4446	7.6910	43.4792	103.4832	21.5779	64.2187
	45°	9.0142	7.6626	75.943	71.2449	37.3176	44.2125
	90°	9.6950	8.7248	134.2885	72.4230	66.6450	44.9436
	FF	10.1632	9.4204	162.0540	65.4619	80.4245	40.6238
Knie 2	0°	9.6920	8.5978	71.6296	120.1383	38.7417	49.8585
	45°	10.3646	8.6692	88.7279	112.9572	47.9896	46.8783
	90°	10.9950	8.2492	105.3947	72.2988	57.0040	30.0047
	FF	11.1346	9.0034	107.1365	78.5337	57.9461	32.5922
Knie 3	0°	8.4374	7.3706	45.8367	105.4260	38.1400	75.4115
	45°	8.2406	6.9940	56.3964	63.4902	46.9200	45.4147
	90°	8.4766	6.6364	52.6911	53.5521	43.8400	38.3059
	FF	8.6338	7.3210	85.1566	52.9253	70.8500	37.8576
Knie 4	0°	7.9840	7.0366	45.9796	112.4037	31.0080	68.4846
	45°	8.8372	8.0588	94.6300	123.5102	63.8171	75.2515
	90°	9.0540	8.3250	114.1879	106.0671	77.0067	64.6239
	FF	8.6856	7.6782	119.2284	60.0064	80.4059	36.5603
Knie 5	0°	8.9324	7.4766	64.4032	120.8891	47.3230	54.9087
	45°	9.6220	8.1938	95.5405	125.7867	70.2024	57.1333
	90°	9.4354	8.1168	79.0304	86.4450	58.0709	39.2640
	FF	9.6184	7.8296	60.9736	62.1518	44.8029	28.2298
Knie 6	0°	9.5382	8.4232	66.9692	134.7858	33.5913	57.0595
	45°	9.5206	9.2710	105.1171	157.9035	52.7260	66.8460
	90°	10.3446	8.4686	112.5718	111.3753	56.4652	47.1490
	FF	10.3956	9.9766	187.7940	138.3167	69.3787	58.5542
Knie 7	0°	6.3478	6.2710	37.4098	73.4895	25.6298	34.1525
	45°	7.7450	6.5420	49.0662	92.9138	33.6158	43.1795
	90°	7.4696	6.5756	55.5691	47.6178	38.0710	22.1293
	FF	10.6322	7.8080	45.5498	53.8398	31.2066	25.0208
Knie 8	0°	9.8908	8.4766	65.0275	111.9611	47.2342	62.8568
	45°	10.0202	8.5362	72.8585	90.8536	52.9224	51.0067
	90°	9.2212	8.4106	90.5925	70.6714	65.8039	39.6761
	FF	10.2838	9.2754	98.6771	92.7021	71.6763	52.0445

Tabel 7: deze tabel geeft per knie en per flexiegraad de diameter weer van de best-fit cilinder door de volledige kruisband en de diameter van de best-fit cilinder door de midsectie van de kruisband. Vervolgens wordt de oppervlakte weergegeven van de intersectie tussen de tibiale en femorale footprint met de cilinder en tenslotte wordt de bedekking van de tibiale en femorale footprint door de cilinder uitgedrukt in procent.

5.1.5 Centrale axis en gewogen gemiddelde

5.1.5.1 Gewogen gemiddelde

Aan de hand van de Mimics® en 3- Matic software werd per tibiaal en femoraal insertie-oppervlak het gewogen gemiddelde bepaald. Dit punt representeert het geometrisch middelpunt van de footprint. Vervolgens werd aan de hand van de bovenvernoemde quadrant-methode een rooster geconstrueerd over het tibiaal plateau en de femurcondyl waardoor het mogelijk werd een coördinaat toe te kennen aan dit punt. Het gewogen gemiddelde lag gemiddeld op 49.3125% (SD ± 2.11757) ten opzichte van de medio-laterale afstand van het tibiaal plateau en op 39.6875% (SD ± 2.90980), uitgezet tegenover de antero-posterieure as. (tabel 8 en 9)

Ter hoogte van de femorale zijde was dit punt te situeren op 32.6250% (SD ± 3.83620) langs de postero-anterieure as en op 19.9125% (SD ± 5.93114) in cranio-caudale richting. (tabel 8 en 9)

5.1.5.2 Centrale axis

Per knie werd voor elke graad van flexie de centrale axis bepaald van de best-fit cylinder doorheen de voorste kruisband. Vervolgens werd de intersectie gemaakt tussen deze axis en de tibiale en femorale insertie van de kruisband. Dit punt representeert het centrum van de voorste kruisband, geprojecteerd op de footprint. Bij volledige extensie werd dit punt gemiddeld gelokaliseerd in medio-laterale richting op 48.8250% (SD ± 1.71443) en antero-posterieur op 43.0625% (SD ± 5.21014). In 45° flexie verkregen we medio-lateraal 48.2625% (SD ± 2.53655) en antero-posterieur 40.0625% (SD ± 3.75725). Onder 90° buiging waren de coördinaten in medio-laterale richting 48.1500% (SD ± 1.92131) en antero-posterieur 39.6875% (SD ± 4.54641). Bij volledige flexie zagen we een gemiddelde medio-laterale localisatie op 48.4500% (SD ± 2.63268) en antero-posterieur op 38.0333% (SD ± 6.74794). Bij volledige flexie kon bij knie 7 en 8 geen intersectie geconstrueerd worden tussen de centrale axis en de tibiale insertie, dit omwille van het feit dat deze as niet raakte aan het oppervlak. (figuur 10 en 12)

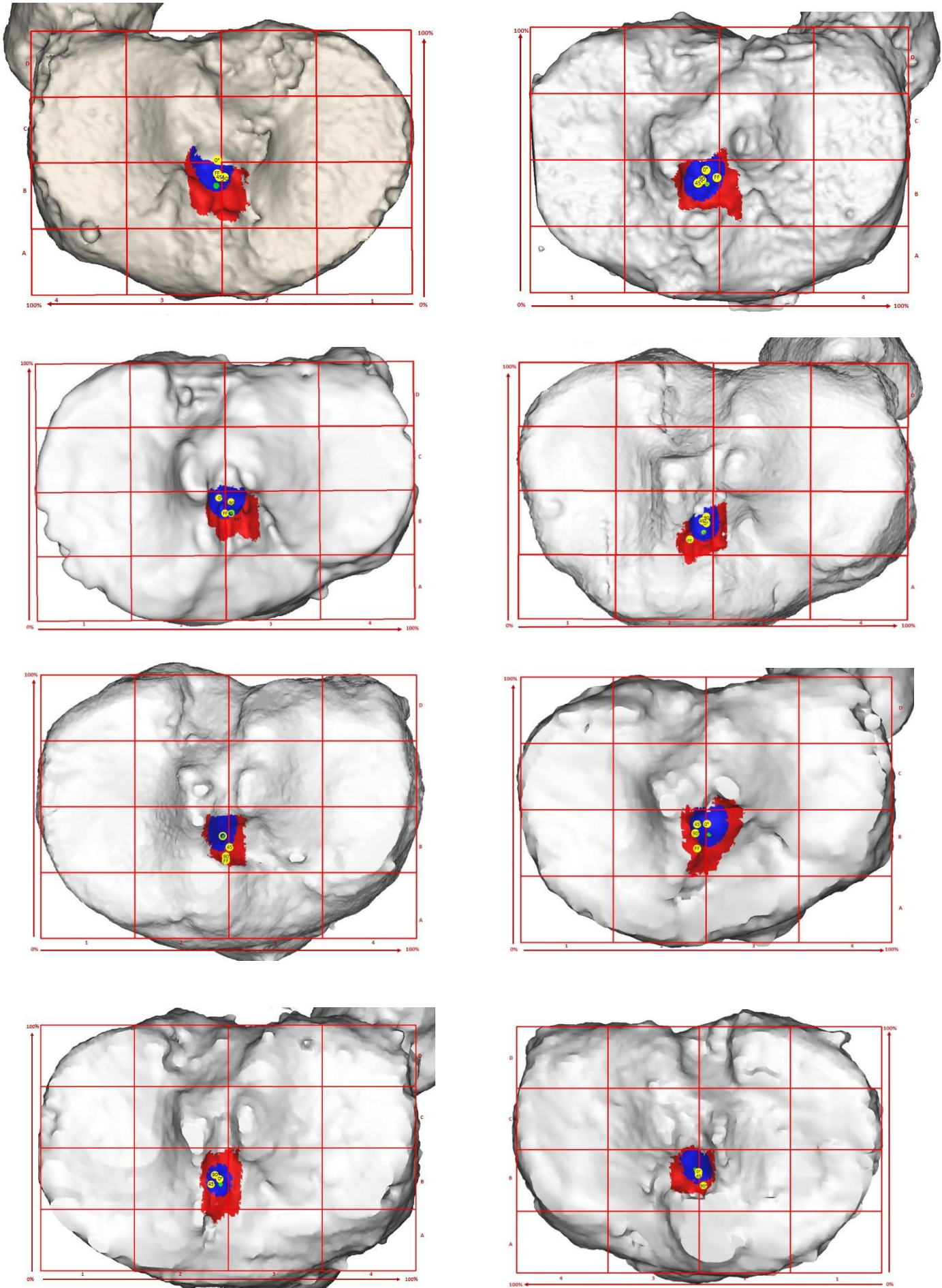
Femoraal, in volledige extensie, projecteerde dit punt zich gemiddeld op 22.9500% (SD ± 3.58748) postero-anterieur en cranio-caudaal op 21.5500% (SD ± 2.47723). Bij 45° flexie op respectievelijk 28.2667% (SD ± 5.26789) en 10.3167% (SD ± 6.59315) en bij 90° postero-anterieur 33.3000% (SD ± 3.49735) en cranio-caudaal 14.7000% (SD ± 9.34956). Bij volledige flexie bevond de centrale axis zich op 34.8625% (SD ± 4.44681) en cranio-caudaal op 13.4500% (SD ± 5.35510). Ter hoogte van de femorale insertie werd geen intersectie gezien tussen de centrale as van de voorste kruisband en de insertie in knie 4, 6, 7 en 8 bij volledige extensie en in knie 7 en 8 bij 45° flexie. (tabel 8 en 9 / fig 11 en 13)

		GG	0°	45°	90°	FF
Tibiaal	Medio-lateraal	49.3125%	48.8250%	48.1500%	48.1500%	48.4500%
	Antero-posterieur	39.6875%	43.0625%	40.1625%	39.6875%	38.0533%
Femoraal	Postero-anterieur	32.6250%	22.9500%	28.2667%	33.3000%	34.8625%
	Cranio-caudaal	19.9125%	21.5500%	10.3167%	14.7000%	13.4500%

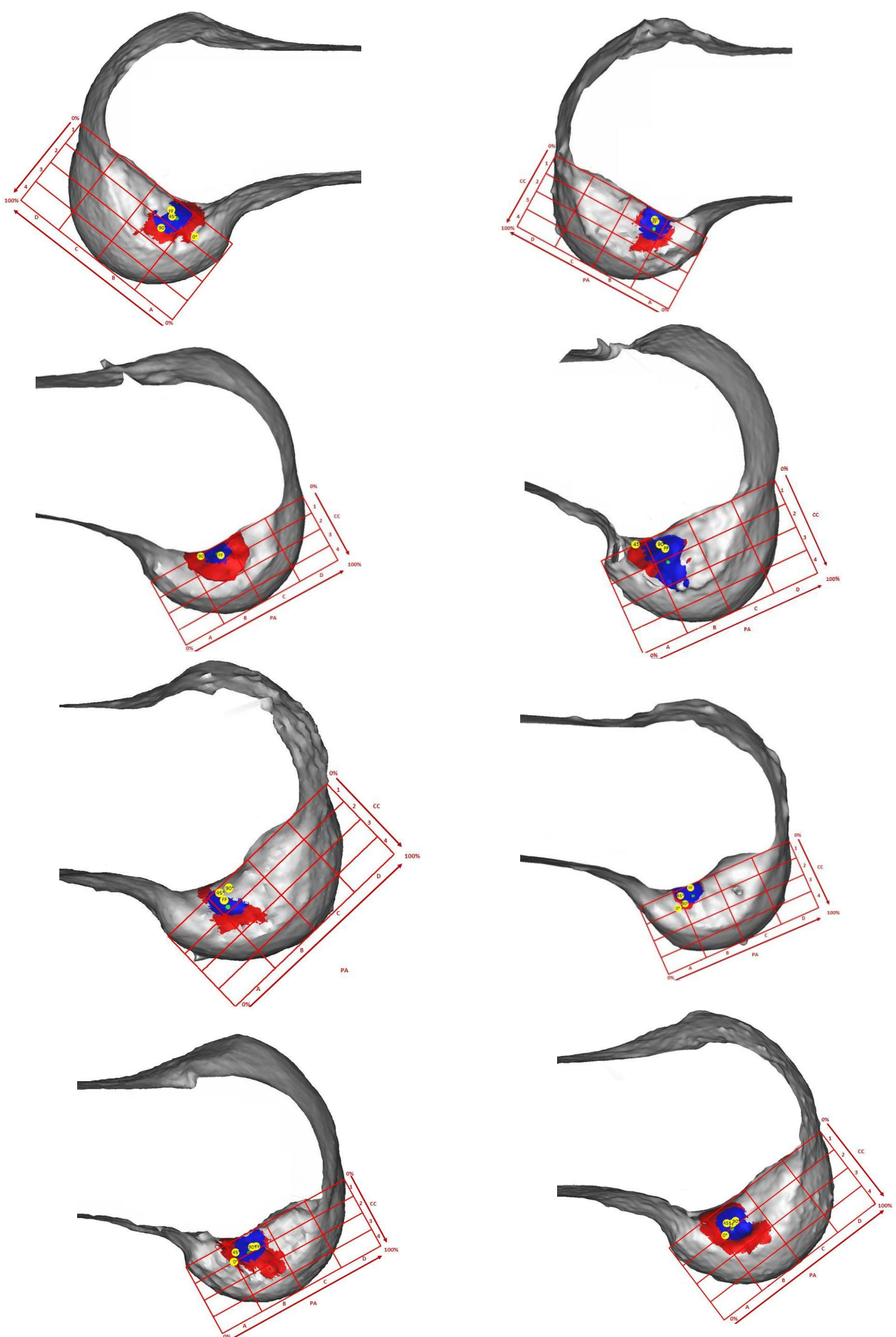
Tabel 8: Gemiddelde tibiale en femorale coördinaten van het GG (gewogen gemiddelde), de centrale axis op 0°, 45°, 90° en bij volledige flexie.

		AP Tib plateau	ML Tib plateau	Quadrant	PA Femur	CC Femur	Quadrant
Knie 1	GG	44.1%	51.2%	3B	30.8%	14.7%	1B
	0°	51.1%	51.7%	3C	18.7%	18.4%	1A
	45°	44.6%	50.7%	3B	33.6%	15.7%	1B
	90°	44.1%	49.0%	3B	35.3%	31.4%	2B
	FF	45.9%	51.2%	2B	36.5%	12.4%	1B
Knie 2	GG	40.8%	46.8%	2B	32.3%	25.0%	1B – 2B
	0°	46.7%	46.1%	2B	27.3%	24.3%	1B – 2B
	45°	41.1%	44.0%	2B	32.8%	17.2%	1B
	90°	42.0%	45.4%	2B	36.3%	21.2%	1B
	FF	43.5%	49.1%	2B	34.3%	20.7%	1B
Knie 3	GG	40.4%	51.8%	3B	34.4%	23.0%	1B
	0°	47.8%	49.5%	2B	23.8%	22.4%	1B – 2B
	45°	41.5%	51.6%	3B	27.9%	14.0%	1B
	90°	45.6%	51.7%	3B	37.2%	18.0%	1B
	FF	42.1%	50.3%	2B	39.5%	19.1%	1B
Knie 4	GG	35.3%	46.7%	2B	28.6%	20.8%	1B
	0°	38.1%	48.0%	2B	/	/	/
	45°	38.3%	47.8%	2B	30.7%	5.9%	1B
	90°	40.0%	48.2%	2B	35.9%	6.0%	1B
	FF	31.4%	43.8%	2B	29.6%	13.4%	1B
Knie 5	GG	37.1%	48.6%	2B	32.9%	15.6%	1B
	0°	38.1%	48.5%	2B	22.0%	21.1%	1A
	45°	34.9%	49.1%	2B – 3B	24.8%	9.1%	1B
	90°	31.8%	48.7%	2B	27.0%	19.0%	1B
	FF	29.7%	49.0%	2B	33.0%	3.1%	1B
Knie 6	GG	40.7%	50.8%	2B	31.2%	28.2%	2B
	0°	44.2%	49.5%	2B – 3B	/	/	/
	45°	44.6%	47.4%	2B	19.8%	0.0%	1A
	90°	40.6%	46.8%	2B	31.1%	8.6%	1B
	FF	35.6%	47.3%	2B	32.9%	15.0%	1B
Knie 7	GG	37.2%	47.6%	2B	41.0%	10.3%	1B
	0°	37.0%	47.4%	2B	/	/	/
	45°	35.1%	45.8%	2B	/	/	/
	90°	38.1%	46.6%	2B	32.7%	3.5%	1B
	FF	/	/	/	42.6%	12.7%	1B
Knie 8	GG	41.9%	51%	3B	29.8%	21.7%	1B
	0°	41.5%	49.9%	2B – 3B	/	/	/
	45°	40.4%	49.7%	2B – 3B	/	/	/
	90°	35.3%	48.8%	2B	30.9%	9.9%	1B
	FF	/	/	/	30.5%	11.2%	1B

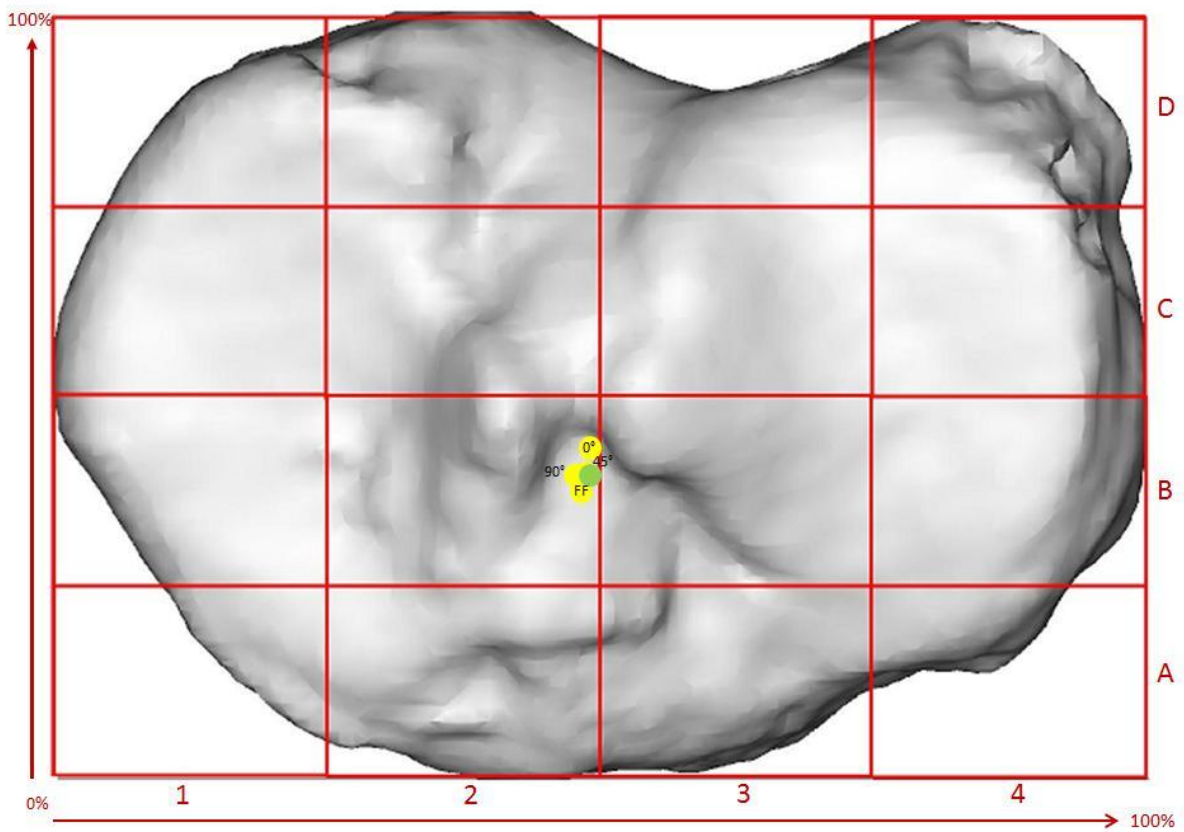
Tabel 9: Coördinaten van het gewogen gemiddelde en de centrale axis per bestudeerde graad van flexie per knie. Kolom 1 en 2 geven de medio-laterale en antero-posterieure percentages weer op het tibiaal plateau met in kolom 3 vermelding van het quadrant. Kolom 4 en 5 tonen de waarden van de cranio-caudale en postero-antérieure lokalisatie van het gewogen gemiddelde en de centrale assen. De laatste kolom geeft de femorale quadranten weer waarin de punten zich bevinden.



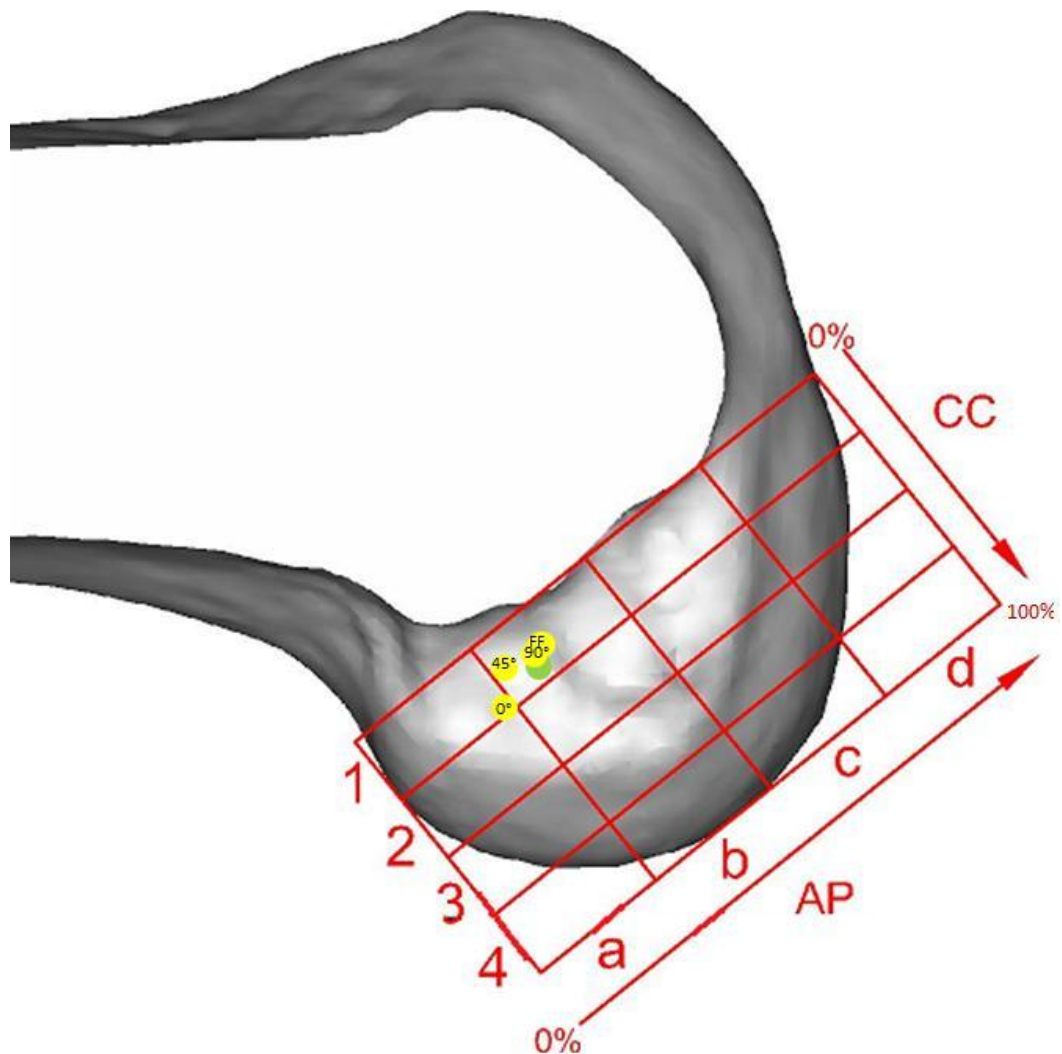
Figuur 10: per knie wordt visueel de positie weergegeven van het gewogen gemiddelde (groene stip) en de intersectie van de centrale axis doorheen de kruisband met de tibiale footprint (gele stip). Het rode oppervlak stelt de tibiale footprint voor, de blauwe zone is de intersectie van de best-fit cylinder met de footprint.



Figuur 11: per knie wordt visueel de positie weergegeven van het gewogen gemiddelde (groene stip) en de intersectie van de centrale axis doorheen de kruisband met de femorale footprint (gele stip). Het rode oppervlak stelt de femorale footprint voor, de blauwe zone is de intersectie van de best-fit cilinder met de footprint.



Figuur 12: visuele voorstelling van de gemiddelde positie van het gewogen gemiddelde (groene stip) en de gemiddelde intersectie van de centrale axis doorheen de kruisband met de tibiale footprint (gele stip).



Figuur 13: visuele voorstelling van de gemiddelde positie van het gewogen gemiddelde (groene stip) en de intersectie van de centrale axis doorheen de kruisband met de femorale footprint (gele stip).

5.2 Achterste kruisband

5.2.1 Anatomische beschrijving van de achterste kruisband

Gebaseerd op de anatomische dissectie, interpretatie van CT met contrast en 3D reconstructie van de normale achterste kruisband, het tibiaal plateau en de intersectie, werd gezien dat de achterste kruisband aanhecht op de posterieure intercondylaire oppervlakte tussen de tibiale plateaus en posterieur van de eminentia intercondylaris. In lijn met de topografische studie van Forsythe et al. [55] en Tajima et al. [56] zagen we dat de achterste kruisband bestaat uit twee bundels die elk in een verschillend vlak aanhechten op het posterieur intercondylair oppervlak. In bijna elke 3D reconstructie van de normale achterste kruisband kon de antero-laterale (AL) en postero-mediale (PM) bundel onderscheiden worden. Ter hoogte van de tibiale insertie van de achterste kruisband konden twee verschillende buigingen gezien worden: een eerste antero-laterale, gelokaliseerd op het supero-laterale aspect van de posterieure intercondylaire zone, op dewelke de AL bundel aanhecht en een tweede postero-mediale buiging in het infero-mediaal aspect van de fossa, wat de insertie is van de PM bundel [54,56,65,75,86].

In craniale richting insereert de achterste kruisband op het lateraal oppervlak van de mediale femurcondyl in de intercondylaire fossa. Deze insertie is caudaal afgegrensd door het articulaire oppervlak van de mediale condyl en craniaal door de mediale intercondylaire richel, in de meeste knieën gevisualiseerd. De mediale bifurcate richel, beschreven in Forsythe et al. [55] als een klein osseus uitsteeksel tussen de antero-laterale en postero-mediale bundel van de achterste kruisband was niet zichtbaar op de beenderige oppervlaktes van de CT dataset en op de 3D reconstructiebeelden in de huidige studie. Anderzijds was het wel mogelijk de antero-laterale en de postero-mediale bundel in de 3D beelden te onderscheiden ter hoogte van de femorale insertie [50,54,56,63,65,75,86,87,88].

5.2.2 Meting van de achterste kruisband insertie

Gemiddelde insertie-oppervlakte van de tibiale en femorale footprint waren respectievelijk 189.1 mm² (SD ± 63.0; range 68.6 – 263.4) en 293.3 mm² (SD ± 65.2; range 193.7 – 400.5). Binnen deze resultaten werd zoals bij de voorste kruisband een hoge inter-patiënt variabiliteit gezien. Er werden geen significante correlaties gevonden tussen de femorale en tibiale insertie-oppervlakken, noch werd een verband gezien tussen de diameter van de normale achterste kruisband en de femorale epicondylaire breedte. Spearman's rank correlatie coëfficiënt voor de femorale insertie was 0.45 (p=0.224), voor de tibiale footprint 0.6 (p=0.88) en 0.23 (p=0.546) voor de diameter. (tabel 10 / figuur 14 en 15)

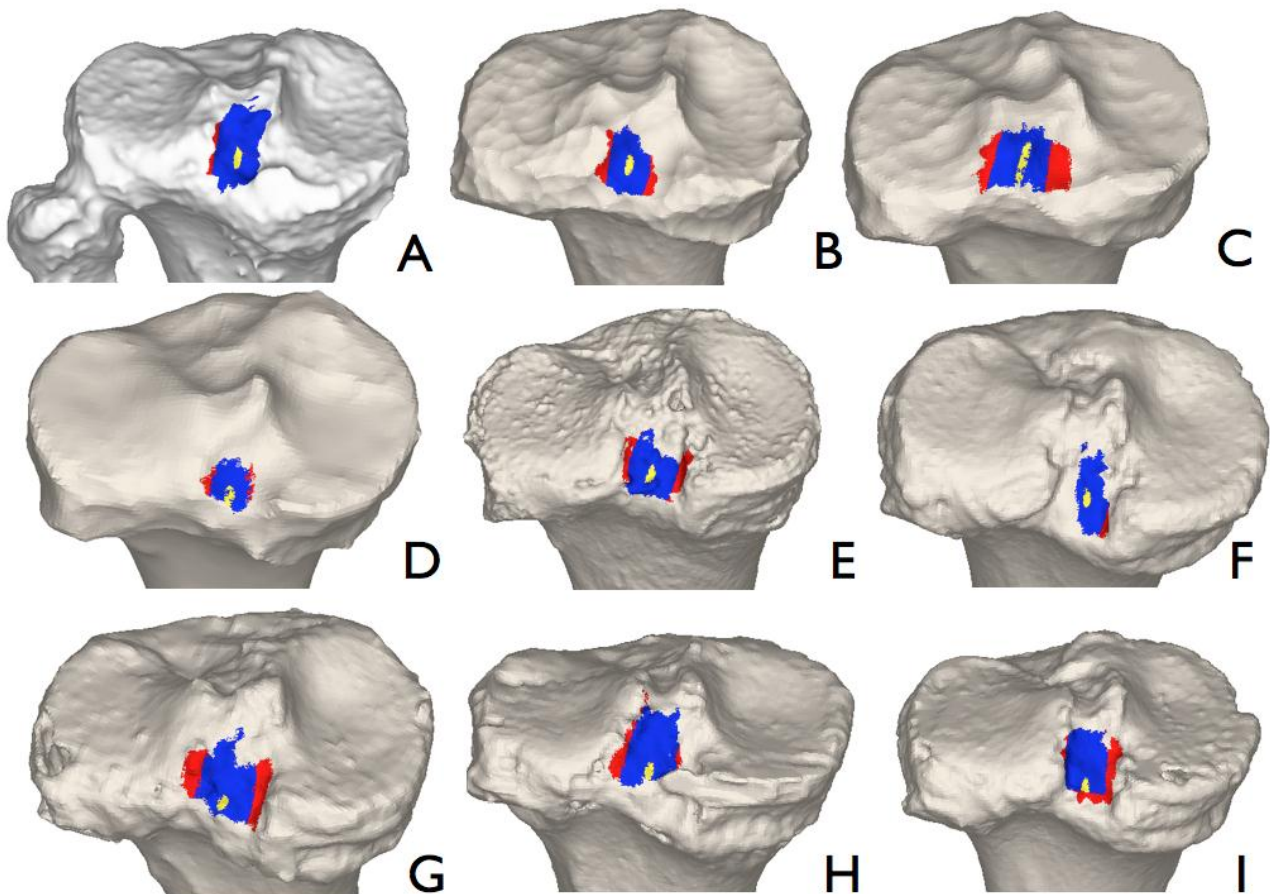
De intra-onderzoeker variabiliteit voor het meten van de verschillende oppervlakken was 0.97 met een standaardfout van 3.5 mm² (CI 94.24%). De ratio van de gemiddelde fout op de gemiddelde oppervlakte van de achterste kruisband inserties was 4.8% (standaardfout 10.5 mm²).

5.2.3 Best-fit cylinder door de achterste kruisband

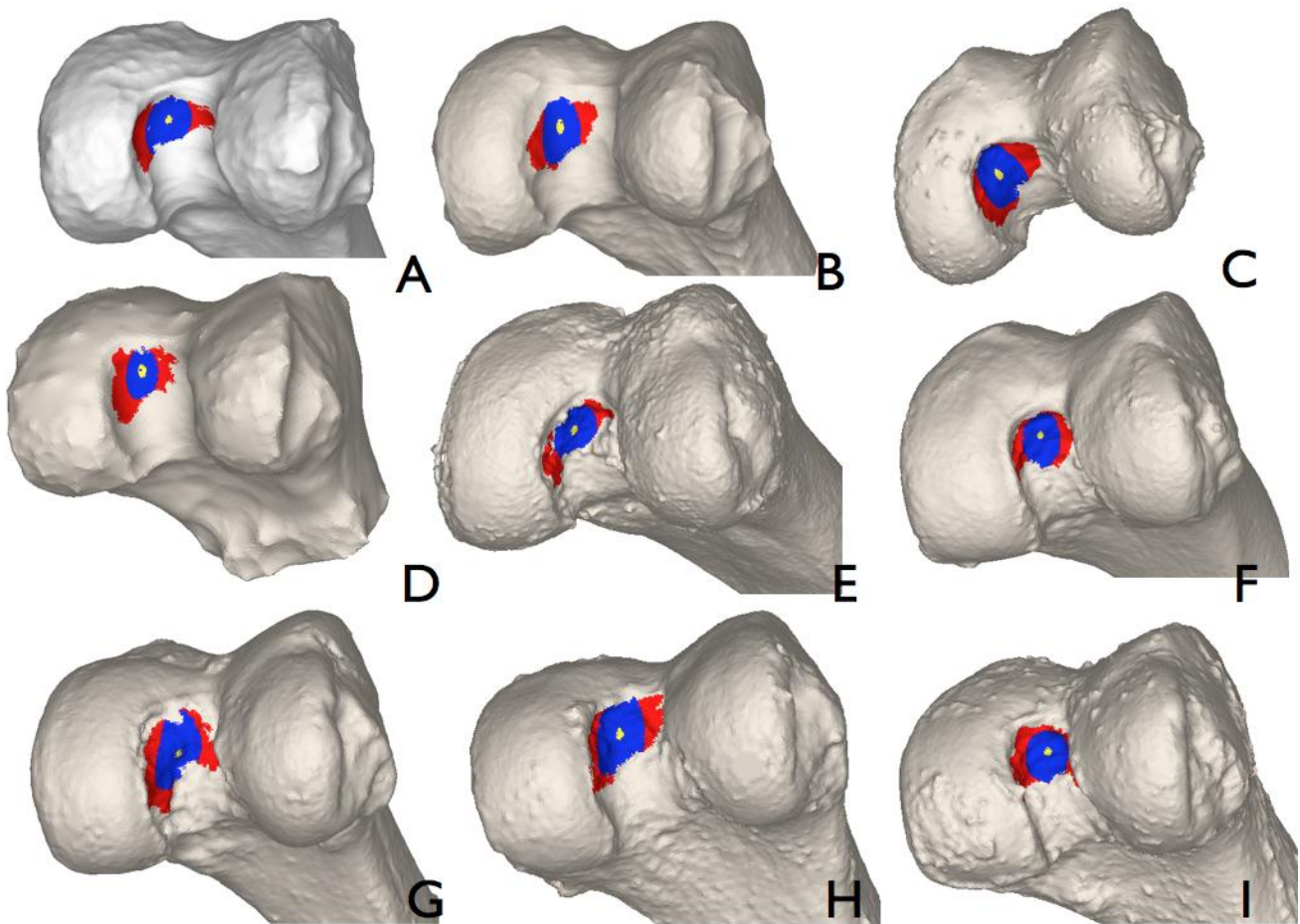
De gemiddelde diameter van de best-fit cylinder was 10.5 mm, mediaan 10.8 mm (SD \pm 1.299). De gemiddelde bedekking van de best-fit cylinder op de tibiale en femorale insertie was respectievelijk 76.5% (mediaan 74.4%, SD \pm 11.7%) en 46.5% (mediaan 48%, SD \pm 6.3%). De centrale axis van de best-fit cylinder was gelokaliseerd in de AL bundel ter hoogte van de femorale insertie en meer centraal in de achterste kruisband insertie op de tibia. (tabel 10 / figuur 14 en 15)

	Tib opp (mm ²)	Fem opp (mm ²)	Tib Bedek. (%)	Fem Bedek. (%)	Diameter (mm)	Fem Diam (mm)
Knie 1	263.4	302.1	84.5	38.5	10.8	86.9
Knie 2	190.6	270.7	66.0	54.0	9.7	89.1
Knie 3	257.6	400.5	59.6	47.2	11.9	87.0
Knie 4	68.7	193.7	91.4	37.1	7.5	76.6
Knie 5	186.6	216.2	74.4	48.5	11.0	79.3
Knie 6	115.2	259.6	91.4	50.2	10.1	85.2
Knie 7	191.0	326.6	67.2	48.0	10.6	81.7
Knie 8	202.2	348.4	84.1	54.0	11.6	85.0
Knie 9	226.2	321.7	69.9	40.7	11.1	86.0
Gemiddelde	189.1	293.3	76.5	46.5	10.5	84.1
Mediaan	191.0	302.1	74.4	48.0	10.8	85.2

Tabel 10: overzicht van de individuele tibiale en femorale oppervlakte van de verschillende tibiale en femorale inserties, de individuele bedekking door de best-fit cylinder op de tibiale en femorale insertie-oppervlakken, uitgedrukt in percentage. De diameter van de best-fit cylinder en de femorale epicondylaire diameter voor elk van de negen knieën. Tib opp, tibiale insertie-oppervlakte; Fem opp, femorale insertie-oppervlakte; Tib Bedek, bedekking tibiale footprint door best-fit cylinder; Fem Bedek, bedekking femorale footprint door best-fit cylinder; diameter, diameter van de best-fit cylinder; Fem diam, femorale epicondylaire diameter.



Figuur 14: A-I: Drie-dimensionele voorstelling van de tibiale footprint van de normale achterste kruisband (rood) in de negen bestudeerde knieën (A-I). In blauw wordt de intersectie van de best-fit cylinder geprojecteerd op de insertie. De gele zone stelt de osseuze intersectie van de centrale axis voor.



Figuur 15: A-I. Drie- dimensionele voorstelling van de femorale footprint van de normale achterste kruisband (rood) voor de negen bestudeerde knieën (A-I). De blauwe regio stelt telkens de intersectie voor van de best-fit cylinder met de femorale insertie van de achterste kruisband. In geel wordt de osseuze intersectie voorgesteld van de centrale axis met de femorale footprint.

Er werd geen correlatie gevonden tussen de oppervlaktes van de femorale en tibiale footprint, de diameter van de normale achterste kruisband en de femorale epicondylaire breedte. De Spearman's rank correlatie coëfficiënt voor de femorale footprint was 0.45 ($p = 0.0224$), voor de tibiale footprint 0.6 ($p = 0.88$) en 0.23 ($p = 0.546$) voor de diameter van de achterste kruisband. Verder werd een hoge inter-patiënt variabiliteit gezien.

5.2.4 Centrale axis en gewogen gemiddelde

5.2.4.1 Gewogen gemiddelde

Aan de hand van de Mimics® en 3- Matic software werd, zoals bij de voorste kruisband, per tibiaal en femoraal insertie-oppervlak het gewogen gemiddelde bepaald. Dit punt representeert het geometrisch middelpunt van de footprint. Vervolgens werd aan de hand van de bovenvernoemde quadrant-methode een rooster geconstrueerd over het tibiaal plateau en de femurcondyl waardoor het mogelijk werd een coördinaat toe te kennen aan dit punt. Het gewogen gemiddelde lag gemiddeld op 48.36% (SD ± 3.11) ten opzichte van de medio-laterale afstand van het tibiaal plateau en op 84.63% (SD ± 2.66), uitgezet tegenover de antero-posterieure as. (tabel 11 en 12)

Ter hoogte van de femorale zijde was dit punt te situeren op 52.46% (SD ± 2.61) langs de postero-antérieure as en op 12.50% (SD ± 7.47) in cranio-caudale richting. (tabel 11 en 12)

5.2.4.2 Centrale axis

Per knie werd bij 90° flexie de centrale axis van de best-fit cylinder bepaald doorheen de achterste kruisband. Vervolgens werd de intersectie gemaakt tussen deze axis en de tibiale en femorale insertie van de kruisband. Dit punt is het centrum van de achterste kruisband, geprojecteerd op de footprint. Dit punt werd gemiddeld gelokaliseerd in medio-laterale richting op 48.07% (SD ± 2.66) en antero-posterieur op 88.42% (SD ± 2.88). (tabel 11 en 12 / figuur 16)

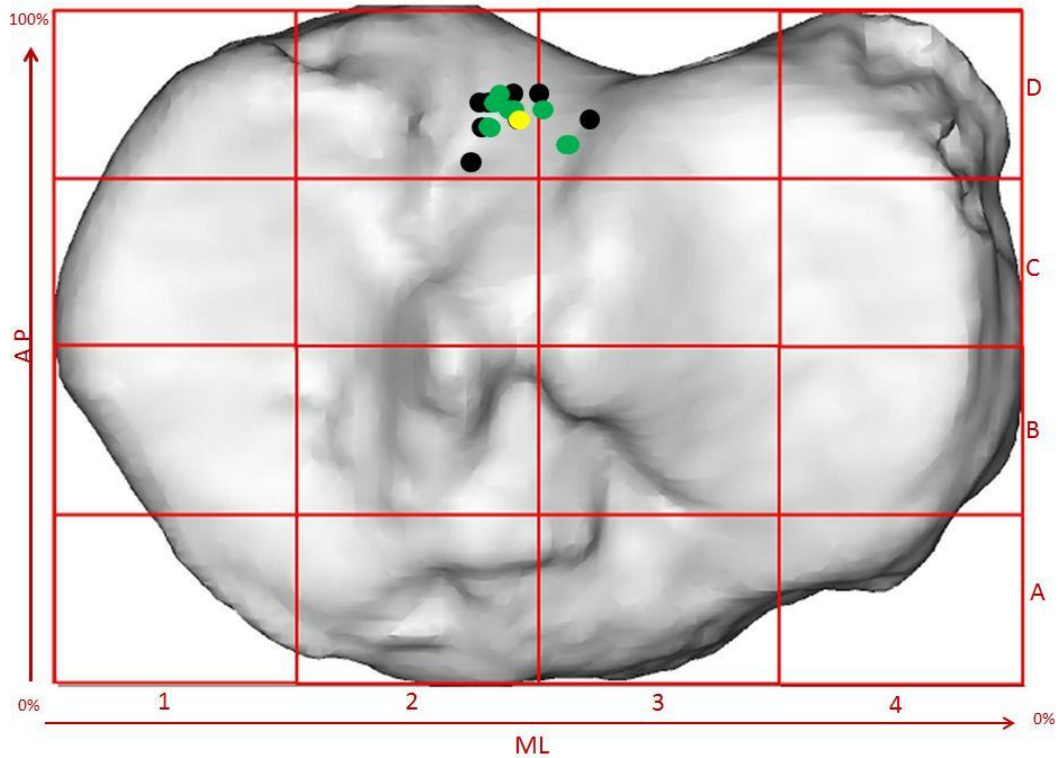
Femoraal projecteerde dit punt zich gemiddeld op 56.52% (SD ± 2.76) postero-antérieur en cranio-caudaal op 7.47% (SD ± 7.04). (tabel 11 en 12 / figuur 17)

		AP Tib plateau	ML Tib plateau	Quadrant	PA Femur	CC Femur	Quadrant
Knie 1	GG	86.6%	47.5%	2D	55.6%	15.4%	1C
	90°	85.5%	49.7%	2D	57.2%	11.6%	1C
Knie 2	GG	86.0%	50.6%	2D-3D	53.7%	19.2%	1C
	90°	86.0%	48.0%	2D	54.7%	5.0%	1C
Knie 3	GG	81.4%	53.1%	3D	52.9%	25.0%	1C – 2C
	90°	84.2%	54.1%	3D	52.1%	18.3%	1C
Knie 4	GG	88.2%	45.9%	2D	51.9%	10.0%	1C
	90°	91.8%	46.3%	2D	56.2%	7.8%	1C
Knie 5	GG	86.0%	47.5%	2D	54.3%	6.8%	1C
	90°	88.6%	47.7%	2D	58.5%	0.0%	1C
Knie 6	GG	86.7%	45.6%	2D	53.4%	0.0%	1C
	90°	87.7%	45.0%	2D	58.8%	0.0%	1C
Knie 7	GG	82.9%	45.3%	2D	50.6%	18.5%	1C
	90°	92.8%	46.0%	2D	52.8%	16.9%	1C
Knie 8	GG	80.5%	53.1%	3D	55.4%	17.6%	1C
	90°	89.9%	48.4%	2D	59.2%	7.6%	1C
Knie 9	GG	83.4%	46.6%	2D	53.7%	0.0%	1C
	90°	89.3%	47.4%	2D	59.2%	0.0%	1C

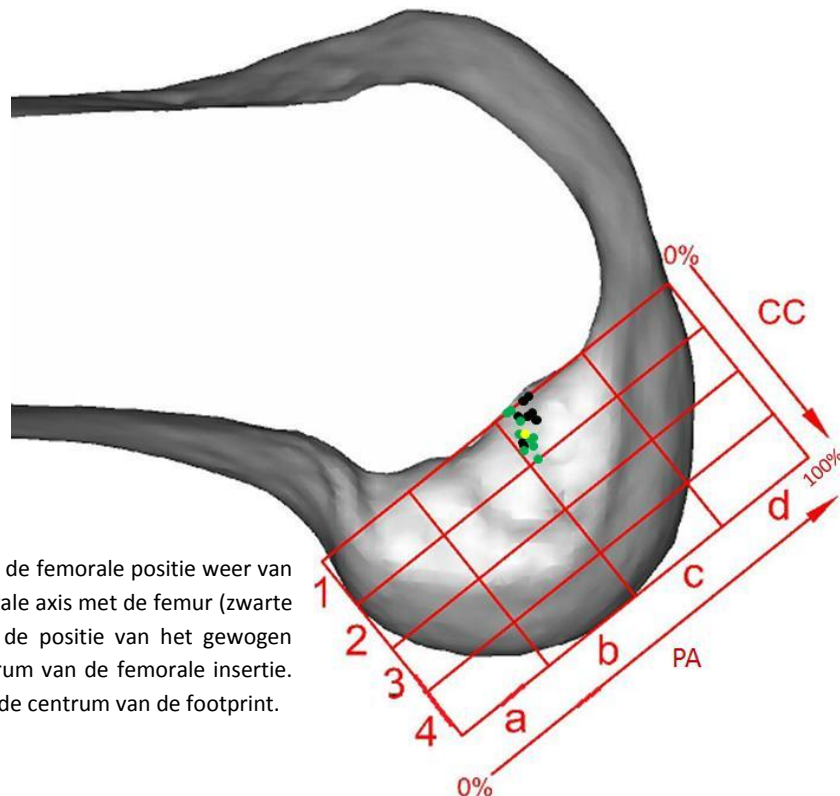
Tabel 11: deze tabel geeft per knie de coördinaten weer van het gewogen gemiddelde (GG) en de intersectie van de centrale axis met de tibiale insertie. Verder wordt ook het quadrant weergegeven waarin de respectievelijke punten zich bevinden. Het tweede deel van de tabel geeft dezelfde metingen weer, maar dit voor de femorale zijde. AP: antero-posterieur, ML: medio-lateraal, PA: postero-antérieur, CC: cranio-caudaal.

		GG	90°
Tibiaal	Medio-lateraal	48.36%	48.07%
	Antero-posterieur	84.63%	88.42%
Femoraal	Postero-anterieur	52.46%	56.52%
	Cranio-caudaal	12.50%	7.47%

Tabel 12: deze tabel geeft de gemiddelde waarden weer van de verschillende tibiale en femorale posities van het gewogen gemiddelde en de centrale as bij 90°



Figuur 16: deze figuur geeft de tibiale positie weer van de intersecties van de centrale axis met de tibia (zwarte stip). De groene stip stelt de positie van het gewogen gemiddelde voor, het centrum van de tibiale insertie. De gele stip is het gemiddelde centrum van de footprint.



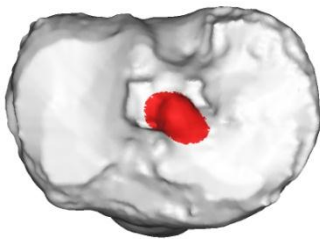
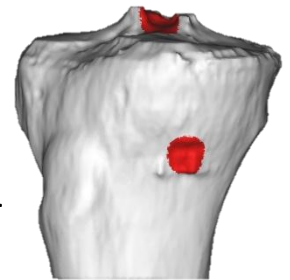
Figuur 17: deze figuur geeft de femorale positie weer van de intersecties van de centrale axis met de femur (zwarte stip). De groene stip stelt de positie van het gewogen gemiddelde voor, het centrum van de femorale insertie. De gele stip is het gemiddelde centrum van de footprint.

5.3 Voorste kruisband reconstructie

5.3.1 Tibiale tunnel

5.3.1.1 Transtibiale techniek

De gemiddelde oppervlakte van de opening aan de antero-mediale zijde van de tibia bedroeg 96.8072 mm² (range 76.79 – 137.27 mm², SD ± 16.12847). Dit boorgat had een gemiddelde lengte van 12.0790 mm (range 10.36 – 15.14 mm, SD ± 1.62915) en een gemiddelde breedte van 9.9480 mm (range 9.20 – 10.99 mm, SD ± 0.57838). (tabel 13)



De opening in het gewricht ter hoogte van het tibiaal plateau die door dit boortraject gemaakt werd, had een gemiddelde oppervlakte van 117.1010 mm² (range 79.70 – 163.56 mm², SD ± 29.02604) met een gemiddelde lengte van 12.6880 mm (range 9.49 – 15.44 mm, SD ± 2.09584) en een gemiddelde breedte van 9.8040 mm (range 8.80 – 10.96mm, SD ± 0.71929). (tabel 13)

De best-fit cylinder van de tibiale tunnel (inclusief schroef) had een gemiddelde diameter van 9.8554 mm (range 9.06 – 11.04 mm, SD ± 0.63395).

	Transtibiaal						
	Tibia in (mm ²)	Lengte (mm)	Breedte (mm)	Tibia uit (mm ²)	Lengte (mm)	Breedte (mm)	Cylinder (mm)
Knie 1	94.8609	11.9200	9.2900	82.8668	11.2100	9.2900	9.3122
Knie 2	89.0887	11.3600	9.2000	79.7019	9.4900	9.2100	9.2394
Knie 3	88.7835	11.3900	9.6500	93.5562	10.7500	9.8500	9.4974
Knie 4	89.9225	10.3600	10.2800	163.5619	15.4400	9.0100	9.9758
Knie 5	103.8317	11.9000	10.2600	128.5591	13.2100	10.1400	10.2206
Knie 6	76.7922	10.7700	9.4000	94.7504	11.7300	8.8000	9.0602
Knie 7	100.7090	11.7300	10.5100	142.2636	15.2500	10.7100	10.5392
Knie 8	137.2725	15.1400	10.9900	142.4339	13.2300	10.9600	11.0412
Knie 9	97.8914	11.3000	10.0500	108.3979	11.4100	9.9300	10.1162
Knie 10	88.9191	14.9200	9.8500	134.9184	15.1600	10.1400	9.5514
Gemiddelde	96.8027	12.0790	9.9480	117.1010	12.6880	9.8040	9.8554

Tabel 13: deze tabel geeft van links naar rechts de data weer betreffende de transtibiale techniek. Tibia in: tibiaal intredepunt met lengte en breedte; tibia uit: intra-articulaire opening van de geboorde tunnel met lengte en breedte. Cylinder: best-fit cylinder doorheen de tibiale tunnel (inclusief schroef).

5.3.1.2 Anteromediale techniek

Bij de anteromediale techniek bedroeg de gemiddelde oppervlakte van de booropening op de anteromediale zijde van de tibia 100.6594 mm² (range 71.37 – 137.52 mm², SD ± 22.50970) met een gemiddelde lengte van 12.2450 mm (range 8.99 – 18.77 mm, SD ± 2.89765) en een gemiddelde breedte van 9.4530 mm (range 8.73 – 10.18 mm, SD ± 0.49200). De intra-articulaire opening van het tibiale traject had een gemiddelde oppervlakte van 115.6451 mm² (range 88.49 – 133.61 mm², SD ± 15.20036) met een gemiddelde lengte van 13.7580 mm (range 10.93 – 16.10 mm, SD ± 1.47534) en breedte 9.3550 mm (range 8.72 – 10.20 mm, SD ± 0.53755). Er werd een gemiddelde diameter van de cylinder gemeten van 9.4615 mm (range 8.78 – 10.24 mm, SD ± 0.51577). (tabel 14)

	Anteromedial						
	Tibia in (mm ²)	Lengte (mm)	Breedte (mm)	Tibia uit (mm ²)	Lengte (mm)	Breedte (mm)	Cylinder (mm)
Knie 1	83.7366	9.3100	9.0400	118.4885	13.8100	8.8500	9.0674
Knie 2	72.0676	9.6000	8.9200	97.4856	13.9000	8.7300	8.7792
Knie 3	105.1551	10.7900	9.9000	133.6060	14.8900	9.7300	9.8960
Knie 4	71.3663	8.9900	9.0100	124.5716	16.1000	8.8300	8.9376
Knie 5	133.9022	14.7300	9.6300	102.7393	12.8900	9.6400	9.7126
Knie 6	109.7480	12.1700	10.1800	126.2502	12.6700	10.2000	10.2390
Knie 7	98.9023	11.7800	9.8800	124.8152	14.4100	9.9000	9.9006
Knie 8	98.3187	11.9600	9.5600	109.9821	12.9100	9.5600	9.6232
Knie 9	95.8751	12.3500	9.6800	130.0227	15.0700	9.3900	9.6274
Knie 10	137.5222	18.7700	8.7300	88.4895	10.9300	8.7200	8.8322
Gemiddelde	100.6594	12.2450	9.4530	115.6451	13.7580	9.3550	9.4615

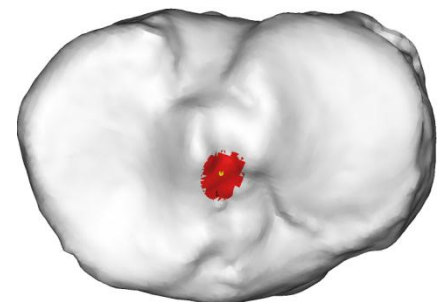
Tabel 14: deze tabel geeft van links naar rechts de data weer betreffende de anteromediale techniek. Tibia in: tibiaal intredepunt met lengte en breedte; tibia uit: intra-articulaire opening van de geboorde tunnel met lengte en breedte. Cylinder: best-fit cylinder doorheen de tibiale tunnel (inclusief schroef).

5.3.1.3 Vergelijking tussen de beide technieken

Alle bovenstaande parameters met betrekking tot de tibiale tunnel werden onderling statistisch vergeleken aan de hand van een Mann Whitney U test. Zo werd de oppervlakte van de tibiale opening aan de anteromediale zijde, de lengte en breedte van deze, de intra-articulaire opening van het tibiale boortraject, opieuw hiervan de lengte en de breedte en de diameter van de best-fit cylinder doorheen de tunnel vergeleken. Er kon voor geen enkele van de parameters een significant verschil aangetoond worden (p-waarden respectievelijk 0.545, 0.650, 0.070, 0.821, 0.364, 0.151 en 0.226).

5.3.1.4 Oriëntatie van de centrale axis van de tunnel

Van elke tibiale tunnel werd de centrale axis geconstrueerd (geel punt binnen het tibiale uitredepunt van het boortraject). Deze punten werden vervolgens gesitueerd, aan de hand van de hoger beschreven quadrant methode, op het tibiaal plateau en uitgedrukt als een procent ten opzichte van de medio-laterale en antero-posterieure as. Bij de transtibiale techniek was de gemiddelde medio-laterale positie 45.42% (range 43.10 – 47.60, SD \pm 1.68905) en antero-posterieur 43.65% (range 36.9 – 54.20, SD \pm 5.05640). Bij de anteromediale techniek was het centrum op 47.56% (range 44.90 – 48.70, SD \pm 1.24918) in medio-laterale richting en op 46.15% (range 39.70 – 55.20, SD \pm 4.13044) gelegen. Bij statistische vergelijking tussen beide technieken bleek een significant verschil ($p = 0.007$) te bestaan in medio-laterale richting, met een meer centrale positie op het tibiaal plateau wanneer gebruik gemaakt wordt van de anteromediale techniek. Wat betreft de positie in antero-posterieure richting werd geen statistisch significant verschil gezien ($p = 0.162$). (tabel 15 / figuur 18)



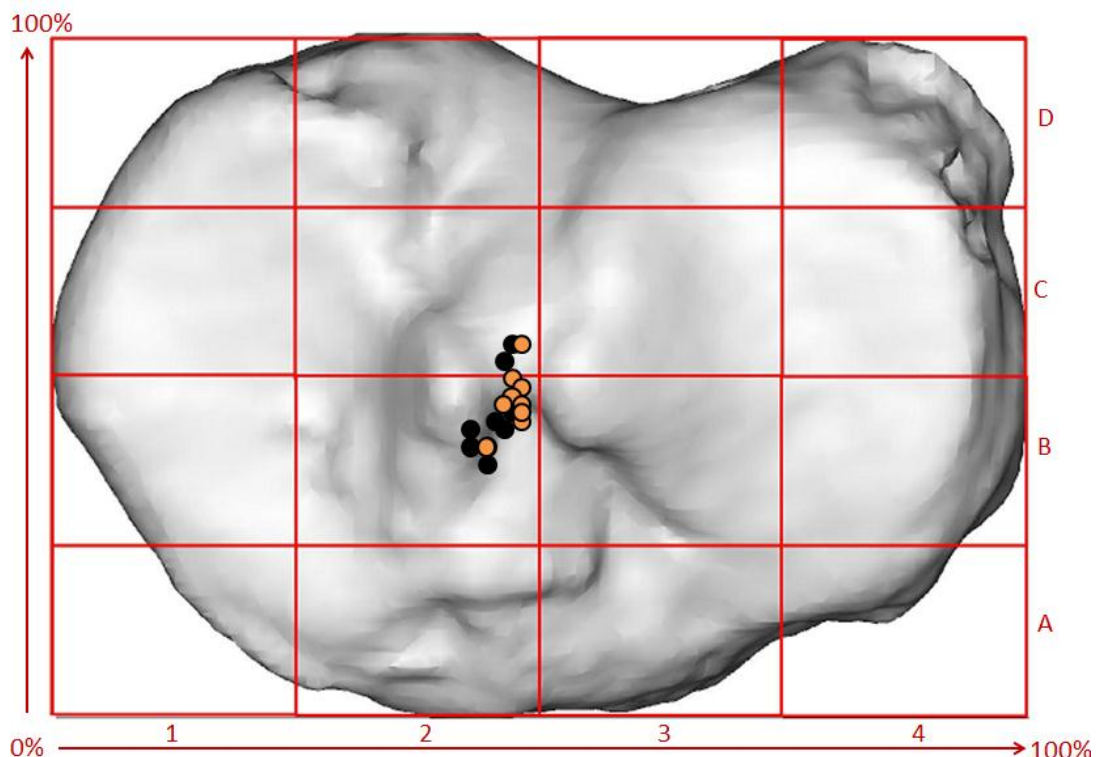
De positie van de centrale axis doorheen de tibiale tunnel werd vergeleken ten opzichte van het hoger berekende anatomische middelpunt van de tibiale footprint van de anatomische voorste kruisband. Voor de transtibiale techniek werd een significant ($p = 0.001$) gezien op vlak van positie

ten opzichte van de medio-laterale as. Wat betreft de antero-posterieure richting kon geen significant verschil ($p = 0.120$) weerhouden worden. Dit betekent dat, op basis van vergelijking van de *mean rank*, waarmee significantie berekend wordt, de tunnel (significant) meer naar mediaal en posterieur (niet-significant) geplaatst wordt ten opzichte van het anatomische middelpunt.

Dezelfde parameters werden vergeleken voor de anteromediale techniek, hierbij was er zowel een significant verschil in medio-laterale ($p = 0.033$) als antero-posterieure richting ($p = 0.003$), wat inhoudt dat de tunnel (significant) meer mediaal en posterieur geplaatst wordt (*mean rank* ML 7.10 vs 12.50 en AP 12.80 vs 5.38) ten opzichte van het anatomisch centrum van de footprint. De variantie tussen de waarden van de mediolaterale positie bij gebruik van de transtibiale techniek bedroeg 2.85, bij de anteromediale techniek was dit 1.56. In antero-posterieure richting voor de transtibiale techniek en anteromediale techniek bedroeg de variantie respectievelijk 25.57 en 17.06. Uit deze laatste data kan afgeleid worden dat men aan de hand van de transtibiale techniek in beide richtingen een grotere spreiding heeft van de tibiale tunnelpositie.

	Transtibiaal		Anteromediaal	
	ML (%)	AP (%)	ML (%)	AP (%)
Knie 1	46.4	43.5	46.3	49.0
Knie 2	47.5	54.2	48.4	55.2
Knie 3	43.1	42.0	48.6	47.1
Knie 4	43.3	40.1	44.9	39.7
Knie 5	46.5	48.8	47.7	48.0
Knie 6	44.9	39.7	47.3	45.5
Knie 7	44.5	36.9	46.8	44.9
Knie 8	47.6	44.4	48.3	45.2
Knie 9	46.5	40.7	48.7	43.2
Knie 10	43.9	46.2	48.6	43.7
Gemiddelde	45.4	43.6	47.5	46.1

Tabel 15: deze tabel geeft de positie weer van de centrale as doorheen de tibiale tunnel ten opzichte van de mediolaterale en antero-posterieure as en dit voor beide technieken.



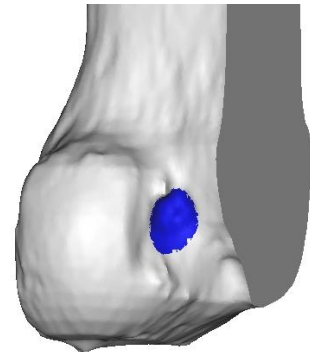
Figuur 18: Deze figuur geeft een visuele voorstelling weer van de positie van de centrale axis doorheen de tibiale tunnel ten opzichte van de medio-laterale en antero-posterieure as. De oranje stippen representeren de assen bekomen aan de hand van de anteromediale portal techniek. De zwarte stippen staan voor de positie van de assen bekomen aan de hand van de transtibiale techniek.

5.3.2 Femorale tunnel

5.3.2.1 Transtibiale techniek

Bij de transtibiale techniek werd 83.8402 mm^2 (range 46.43 – 128.15mm, SD ± 21.38419) gemeten als gemiddelde oppervlakte van de opening in de laterale femurcondyl met een gemiddelde lengte van 11.6490 mm (range 7.94 – 14.99 mm, SD ± 2.10178) en een gemiddelde breedte van 8.1200 mm (range 6.93 – 9.38 mm, SD ± 0.67531).

De best-fit cylinder doorheen de femorale tunnel bedroeg bij deze techniek gemiddeld 8.8922 mm (range 7.40 – 11.26 mm, SD ± 1.09).



5.3.2.2 Anteromediale techniek

De gemiddelde oppervlakte van de intra-articulaire ingang van het femorale boortraject in de mediale zijde van de laterale femurcondyl is gemiddeld 66.8953 mm^2 (range 54.13 – 92.13 mm^2 , SD ± 11.07316) met een gemiddelde lengte van 9.5570 mm (range 6.87 – 12.10 mm, SD ± 1.43382) en een gemiddelde breedte van 8.2000 mm (range 7.42 – 9.57 mm, SD ± 0.67004).

De best-fit cylinder doorheen de femorale tunnel heeft een gemiddelde diameter van 8.1913 mm (range 7.44 – 9.63 mm, SD ± 0.70538).

	Transtibiaal				Anterediaal			
	Fem in (mm ²)	Lengte (mm)	Breedte (mm)	Cylinder (mm)	Fem in (mm ²)	Lengte (mm)	Breedte (mm)	Cylinder (mm)
Knie 1	80.4623	12.4800	7.6400	8.1762	54.8999	8.6200	7.6100	7.6302
Knie 2	83.8812	12.0700	7.9000	8.5054	72.8175	10.6400	7.9100	8.0240
Knie 3	90.5250	11.7100	8.6400	8.9984	66.3286	9.5200	8.4200	8.3422
Knie 4	80.3391	11.0500	7.9300	8.7112	59.9613	8.3000	7.4200	7.4350
Knie 5	66.4559	10.1100	8.0100	8.2904	66.3661	6.8700	8.3000	8.4042
Knie 6	46.4271	7.9400	6.9300	8.3550	92.1303	12.1000	9.5700	9.6254
Knie 7	128.1496	14.9900	9.3800	7.4040	71.6044	10.2300	8.7700	8.8212
Knie 8	102.4355	14.7200	8.7800	10.1158	70.3196	9.8400	8.5800	8.5814
Knie 9	81.3621	10.8600	8.1300	11.2596	60.3945	10.2700	7.4700	7.5512
Knie 10	78.3637	10.5600	7.8600	9.1056	54.1312	9.1800	7.9500	7.4986
Gemiddelde	83.8402	11.6490	8.1200	8.8922	66.8953	9.5570	8.2000	8.1913

Tabel 16: deze tabel geeft de data weer betreffende de femorale tunnel, opnieuw geboord aan de hand van de transtibiale en anteromediale tunnel. Van links naar rechts: Fem in: femorale ingang van de tunnel met bijhorende lengte en breedte. De diameter van de best-fit cylinder doorheen de femorale tunnel wordt ook telkens weergegeven.

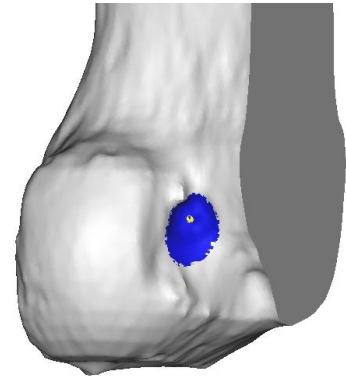
5.3.2.3 Vergelijking tussen de beide technieken

Zoals bij de tibia werd hier ook gezocht naar verschillen op vlak van de gemeten parameters tussen de transtibiale techniek enerzijds en de anteromediale techniek anderzijds. Zo werd opnieuw de vergelijking gemaakt tussen de oppervlakte van de opening van het femorale boortraject, de lengte en breedte hiervan en tussen de diameter van de verschillende cylinders. Bij deze testen werd een significant verschil gezien tussen de oppervlakte van de opening tussen beide technieken ($p = 0.023$) en eveneens tussen de lengte van de opening ($p = 0.019$), met beide significant groter in de

transtibiale groep. Voor de andere parameters werden geen significante verschillen gezien ($p = 0.940$ en $p = 0.151$).

5.3.2.4 Oriëntatie van de centrale axis van de tunnel

Op dezelfde wijze als bij de tibiale tunnel werd hier ook een centrale as gecreeërd doorheen de femorale tunnel. Vervolgens werd een intersectie gemaakt van deze as met de opening van het boortraject in de femur. Dit punt werd ook aan de hand van de hoger beschreven quadrantmethode beschreven als een percentage ten opzicht van de cranio-caudale en de postero-antérieure afstand. De gemiddelde cranio-caudale positie bij gebruik van de transtibiale techniek was gemiddeld 13.69% (range 0.0 – 31.40, SD ± 10.42885) en 33.81% (range 25.5 – 44.0, SD ± 6.45677) in postero-antérieure richting. Wanneer we dit bekeken bij de anteromediale techniek zagen we een gemiddelde cranio-caudale



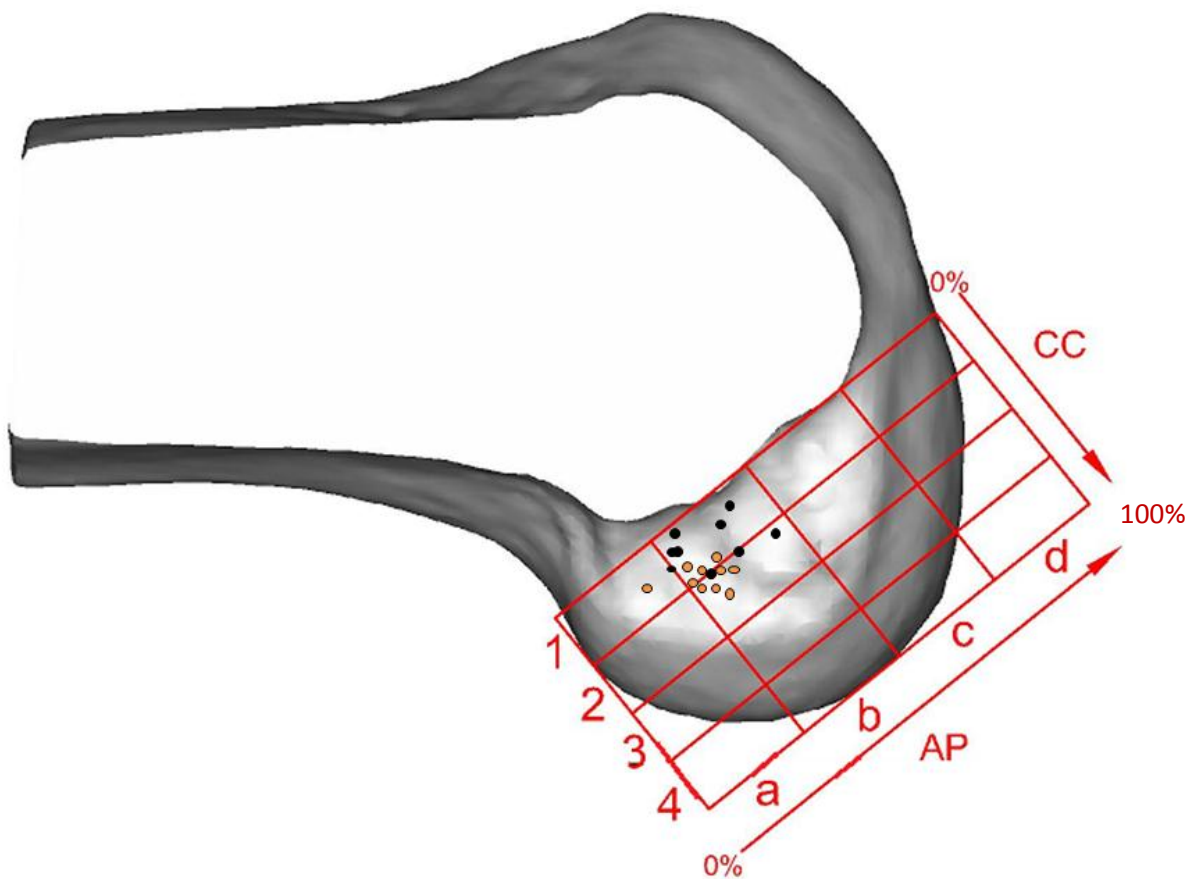
positie van 25.25% (range 14.0 – 36.6, SD ± 6.63346) en 29.23% (range 19.10 – 34.90, SD ± 4.63347) in postero-antérieure richting. Bij statistische analyse werd een significant verschil ($p = 0.021$) gezien betreft de positie in cranio-caudale richting met een meer centrale, lagere positie op de mediale zijde van de laterale femurcondyl bij gebruik van de anteromediale benadering. Op vlak van postero-antérieure positie was er geen significant verschil te weerhouden. (tabel 17 / figuur 19)

Verder werd de positie van de centrale axis doorheen de femorale tunnel vergeleken (Mann Whitney U test) met de positie van het hoger berekende centrale punt van de femorale footprint van de anatomische voorste kruisband. Wat betreft de transtibiale techniek was er geen significant verschil te weerhouden voor de cranio-caudale oriëntatie ($p = 0.106$), noch voor de postero-antérieure ($p = 0.419$). Uit de *mean rank* waarden (CC 7.85 vs 11.56 en PA 9.45 vs 9.56) kon afgeleid worden dat de femorale tunnel hoger en minimaal meer posterieur op de femur geplaatst wordt, doch niet significant. Bij vergelijking van deze coördinaten bij de antero-mediale techniek kon eveneens geen significant verschil ($p = 0.91$) weerhouden worden op vlak van cranio-caudale positie. Ook op vlak van postero-antérieure richting was geen significant ($p = 0.101$) verschil te weerhouden. Er werd opnieuw een analyse uitgevoerd van de *mean rank* waarden (CC 11.40 vs 7.13 en PA 7.90 vs 11.50) wat toonde dat de tunnel lager en meer naar posterieur geplaatst wordt ten opzichte van het centrale, anatomische punt van de femorale insertie van de voorste kruisband.

De variantie tussen de waarden van de cranio-caudale positie bij gebruik van de transtibiale techniek bedroeg 108.761, bij de antero-mediale techniek was dit 44.003. In postero-antérieure richting bedroeg de variantie voor de transtibiale techniek en antero-mediale techniek respectievelijk 41.690 en 21.469. Hieruit kan afgeleid worden dat de spreiding van femorale tunnelplaatsing groter is bij gebruik van de transtibiale techniek.

	Transtibiaal		Anteromediaal	
	CC (%)	PA (%)	CC (%)	PA (%)
Knie 1	2.3	30.7	28.6	34.6
Knie 2	8.4	42.2	36.6	30.4
Knie 3	9.3	27.7	31.1	29.9
Knie 4	25.9	37.9	16.5	27.5
Knie 5	14.0	25.5	26.7	32.7
Knie 6	9.7	28.0	24.0	34.9
Knie 7	31.4	44.0	22.7	29.7
Knie 8	25.0	30.8	24.3	27.1
Knie 9	10.9	38.7	14.0	19.1
Knie 10	0.0	32.6	28.0	26.4
Gemiddelde	13.7	33.8	25.2	29.2

Tabel 17: deze tabel geeft de positie weer van de centrale as doorheen de femorale tunnel ten opzichte van de cranio-caudale en postero-antérieure as en dit voor beide technieken.

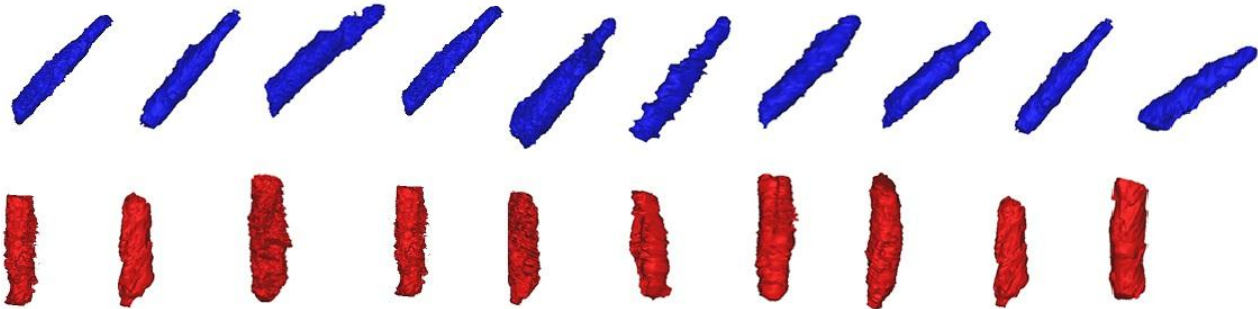


Figuur 19: Deze figuur geeft een visuele voorstelling weer van de positie van de centrale axis doorheen de femorale tunnel ten opzichte van de cranio-caudale en postero-antérieure as. De oranje stippen representeren de assen bekomen aan de hand van de anteromediale portal techniek. De zwarte stippen staan voor de positie van de assen bekomen aan de hand van de transtibiale techniek.

5.3.3 hoek tussen de tibiale en femorale tunnel

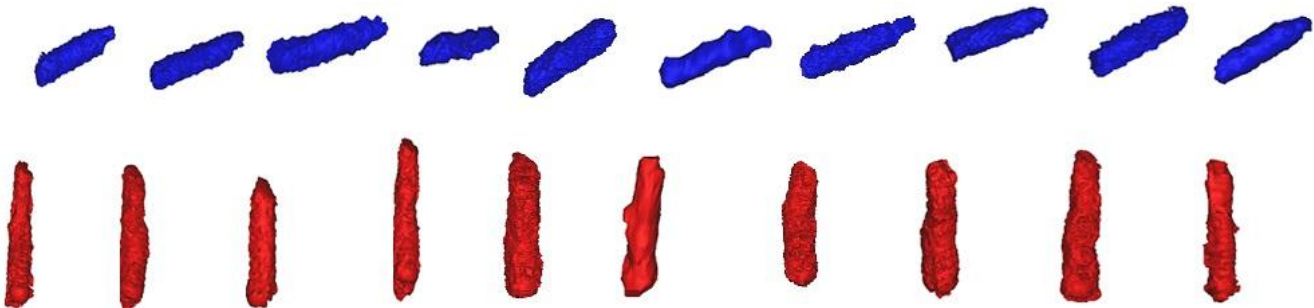
5.3.3.1 Transtibiale techniek

De hoek tussen de tibiale en femorale tunnel bedroeg bij de transtibiale techniek gemiddeld 132° (range 124° - 139°, SD ± 4.2). (tabel 18)



5.3.3.2 Anteromediale techniek

Bij gebruik van de anteromediale techniek was de gemiddelde hoek 113° (range 104° - 124°, SD ± 6.1). (tabel 18)



5.3.3.3 Vergelijking tussen de beide technieken

Bij vergelijking van de hoeken tussen de tibiale en femorale tunnels werd een significant verschil ($p = 0.000$) gezien, met significant grotere hoeken bij gebruik van de transtibiale techniek.

	Transtibiaal (°)	Anteromediaal (°)
Knie 1	134	107
Knie 2	139	112
Knie 3	132	104
Knie 4	134	124
Knie 5	127	110
Knie 6	124	108
Knie 7	133	114
Knie 8	135	120
Knie 9	132	116
Knie 10	133	113
Gemiddelde	132	113

Tabel 18: hoeken tussen de tibiale en femorale tunnel, gemeten bij zowel de transtibiale als de anteromediale techniek. Onderaan werd de gemiddelde hoek vermeld.

5.3.4 Lengte van de femorale tunnel

5.3.4.1 Transtibiale techniek

De gemiddelde lengte van de femorale tunnel bij gebruik van de transtibiale techniek bedroeg 51.9 mm (range: 40.2 – 66.6 mm, SD \pm 8.1). (tabel 19)

5.3.4.2 Anteromediale techniek

Bij de anteromediale techniek bedroeg de gemiddelde lengte van de femorale tunnel 37.4 mm (range: 30.8 – 42.0 mm, SD \pm 8.1). (tabel 19)

5.3.4.3 Vergelijking tussen beide technieken

Bij statistische analyse werd een significant verschil in lengte van de femorale tunnels gezien met significant langere tunnels bij gebruik van de transtibiale benadering ($p = 0.000$).

	Transtibiaal (mm)	Anteromediaal (mm)
Knie 1	50.06	42.01
Knie 2	53.34	30.81
Knie 3	66.56	35.36
Knie 4	48.80	36.60
Knie 5	50.31	37.56
Knie 6	44.94	41.61
Knie 7	64.50	38.70
Knie 8	48.25	32.43
Knie 9	52.54	37.76
Knie 10	40.21	40.90
Gemiddelde	51.90	37.40

Tabel 19: hoeven lengte van de tibiale en femorale tunnel, gemeten bij zowel de transtibiale als de anteromediale techniek. Onderaan werd de gemiddelde lengte weergegeven.

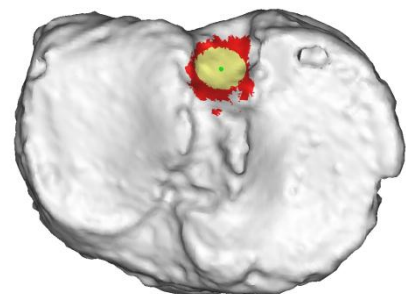
5.3.5 Manuele constructie van de tibiale tunnel

Aan de hand van 3D-software werd een tunnel (cylinder) geconstrueerd onder 55°, vertrekkende van het centrale punt van de tibiale footprint van de voorste en achterste kruisband naar de anteromediale zijde van de tibia. De diameter van deze cylinder werd aangepast aan de gemiddelde diameter van de midsectie van de voorste, respectievelijk achterste kruisband. Vervolgens werd de intersectie gemaakt van deze cylinder met de insertie, waarbij voor de voorste kruisband een gemiddelde insertie gezien werd van 72.2163 mm² (SD ± 7.56728, range 64.42 – 87.31 mm²). Uitgezet ten opzichte van de tibiale insertie-oppervlakte toonde dit een bedekkingsgraad van 47.1452% (SD ± 11.82121, range 33.10 – 64.15%). Beide oppervlakken waren significant verschillend in grootte (p = 0.001). (tabel 20)

	Tibiale footprint (mm ²)	Intersectie cylinder 55° - FP(mm ²)	Coverage ratio (%)
1	201,4983	66,7057	33,10485
2	184,8900	67,624	36,57526
3	120,1887	76,9939	64,06085
4	148,2831	69,4289	46,82186
5	136,0929	87,3053	64,15125
6	199,3648	76,4982	38,37097
7	145,9619	64,4182	44,13357
8	137,6704	68,7562	49,94262
mean	159.2 mm² (SD ± 31.3)	72.2163 mm² (SD 7.56728)	47.1452% (SD ± 11.82121)

Tabel 20: deze tabel geeft de tibiale insertie-oppervlakte van de voorste kruisband weer, met in de tweede kolom de oppervlakte van de intersectie tussen de footprint en de cylinder. In de laatste kolom wordt de graad van bedekking weergegeven.

De intersectie van de cylinder met de tibiale insertie van de achterste kruisband bedroeg gemiddeld 88.0481 mm² (SD ± 13.008, range 63.48 – 98.07 mm²) met een bedekkingsratio van gemiddeld 51.3875% (SD ± 17.21791, range 34.95 – 92.41%). Beide oppervlakken waren opnieuw significant verschillend in grootte (p = 0.003). (tabel 21)



	Tibiale footprint (mm ²)	Intersectie cylinder 55° - FP(mm ²)	Coverage ratio (%)
1	263,4	92,0629	34,95175
2	190,6	97,4638	51,13526
3	257,6	91,6125	35,56386
4	68,7	63,4827	92,40568
5	186,6	88,2317	47,28387
6	115,2	68,3799	59,35755
7	191	97,0692	50,82157
8	202,2	98,0672	48,5001
9	226,2	96,0627	42,46804
mean	189.1 mm² (SD ± 63.0)	88.0481 mm² (SD ± 13.008)	51.3875% (SD ± 17.21791)

Tabel 21: deze tabel geeft de tibiale insertie-oppervlakte van de voorste kruisband weer, met in de tweede kolom de oppervlakte van de intersectie tussen de footprint en de cylinder. In de laatste kolom wordt de graad van bedekking weergegeven.

6. Discussie

6.1 De voorste kruisband: een studie over de beenderige en weke delen anatomie aan de hand van 3D CT technologie.

Dit is de eerste studie die de anatomie van de menselijke voorste kruisband in detail beschrijft met bijzondere aandacht voor zijn verloop, oorsprong en insertie aan de hand van gecontrasteerde CT beelden in combinatie met een 3D benadering waardoor directe visualisatie mogelijk is. Deze unieke aanpak biedt waardevolle informatie over de beenderige insertie, maar brengt tevens nieuwe inzichten op reconstructief gebied over optimale tunnel plaatsing, gebaseerd op een nieuw concept van best-fit tunnel en centrale axis.

Dit concept laat maximale 'weke weefsel bedekking' toe van de femorale en tibiale insertie, wat niet het geval is bij een 'midfootprint' anatomische benadering waarbij enkel maximale beenderige footprint bedekking mogelijk is. Dit is echter alleen te verwezenlijken door visualisatie van de ligamentaire structuren (weke weefsels). Men moet indachtig zijn dat maximale footprint bedekking niet noodzakelijk een maximale representatie van de weke weefsels inhoudt.

Het best-fit tunnel concept, met een gemiddelde diameter van 8 mm, toonde een maximale tibiale bedekking van 63.3% (SD \pm 17.53) bij volledige flexie; in deze stand echter was de bedekking van de femorale insertie slechts 38.9%. Een maximale femorale bedekking werd bekomen bij volledige extensie (58.4% SD \pm 9.33). Bij 45° flexie werd een toestand van gelijke footprint-coverage gezien met tibiaal 50.69% (SD \pm 12.27) en femoraal 53.47% (SD \pm 11.78) bedekking. Op basis van de percentages van bedekking kan geconcludeerd worden dat dubbel bundelreconstructie mogelijks een meer functionele reconstructie kan inhouden. Er werd een simulatie uitgevoerd van een enkelvoudige bundelreconstructie aan de hand van de plaatsing van een cylinder onder 55° (de hoek waaronder reconstructie gebeurt) waarbij gezien werd dat aan de hand van de midfootprint, beenderige benadering een bedekking van ongeveer 50% bekomen wordt.

Uit de resultaten van deze studie bleek dat de tibiale voorste kruisbandinsertie een kleinere oppervlakte bestrijkt dan de femorale insertie, met een tibia / femur oppervlakte (insertie) verhouding van 82%, dit in contrast met gegevens uit de literatuur (tabel 21) die een omgekeerde relatie beschrijven [1,10,16,18,20,89,90,91]. Mogelijke verklaringen voor deze discrepantie kunnen gevonden worden in het feit dat we in deze huidige studie te maken hebben met een kleine studiepopulatie. Een andere reden kan de hoge leeftijd van de kadaverknieën zijn wat het risico op osteofytose verhoogt met gedeeltelijk maskeren van de tibiale insertie. De oppervlakken in deze studie werden opgemeten als een driedimensioneel oppervlak; dit in tegenstelling tot de methodes gebruikt in de literatuur, waarbij onderstaande data (tabel 21) verzameld werden aan de hand van macroscopische 2D interpretatie van anatomische observaties op kadavers. Omwille van deze reden werden de 3D structuren uit onze studie gereduceerd tot 2D figuren, waarbij de verhouding tibia / femur 87% bleek te zijn. Takahashi et al. [16] bekwam een zelfde conclusie als in deze huidige studie, maar dit op basis van de afzonderlijke oppervlakte van de anteromediale en posterolaterale bundel van de voorste kruisband. Een andere limiterende factor die aan de oorsprong van deze vaststelling kan liggen, is de moeilijke aankleuring met contrastmiddel van de collageenvezels ter hoogte van het insertie-oppervlak bij preparatie van de specimen wat adequate segmentatie van de CT beelden gaat

bemoeilijken. Verder blijkt de graad van flexie eveneens een limiterende factor te zijn op het uitmeten van de insertie-oppervlakte.

Oppervlakte van de tibiale en femorale inserties				
Referenties	Aantal	Tibiale opp (mm ²)	Femorale opp (mm ²)	Tibia / femur ratio (%)
Muneta et al. [89]	16	143.4 ± 31.6	93.3 ± 34.1	154
Harner et al. [1]	10	136 ± 33	113 ± 27	120
Takahashi et al. [16]	32	119.4 ± 18.4	133.3 ± 2.3	89.6
Dargel et al. [90]	60	118.1 ± 47	98.8 ± 36.25	119.5
Luites et al. [10]	35	229 ± 53	184 ± 52	124.4
Ferreti et al. [91]	16	-	196.8 ± 23.1	
Siebold et al. [20]	46	114 ± 36	-	137
Siebold et al. [18]	50	-	83 ± 19	
Huidige studie	8	159.2 ± 31.3	194.5 ± 38.3	82

Tabel 21: in deze tabel wordt een overzicht gegeven van de data die in de literatuur beschikbaar zijn omtrent oppervlakte meting van de femorale en tibiale insertie, aangevuld met de data uit de huidige studie. In de rechter kolom wordt de tibia / femur ratio weergegeven.

Desalniettemin kan besloten worden, in overeenstemming met Siebold et al. [18,20], dat er significante verschillen bestaan in oppervlakte van de tibiale en femorale footprint. Verder werd een grote inter-patient variabiliteit gezien voor wat betreft de grootte van de verschillende gemeten oppervlakken. Hoewel de meeste anatomische studies gelimiteerd worden door kleine patiëntenpopulaties en bijgevolg generalisering van deze bevindingen minder gerechtvaardigd is, moet deze hoge variabiliteit toch geïmplementeerd worden in de behandeling van voorste kruisbandletsels aangezien het de keuze van soort en diameter van de greffe kan beïnvloeden.

Verder werd bij stijgende graad van flexie een toename gezien van de tibiale footprint bedekking door de best-fit cylinder doorheen de voorste kruisband, met een omgekeerde relatie ter hoogte van de femorale insertie. Dit gegeven kan van belang zijn in het kader van reconstructieve doeleinden.

Op basis van deze studie werd besloten dat de gemiddelde positie van het femoraal anatomisch centrum van de voorste kruisbandinsertie gelegen is op 32.6% ten opzichte van de postero-antérieure as en op 19.9% langs de cranio-caudale afstand. Een vergelijking met gegevens uit de literatuur is niet evident aangezien de data via verschillende meetmethodes bekomen werden, waardoor tot op heden geen consensus bestaat. Een limiterende factor hierbij is dat in deze studie geen onderscheid kon gemaakt worden tussen de insertie van de antero-mediale en de postero-laterale bundel in tegenstelling tot de anatomische studies die de afzonderlijke positie van beide bundels beschrijven. Er kon echter wel besloten worden dat bij vergelijking tussen onze data en de gegevens uit de literatuur, de gemiddelde positie van het anatomisch centrum van de femorale insertie in cranio-caudale positie aanleunt bij de cranio-caudale positie van de AM bundel. In postero-antérieure richting leunt de positie van het centrum van de footprint dicht aan bij het gemiddelde van de positie van de AM en PL bundel. (tabel 22)

Positie van de femorale insertie			
Referenties	bundel	CC	PA
Tsukada et al. [14]	AM	17.8% (\pm 2.9)	25.9% (\pm 2.0)
	PL	42.1% (\pm 3.9)	34.8% (\pm 5.0)
Yamamoto et al. [36]	AM	16% (\pm 5.0)	25% (\pm 5.0)
	PL	42% (\pm 3.0)	29% (\pm 6.0)
Takahashi et al. [87]	AM	26.9%	31.9%
	PL	53.2%	39.8%
Bernard et al. [85]		28.5%	24.8%
Musahl et al. [95]		26%	27%

Tabel 22: in deze tabel wordt een overzicht gegeven van de data beschikbaar uit de literatuur betreffende de cranio-caudale en postero-antérieure positie van het centrum van de femorale voorste kruisbandinsertie.

Gegevens betreffende de tibiale positie volgens de quadrantmethode zijn relatief beperkt in de literatuur. Yamamoto et al. [36] beschreven op basis van macroscopische data een positie van de antero-mediale bundel op 37.6% (SD \pm 3.6) langs de antero-posterieure as en op 46.5% (SD \pm 3.2) medio-lateraal. De PM bundel was te situeren op respectievelijk 50.1% (SD \pm 5.0) en 51.2% (SD \pm 2.4). Bernard et al. [85] beschreven enkel een antero-posterieure verhouding van 44%; net zoals Staubli et al. die de AM bundel zagen op 28.6% en PL 32.1% ten opzichte van de voor-achterwaartse as. Deze data zijn consistent met onze conclusies, hoewel hier opnieuw geen opsplitsing kon gemaakt worden tussen de AM en PL bundel (AP 39.8% - ML 49.3%).

Er werd beschreven [18,20] dat het volume van de AM bundel een groter aandeel heeft in de bouw van de voorste kruisband. Op functioneel vlak kan in tegenstelling tot de anatomische verschillen geen onderscheid in prioriteit gemaakt worden voor wat betreft het aandeel van de afzonderlijke bundels. Zoals hoger beschreven zouden beide bundels synergistisch werken met een afzonderlijke bijdrage bij verschillende graden van flexie. Uit biomechanisch onderzoek [92] is gebleken dat reconstructieve technieken die zich richten op een AM (tibiaal) – AM (femoraal) reconstructie falen om weerstand te bieden tegen rotationele instabiliteit. Uit de data van deze studie kan besloten worden dat, gezien het volume van de AM bundel een groter aandeel heeft, de as van de best-fit cylinder (de centrale axis) meer zal aanleunen bij het verloop en de insertie van deze bundel, echter met respect voor de PL insertie, zodat een meer gebalanceerde weergave van de weke weefsels bekomen wordt.

Deze innovatieve 3D CT studie biedt nieuwe ruimtelijke informatie over de normale voorste kruisband, met vernieuwende inzichten betreffende de anatomie en het verloop van de kruisband. Deze studie kan een aanzet zijn voor verder uitgebreid onderzoek betreffende deze materie waarbij het van belang is het aantal subjecten uit te breiden, zodat significante resultaten geëxtrapoleerd kunnen worden naar de praktijk.

6.2 De achterste kruisband: een studie over de beenderige en weke delen anatomie aan de hand van 3D CT technologie.

Deze studie is, net zoals de voorgaande, de eerste die de anatomie van de menselijke achterste kruisband in detail gaat beschrijven aan de hand van een driedimensionale visualisatie. Er werd getracht ook hier nieuwe inzichten te verwerven betreffende optimale tunnel plaatsing op basis van een best-fit tunnel en centrale axis doorheen de achterste kruisband.

Het is bekend dat de anterolaterale bundel van de achterste kruisband zowel functioneel als anatomisch belangrijker is dan de posteromediale bundel [50]. Een beenderige midfootprint benadering zal enkel gelijke delen van de AL en PM bundel omvatten en bijgevolg het belang van de AL bundel onderschatten [12,50,63,65,75,86,87]. In tegenstelling tot deze vaststelling zal de best-fit cylinder benadering mogelijks een meer gebalanceerde representatie van de afzonderlijke bundels zijn gezien men zich hier niet baseert op het centrum van de footprint, maar eerder op de 'bulk' van de weke weefsels van de achterste kruisband.

Aangezien de 'bulk' van de AL bundel groter is dan die van de PM bundel, zal de centrale as van de best-fit cylinder dichter aanleunen bij het verloop en de insertie van de AL bundel. Deze hypothese werd bevestigd aan de hand van deze studie. Echter, desondanks een best-fit cylinder van 10 mm in diameter bijna 80% van de tibiale footprint bedekt, zal er slechts 50% bedekking zijn van de femorale insertie. Deze observatie suggereert dat enkelvoudige bundel reconstructie van de achterste kruisband niet in staat zal zijn om een anatomisch herstel te voorzien op de femorale zijde. [63,64,65,68,69,70,71,73] In dit opzicht werd een simulatie gemaakt van een enkelvoudige bundelreconstructie van de achterste kruisband, waarbij de tibiale tunnel slechts 50% van de tibiale insertie omvatte. Verder zal een toename van de diameter van de cylinder door de achterste kruisband, om zo de femorale footprint bedekking te laten toenemen, wellicht resulteren in 'overstuffing' van het weke weefsel compartiment van de achterste kruisband en mogelijks resulteren in 'impingement' met de voorste kruisband.

Deze studie bevestigt ook de grote verschillen in oppervlakte van de tibiale en femorale footprint, waarbij de tibiale significant kleiner is. Dit opnieuw in contrast met de gegevens die beschikbaar zijn in de literatuur; een verklaring voor deze vaststelling kan gevonden mogelijk gevonden worden in de dezelfde argumenten als voor de voorste kruisband [51,55,56,93]. Ter hoogte van de tibiale insertie werd bij alle subjecten gezien dat de anatomie van de tibiale footprint gekenmerkt wordt door 2 verschillende vlakken. In tegenstelling tot verschillende studies [55,64] waren we echter niet in staat om de mediale bifurcate richel tussen de AL en PM bundel om de femur te visualiseren.

Een vergelijking van de data betreffende de coördinaten op de femur en de tibia was niet evident gezien de schaarste aan studies die dit beschrijven voor de achterste kruisband. Uit onze data werd geconcludeerd dat de gemiddelde positie van het centrum van de tibiale footprint zich gemiddeld op 48.36% en 84.63% bevond in medio-laterale en antero-posterieure richting. Femorale positie in postero-antérieure en cracio-caudale richting was respectievelijk 52.46% en 12.50%. Deze waarden waren gelijkaardig aan de positie van de centrale axis doorheen de midsectie van de achterste kruisband bij 90° flexie. Deze data dienen echter nog vergeleken te worden met de coördinaten van de centrale axis bij volledige extensie, bij 45° en volledige flexie. Deze cijfers waren consistent aan de data beschreven door Edwards et al., Matava et al. en Lorenz et al. [54,60,86].

Er werd, zoals bij de voorste kruisband, een grote inter-patient variabiliteit gezien wat betreft de footprint oppervlakken. Hoewel de meeste anatomische studies gelimiteerd worden door kleine patiëntenpopulaties en bijgevolg generalisering van deze bevindingen minder gerechtvaardigd is, moet deze hoge variabiliteit toch geïmplementeerd worden in de behandeling van de achterste kruisband aangezien het de keuze van soort greffe en greffe diameter kan beïnvloeden [12,75,76,87].

Naast het beperkt aantal knieën gebruikt in deze studie, is de onmogelijkheid om de collageenvezels te contrasteren (CT contrast) en te volgen ter hoogte van hun ingang in het bot een andere beperking van deze studie. In deze studie werd gebruik gemaakt van gebalsemde kadavers; het is bekend dat alle balsemtechnieken de sterkte van het weefsel kan beïnvloeden, maar de geometrie en de anatomische relaties blijven bewaard. Omdat we in deze studie enkel morfometrische data collecteerden en geen biomechanische krachten gemeten werden, zijn de beperkingen door balseming eerder als minimaal te beschouwen.

Deze tweede vernieuwende 3D CT studie biedt nieuwe inzichten over de normale achterste kruisband, met nieuwe informatie betreffende de anatomie en het verloop van de kruisband. Deze studie kan een aanzet zijn voor verder uitgebreid onderzoek betreffende deze materie waarbij het van belang is het aantal subjecten uit te breiden, zodat significante resultaten aanvullende informatie kunnen bieden naar de kliniek toe.

6.3 Anteromediale versus transtibiale tunnel plaatsing in voorste kruisband chirurgie: een 3D analyse.

Anatomische plaatsing van de tibiale en vooral femorale tunnel tijdens voorste kruisbandreconstructie is primordiaal met het oog op herstel van zowel de antero-posterieure als rotationele stabiliteit.

De belangrijkste vaststelling van de huidige studie was dat zowel de transtibiale als anteromediale portal techniek resulteert in een afwijkende femorale en tibiale plaatsing van de tunnels wanneer vergeleken met de positie van het anatomisch centrum van de footprint. Bij beide technieken werd een meer mediale en posterieure (niet significant voor de transtibiale wel significant voor de anteromediale techniek) tibiale positie gezien. Hierbij dient echter wel opgemerkt te worden dat de anteromediale techniek een meer consistente plaatsing voorziet ten opzichte van de transtibiale techniek, gebaseerd op een grotere variatie van tunnelplaatsing bij de laatste. Bij statistische vergelijking tussen beide technieken werd geconcludeerd dat de anteromediale techniek een meer centrale positie (dus iets lateraler dan de tunnel bij de transtibiale techniek) voorziet op het tibiaal plateau. Dit is consistent met het gegeven dat men bij de transtibiale techniek de tibiale tunnel meer mediaal op het tibiaal plateau dient te plaatsen om een adequate positie op de femur te kunnen voorzien. Het intra-articulair uittredepunt van de tibiale tunnel was bijgevolg ook groter bij de transtibiale techniek, echter niet significant verschillend.

Femoraal was de tunnelplaatsing meer posterieur en hoger bij gebruik van de transtibiale techniek, doch niet significant verschillend van het anatomische centrum van de footprint. Wanneer we dit bekeken bij de anteromediale techniek waren ook hier geen significante verschillen te zien, doch bij analyse van de data werd een lagere en meer posterieure positie gezien van de tunnels. Bij het onderling vergelijken van de twee technieken voor wat betreft de femorale positie werd een significant verschil waargenomen op vlak van hoogte, waarbij een lagere positie op de mediale femurcondyl gezien werd bij gebruik van de anteromediale techniek. Deze bevindingen zijn consistent met gegevens uit de literatuur [94], doch met een lagere plaatsing femoraal dan beschreven door Pinto et al. [94] die een cranio-caudale positie van 24.0% (SD \pm 4.2) voor de transtibiale techniek en 34.7% (SD \pm 3.8) bij antero-mediale plaatsing beschreef. De gemiddelde femorale positie van de tunnelplaatsing uit deze studie komt in cranio-caudale richting sterk overeen met de plaats van insertie tussen de AM bundel en de PL bundel beschreven in de literatuur. Zo vonden Takahasi et al. [16,87], Bernard et al. [85], en Musahl et al. [95], een cranio-caudale oriëntatie van deze bundel op respectievelijk 26.9% (AM) / 53% (PL), 28.5% (AM) en 26% (AM). Andere studies [14,36] beschrijven echter een normale AM / PL bundelpositie van 17.8% / 42.1% en 16% / 42% wat dichterbij de meer AM positie van de transtibiale femorale tunnel. Deze bevindingen wijzen er op dat er nog geen consensus bestaat betreffende de correcte tunnelplaatsing, met mogelijks een meer anatomische plaatsing aan de hand van een dubbel bundelreconstructie techniek. Er dient echter rekening gehouden te worden met het feit dat de data uit de literatuur bekomen werden via radiologische en anatomische studies, waarbij het hier echter driedimensioneel verwerkte beelden betreft.

Bij vergelijking van de hoek gevormd tussen de tibiale en de femorale tunnel werd een significant verschil gezien met een grotere hoek tussen beide tunnels wanneer met een transtibiale techniek gaat gebruiken. Dit verschil werd ook gezien bij vergelijking van de tunnallengte, met significant

langere femorale tunnels bij de transtibiale benadering van de femur. Op basis van deze gegevens, aangevuld met het feit dat de anteromediale techniek de tunnel lager plaatst op de femur kan men besluiten dat de greffe een horizontaler verloop zal kennen dan bij gebruik van de anteromediale techniek. Vanuit biomechanisch oogpunt is dit een belangrijk gegeven gezien de vaststelling uit kadaverstudies [36,38,95] dat een meer horizontaal georiënteerde enkelvoudige bundelreconstructie resulteert in een hogere transversale rotationele stabiliteit en een hogere weerstand tegen anterieure tibiale translatie. Kato et al. [96] vergeleken verschillende femorale tunnel posities voor enkelvoudige bundelreconstructie ten opzichte van de AM en PL bundel posities van de normale kruisband op de femurcondyl, waarbij vastgesteld werd dat bij plaatsing van de greffe in de tibia en femur, tussen de AM en PL inserties, resulteerde in de grootste stabiliteit en beter de normale knie kinematica herstelde. Hieraan gekoppeld kan men in deze studie besluiten dat de anteromediale techniek er beter in slaagt om op consistente wijze de tunnels tussen de anteromediale en posterolaterale bundel te plaatsen, mede gezien de lagere variantie bij deze techniek. Dit besluit wordt echter wel gebaseerd op gegevens uit de literatuur [96] aangezien we in de anatomische studies niet in staat waren de AM van de PL bundel te onderscheiden.

Deze studie heeft echter verschillende beperkingen. Vooreerst betreft het een klein aantal subjecten waarop de metingen uitgevoerd werden; desondanks werden een aantal significante en belangrijke verschillen gezien tussen de beide technieken. Ten tweede werd de tunnelpositie vergeleken met de literatuur en onze 3D studie betreffende de normale anatomie van de voorste kruisband. Gezien er tot op heden geen consensus bestaat over de exacte positie van de normale voorste kruisband en het verloop van dit ligament, kan geen sluitende uitspraak gedaan worden over de optimale tunnelplaatsing bij voorste kruisbandreconstructie, hiervoor is meer uitgebreid onderzoek nodig. Uit deze studie werd echter wel besloten dat de anteromediale techniek op een meer consistente manier de tunnels dicht bij het anatomisch centrum van de insertie-oppervlakken (tussen beide bundels) plaatst wanneer vergeleken met de transtibiale techniek.

7. Conclusie

In conclusie kan gezegd worden dat de anatomische studies de eerste zijn die de anatomie van de menselijke voorste en achterste kruisband in detail gaat beschrijven met bijzondere aandacht voor zijn verloop, oorsprong en insertie aan de hand van een driedimensionele benadering. Het bevestigt de grote verschillen tussen de tibiale en femorale insertie-oppervlakken met de eerste significant kleiner. Verder werd een grote inter-patient variabiliteit waargenomen. Het best-fit cylinder en centrale axis concept biedt aanvullende inzichten om reconstructieve technieken te verbeteren en te vernieuwen met het oog op anatomisch en functioneel herstel van de normale achterste kruisband.

Accurate kennis van de anatomie is essentieel voor succesvolle chirurgie. Hierbij is een anatomische plaatsing van de tunnels essentieel voor een optimaal klinisch en biomechanisch stabiel resultaat. Hoewel reeds verschillende biomechanische studies toonden dat een anatomische benadering met reconstructie van beide bundels van de voorste kruisband superieur zouden zijn aan een enkelvoudige bundelreconstructie, zijn er hieromtrent nog steeds geen sluitende klinische bewijzen. Hieruit voortvloeiend werd een studie opgezet ter vergelijking van twee courant gebruikte technieken voor enkelvoudige bundelreconstructie; hierbij werden een aantal argumenten aangereikt in het voordeel van de anteromediale techniek, dewelke een meer consistente plaatsing voorziet dicht bij het centrum van de insertie-oppervlakken. Klinisch bestaat echter nog geen bewijs voor superioriteit van één van beide.

Deze studies tonen dat, aan de hand van 3D-CT technologie, nieuwe inzichten kunnen verworven worden betreffende de anatomische bouw van de knie. Dit werk is een aanzet tot verder wetenschappelijk onderzoek, waarbij ondertussen reeds intensief onderzoek is opgestart naar de 3D anatomie van andere ligamentaire structuren van de knie, in de hoop aanvullende informatie te bekomen met het oog op optimaliseren van chirurgische technieken en klinische resultaten ervan.

8. Referenties

1. Harner CD, Baek GH, Vogrin TM, Carlin GJ, Kashiwaguchi S, Woo SL. Quantitative analysis of human cruciate ligament insertions. *Arthroscopy* 1999;15:741-9
2. Durthon VB, Barea C, Abrassart S, Fasel JH, Fritschy D, Ménétrey J. Anatomy of the anterior cruciate ligament. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2006;14:204-13
3. Giron F, Cuomo P, Aglietti P, Bull AMJ, Amis AA. Femoral attachment of the anterior cruciate ligament. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2006;14:250-6
4. Sonnery-Cottet B, Chambat P. Arthroscopic identification of the anterior cruciate ligament posterolateral bundle: the figure-of-four position. *Arthroscopy* 2007;23:1128.e1-1128.e3
5. Amis AA, Dawkins GP. Functional anatomy of the anterior cruciate ligament. Fibre bundle actions related to ligament replacements and injuries. *J Bone Joint Surg Br* 1991;73:260-267
6. Zantop T, Wellmann M, Fu FH et al. Tunnel positioning of anteromedial and posterolateral bundles in anatomic anterior cruciate ligament reconstruction: anatomic and radiographic findings. *Am J Sports Med* 2008;36:65-72
7. Zantop T, Petersen W, Sekiya JH et al. Anterior cruciate ligament anatomy and function relating to anatomical reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2006;14:982-992
8. Edwards A, Bull AM, Amis AA. The attachments of the anteromedial and posterolateral fibre bundles of the anterior cruciate ligament: part 2: femoral attachment. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2008;16:29-36
9. Ferretti M, Ekdahl M, Shen W et al. Osseous landmarks of the femoral attachment of the anterior cruciate ligament: an anatomic study. *Arthroscopy* 2007;23:1218-1225
10. Luites JW, Wymenga AB, Blankevoort L et al. Description of the attachment geometry of the anteromedial and posterolateral bundles of the ACL from arthroscopic perspective for anatomical tunnel placement. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2007;15:1422-1431
11. Mochizuki T, Muneta T, Nagase T et al. Cadaveric knee observation study for describing anatomic femoral tunnel placement for two-bundle anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy* 2006;22:356-361
12. Edwards A, Bull AM, Amis AA. The attachments of the anteromedial and posterolateral fibre bundles of the anterior cruciate ligament: part 1: tibial attachment. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2007;15:1414-1421
13. Heming JF, Rand J, Steiner ME. Anatomical limitations of transtibial drilling in anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 2007;35:1708-1715
14. Tsukada H, Ishibashi Y, Tsuda E, Fukuda A, Toh S. Anatomical analysis of the anterior cruciate ligament femoral and tibial footprints. *J Orthop Sci* 2008;13:122-129
15. Colombet P, Robinson J, Christel P et al. Morphology of anterior cruciate ligament attachments for anatomic reconstruction: a cadaveric dissection and radiographic study. *Arthroscopy* 2006;22:984-992
16. Takahashi M, Doi M, Abe M et al. Anatomical study of the femoral and tibial insertions of the anteromedial and posterolateral bundles of human anterior cruciate ligament. *Am J Sports Med* 2006;34:787-792
17. Girgis FG, Marshall JL, Monajem A. The cruciate ligaments of the knee joint. Anatomical, functional and experimental analysis. *Clin Orthop Relat Res* 1975;106:216-231

18. Siebold R, Ellert T, Metz S et al. Tibial insertions of the anteromedial and posterolateral bundles of the anterior cruciate ligament: morphometry, arthroscopic landmarks, and orientation model for bone tunnel placement. *Arthroscopy* 2008;24:145-161
19. Kopf S, Musahl V, Tashman S, Szczodry M, Shen W, Fu FH. A systematic review of the femoral origin and tibial insertion morphology of the ACL. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2009;17:213-219
20. Siebold R, Ellert T, Metz S et al. Femoral insertions of the anteromedial and posterolateral bundles of the anterior cruciate ligament: morphometry and arthroscopic orientation models for double-bundle bone tunnel placement – a cadaveric study. *Arthroscopy* 2008;24:585-592
21. Petersen W, Laprell H. Anatomy and function of the anterior cruciate ligament. *Orthopade* 2002;31:710-718
22. Petersen W, Tillmann B. Structure and vascularization of the cruciate ligaments of the human knee joint. *Anat Embryol* 1999;200:325-334
23. Cuomo P, Edwards A, giron F et al. Validation of the 65 degrees Howell guide for anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy* 2006;22:70-75
24. Ferretti M, Levicoff EA, Machperson TA et al. The fetal anterior cruciate ligament: an anatomical and histologic study. *Arthroscopy* 2007;23:278-283
25. Andersen HN, Dyhre-Poulsen P. The anterior cruciate ligament does play a role in controlling axial rotation in the knee. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 1997;5:145-149
26. Fithian DC, Paxton EW, Stone ML et al. Prospective trial of a treatment algorithm for the management of the anterior cruciate ligament-injured knee. *Am J Sports Med* 2005;33:335-346
27. Lohmander LS, Östenberg A, englund M et al. High prevalence of knee osteoarthritis, pain, and functional limitations in female soccer players twelve years after anterior cruciate ligament injury. *Arthritis Rheum* 2004;50:3145-3152
28. Neyret P, Donell ST, Dejour H. Results of partial meniscectomy related to the state of the anterior cruciate ligament. Review at 20 to 35 years. *J Bone Joint Surg Br* 1993;75:36-40
29. Gabriel MT, wong EK, woo SL, Yagi M, Debski RE. Distribution of in situ forces in the anterior cruciate ligament in response to rotatory loads. *J Orthop Res* 2004;22:85-89
30. Amis AA, Bull AMJ, Lie DTT. Biomechanics of rotational instability and anatomic anterior cruciate ligament reconstruction. *Oper Tech Orthop* 2005;15:29-35
31. Sakane M, fox RJ, woo SL et al. In situ foreces in the anterior cruciate ligament and its bundles in response to anterior tibial loads. *J Orthop Res* 1997;15:285-293
32. Zantop T, Herbort M, Raschke MJ et al. The role of the anteromedial and posterolateral bundles of the anterior cruciate ligament in anterior tibial translation and internal rotation. *Am J Sports Med* 2007;35:223-227
33. Strocchi R, de Pasquale V, Gubellini P et al. the human anterior cruciate ligament: histological and ultrastructural observations. *J Anat* 1992;180:515-519
34. Dienst M, Burks RT, Greis PE. Anatomy and biomechanics of the anterior cruciate ligament. *Orthop clin North Am* 2002;33:605-620
35. Fu FH, Bennet CH, Lattermann C, Ma CB. Current trends in anterior cruciate ligament reconstruction. Part I: biology and biomechanics of reconstruction. *Am J Sports Med* 1999;27:821-830

36. Yamamoto Y, Hsu WH, woo SL, Van Scyoc AH, Takakura Y, Debski RE. Knee stability and graft function after anterior cruciate ligament reconstruction: a comparison of a lateral and anatomical femoral tunnel placement. *Am J Sports Med* 2004;32:1825-1832
37. Loh JC, Fukuda Y, Tsuda E, Steadman RJ, Fu FH, Woo SL. Knee stability and graft function following anterior cruciate ligament reconstruction: comparison between 11 o'clock and 10 o'clock femoral tunnel placement. *Arthroscopy* 2003;19(3):297-304
38. Scopp JM, Jasper Le, Belkoff SM, Moorman CT. The effect of oblique femoral tunnel placement on rotational constraint of the knee reconstructed using patellar tendon autografts. *Arthroscopy* 2004;20(3):294-299
39. Steiner ME, Battaglia TC, Heming JF, Rand JD, Festa A, Baria M. Independent drilling outperforms conventional transtibial drilling in anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 2009;37(10):1912-1919
40. Piasecki DP, Bach BR, Espinoza Orias AA, Verma NN. Anterior cruciate ligament reconstruction: can an anatomical femoral placement be achieved with a transtibial technique? *Am J Sports Med* 2011;preview
41. Andriacchi TP, Briant PL, Bevill SL, Koo S. Rotational changes at the knee after ACL injury cause cartilage thinning. *Clin Orthop Relat Res* 2006;442:39-44
42. Arnold MP, Kooloos J, Van Kampen A. single-incision technique misses the anatomical femoral anterior cruciate ligament insertion: a cadaver study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2001;9:194-199
43. Georgoulis AD, Papadonikolakis A, Papageorgiou CD, Mitsou A, Stergiou N. Three-dimensional tibiofemoral kinematics of the anterior cruciate ligament-deficient and reconstructed knee during walking. *Am J Sports Med* 2003;31:75-79
44. Nishimoto K, Kuroda R, Mizuno K, Hoshino Y, Nagamune K, Kubo S et al. Analysis of the graft bending angle at the femoral tunnel aperture in anatomic double bundle anterior cruciate ligament reconstruction: a comparison of the transtibial and the far anteromedial portal technique. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2009;17:270-276
45. Bedi A, Musahl V, Steuber V, kendoff D et al. Transtibial versus anteromedial portal reaming in anterior cruciate ligament reconstruction: an anatomic and biomechanical evaluation of surgical technique. *Arthroscopy* 2011;27:380-390.
46. Dargel J, Schmidt-Wiethoff R, Fischer S, mader K, Koebke J, Schneider T. Femoral bone tunnel placement using the transtibial tunnel or the anteromedial portal in ACL reconstruction: a radiographic evaluation. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2009;17:220-227
47. Miller CD, Gerdeman AC, Hart JM, Bennet CG, Golish SR, Gaskin C, Miller MD. A comparison of 2 drilling techniques on the femoral tunnel for anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy* 2011;27:372-379
48. Musahl V, Plakseychuk A, VanScyoc A, Sasaki T, DEbski RE, McMahon PJ, Fu FH. Varying femoral tunnels between the anatomical footprint and isometric positions: effect on kinematics onf the anterior cruciate ligament-reconstructed knee. *Am J Sports Med* 3005;33:712-718
49. Abebe ES, Moorman CT, Dziedzic TS et al. Femoral tunnel placement during anterior cruciate ligament reconstruction: an in vivo imaging analysis comparing transtibial and 2-incision tibial tunnel-independent techniques. *Am J Sports Med* 2009;37:1904-1911
50. Bowman KF, Sekiya JK. Anatomy and biomechanics of the posterior cruciate ligament and other ligaments of the knee. *Operative techniques in sports medicine* 2009;17:126-134

51. Voos JE, Mauro CS, Wentz T, et al. Posterior cruciate ligament: anatomy, biomechanics and outcomes. *Am J Sports Med* 2011, preview.
52. Ahmad CS, Cohen ZA, Levine WN et al. Codominance of the individual posterior cruciate ligament bundles; an analysis of bundle lengths and orientation. *Am J Sports Med* 2003;31:221-225
53. Harner CD, Xerogeanes JW, Livesay, et al. The human posterior cruciate ligament complex: an interdisciplinary study. Ligament morphology and biomechanical evaluation. *Am J Sports Med* 1995;23:736-745
54. Edwards A, Bull AM, Amis AA. The attachments of the fiber bundles of the posterior cruciate ligament: an anatomic study. *Arthroscopy* 2007;23:284-190
55. Forsythe B, Harner C, Martins CA, Shen W, Lopes OV Jr, Fu FH. Topography of the femoral attachment of the posterior cruciate ligament. Surgical technique. *J Bone Joint Surg Am* 2009;91(1):89-100
56. Tajima G, Nozaki M, Iriuchishima T, et al. Morphology of the tibial insertion of the posterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg Am* 2009;91:859-866
57. Mariani PP, Margheritini F, Bellelli A. Bone mineral density of the proximal metaphysis of tibia: clinical relevance in posterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg sports Traumatol Arthrosc* 2005;13:263-167
58. Mejia EA, Noyes FR, Grood ES. Posterior cruciate ligament femoral insertion site characteristics. Importance for reconstructive procedures. *Am J Sports Med* 2002;30:643-651
59. Gupte CM, Smith A, Jamieson N, et al: menisiofemoral ligaments – structural and material properties. *J Biomech* 2002;35:1623-1629
60. Matava MJ, Sethi NS, Totty WG. Proximity of the posterior cruciate ligament insertion to the popliteal artery as a function of the knee flexion angle: implications for posterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy* 2000;16:796-804
61. Race A, Amis AA. The mechanical properties of the two bundles of the human posterior cruciate ligament. *J Biomech* 1994;27:13-24
62. Race A, Amis AA. Loading of the two bundles of the posterior cruciate ligament: an analysis of bundle function in a-P drawer. *J Biomech* 1996;62:438-450
63. Bergfeld JA, Graham SM, Parker RD, Valdevit ADC, Kambic HE. A biomechanical comparison of posterior cruciate ligament reconstruction using single- and double-bundle tibial inlay technique. *Am J Sports Med* 2005;33:976-981
64. Forsythe B, Kopf S, Wong AK, Martins CA, Anderst W, Tashman S, Fu FH. The location of femoral and tibial tunnels in anatomic double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction analyzed by three-dimensional computed tomography models. *J Bone Joint Surg Am* 2010;92(6):1418-26
65. Hatayama K, Higuchi H, Kimura M, Kobayashi Y, Asagumo H, Takagishi K. A comparison of single- and double-bundle posterior cruciate ligament reconstruction: review of 20 cases. *Am J Orthop* 2006;25:568-571
66. Jung YB, Jung HJ, Song KS, Kim JY, Lee HJ, Lee JS. Remnant posterior cruciate ligament – Augmenting stent procedure for injuries in the acute or subacute stage. *Arthroscopy* 2010;26(2):223-229
67. Min BH, Lee YS, Lee YS, Jin CZ, Son KH. Evaluation of transtibial double-bundle posterior cruciate ligament reconstruction using a single-sling method with a tibialis anterior allograft. *Am J Sports Med* 2011;39:374-379

68. Wang CJ, Weng LH, Hsu CC, Chan YS. Arthroscopic single- versus double-bundle posterior cruciate ligament reconstruction using hamstring autograft. *Injury* 2004;35:1293-1299
69. Yasuda K, van Eck CF, Hoshino Y, Fu FH, Tashman S. Anatomic single- and double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction, part 1: basic science. *Am J Sports Med* 2011;39(8):1789-99
70. Kohen RB, Sekiya JK. Single-bundle versus double-bundle posterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy* 2011;25:1470-1477
71. Petersen W, Lenschow S, Weimann A, Strobel MJ, Raschke MJ, Zantop T. Importance of femoral tunnel placement in double-bundle posterior cruciate ligament reconstruction: biomechanical analysis using a robotic/universal force-moment sensor testing system. *Am J Sports Med* 2006;34:456-463
72. Lim HC, Bae JH, Wang JH, Yang JH, Seok CW, Kim HJ, Kim SJ. Double-bundle PCL reconstruction using tibial double cross-pin fixation. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2009;18:117-122
73. Shearn JT, Grood ES, Noyes FR, et al. Two-bundle posterior cruciate ligament reconstruction: how bundle tension depends on femoral placement. *J Bone Joint Surg Am* 2004;79:381-386
74. Lee KH, Jung YB, Jung HJ, Jang EC, Song KS, Kim JY, Lee SH. Combined posterolateral corner reconstruction with remnant tensioning and augmentation in chronic posterior cruciate ligament injuries: minimum 2 year follow up. *Arthroscopy* 2011;27:507-515
75. Amis AA, Gupte CM, Bull AM, Edwards A. anatomy of the posterior cruciate ligament and the menisofemoral ligaments. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2006;14:257-263
76. Greiner P, Magnussen R, Lustig S, Demey G, Neyret P, Servien E. Computed tomography evaluation of the femoral and tibial attachments of the posterior cruciate ligament in vitro. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2011;19:1876-1883
77. Illingworth KD, Hensler D, Working ZM, Macalena JA, Tashman S, Fu FH. A simple evaluation of anterior cruciate ligament femoral tunnel position: the inclination angle and femoral tunnel angle. *Am J Sports Med* 2011;39(12):2611-8
78. Inoue M, Tokuyasu S, Kuwahara S, Yasojima N, Kasahara Y, Kondo E, Onodere S, Yasuda K. Tunnel location in transparent 3-dimensional CT in anatomic double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction with the trans-tibial tunnel technique. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2010;18(9):1176-83
79. Van Dommelen BA, Fowler PJ. Anatomy of the posterior cruciate ligament. A review. *Am J Sports Med* 2010;17:24-29
80. Feigl G, Fuchs A, Gries M, Hogan QH, Weninger B, Rosmarin W. A supraomohyoid plexus block designed to avoid complications. *Surg Radiol Anat* 2006;28:403-408.
81. Pfirmann CW, Oberholzer PA, Zanetti M, Boos N, Trudell DJ, Resnick D, Hodler J. Selective nerve root blocks for the treatment of sciatica: evaluation of injection site and effectiveness. A study with patients and cadavers. *Radiology* 2001;221:704-711.
82. Van Hoof T, Gomes GT, Audenaert E, Verstraete K, Kerckaert I, D'Herde K. 3D computerized model for measuring strain and displacement of the brachial plexus following placement of reverse shoulder prosthesis. *Anat Rec (Hoboken)* 2008;291:1173-1185.
83. De Maeseneer M, Jager T, Vanderdood K, Van Roy P, Shahabpour M, Marcelis S. Ultrasound during dissection of cadaveric specimens: a new method for obtaining ultrasound-anatomic correlations in musculoskeletal radiology. *Eur Radiol* 2003;14: 870-874

84. Groscurth P, Eggli P, Kapfhammer J, Rager G, Hornung JP, Fasel JDH. Gross anatomy in the surgical curriculum in Switzerland: Improved cadaver preservation, anatomical models, and
85. Bernard M, Hertel P, Hornung H, Cierpinski T. Femoral insertion of the ACL. Radiographic quadrant method. *Am J Knee Surg* 1997;10:14-22
86. Lorenz S, Elser F, Brucker PU, Obst T, Imhoff AB. Radiological evaluation of the anterolateral and posteromedial bundle insertion sites of the posterior cruciate ligament. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2009;17:683-690
87. Takahashi M, Matsubara T, Doi M, Suzuki D, Nagano A. Anatomical study of the femoral and tibial insertions of the anterolateral and posteromedial bundles of human posterior cruciate ligament. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2006;14:1055-1059
88. Morgan CD, Kalman VR, Grawl DM. The anatomic origin of the posterior cruciate ligament: where is it? Reference landmarks for PCL reconstruction. *Arthroscopy* 2007;13:325-331
89. Muneta T, Takakuda K, Yamamoto H. Intercondylar notch width and its relation to the configuration and cross-sectional area of the anterior cruciate ligament. A cadaveric knee study. *Am J Sports Med* 1997;25:69-72
90. Dargel J, Pohl P, Tzikaras P et al. Morphometric side-to-side differences in human cruciate ligament insertions. *Surg Radiol Anat* 2006;28:398-402
91. Ferretti M, Ekdahl M, Shen W et al (2007) Osseous landmarks of the femoral attachment of the anterior cruciate ligament: an anatomic study. *Arthroscopy* 2007;23:1218-1225
92. Yagi M, Wong EK, Kanamori A, Debski RE, Fu FH, Woo SL. Biomechanical analysis of an anatomic anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 2002;30:660-6
93. Lopes OV, Ferretti M, Shen W, Ekdahl M, Smolinski P, Fu FH. Topography of the femoral attachment of the posterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg Am* 2008;90(2):249-255
94. Silva A, Sampaio R, Pinto E. ACL reconstruction: comparison between transtibial and anteromedial portal techniques. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2011;preview
95. Musahl V, Plakseychuk A, VanScyoc A, Sasaki T, Debski RE, McMahon PJ, Fu FH. Varying femoral tunnels between the anatomical footprint and isometric positions: effect on kinematics of the anterior cruciate ligament-reconstructed knee. *Am J Sports Med* 2005;33:712-718
96. Kato Y, Ingham SJ, Kramer S, Smolinski P, Saito A, Fu FH. Effect of tunnel position for anatomic single-bundle ACL reconstruction on knee biomechanics in a porcine model. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2010;18:2-10

