

Eine neuartige Kniegelenksendoprothese mit physiologischem Roll-Gleitverhalten



In der Bundesrepublik Deutschland werden derzeit jährlich ca. 100.000 Kniegelenksendoprothesen implantiert.^{10,13} Aufgrund demografischer Daten ist in den nächsten Jahren mit einem deutlichen Anstieg dieser Zahl zu rechnen. Die AEQUOS G1-Prothese orientiert sich mit ihrem Design an der Biomechanik des natürlichen Kniegelenks. Priv. Doz. Dr. med. Karl-Heinz Froesch, Oberarzt der Klinik für Unfallchirurgie, Plastische und Wiederherstellungschirurgie der Georg-August-Universität Göttingen berichtet über die biomechanischen Grundlagen und erste klinische Ergebnisse dieser Kniegelenksendoprothese.

Einleitung

Nach Implantation einer Kniegelenksendoprothese bei fortgeschrittener Gonarthrose kommt es zu einem signifikanten Anstieg der Lebensqualität.^{8,19} Gerade in der Altersgruppe der 60-80-jährigen können nach Implantation einer Kniegelenksendoprothese gute klinische Ergebnisse erreicht werden⁸, die 10-Jahres Standzeiten der Implantate liegen bei über 95%.²⁰ Der bikondyläre Oberflächenersatz am Kniegelenk ist deshalb mittlerweile eines der Standardverfahren in der operativen Therapie der Gonarthrose.

Trotz dieser positiven Entwicklungen in den letzten Jahren lassen sich bei Patienten nach Implantation einer Knieendoprothese funktionelle Defizite nachweisen, die sich besonders bei relativ jungen Patienten mit der Notwendigkeit einer Kniegelenksendoprothese oft unbefriedigend auswirken. Die Lebensqualität (SF-36) bei 61-70-jährigen nach Knie-TEP ist signifikant niedriger als bei einem Normkollektiv.¹⁹ Darüber hinaus sind die funktionellen Ergebnisse nach Kniegelenkersatz signifikant schlechter als diejenigen nach Hüftgelenkersatz bei einem vergleichbaren Patientengut.^{3, 19} Nach einer Metaanalyse von Parvizi et al. leiden 9-10% aller Patienten nach Implantation einer Knieendoprothese an einem mehr oder weniger ausgeprägten „vorderen Knieschmerz“.¹⁶ Als Ursache für dieses Problem werden vor allem ein ungünstiges Prothesendesign und eine nicht exakte Implantationstechnik diskutiert, letztlich bleibt die Ursache bei einem Teil der Patienten jedoch unklar.¹⁶

Da die meisten derzeit auf dem Markt erhältlichen Knieendoprothesen nicht in der Lage sind, die natürliche Biomechanik des Kniegelenks vollständig wiederherzustellen, sehen wir vor allem in der fehlenden Entlastung des Patella-Komplexes durch den fehlenden „roll-back“ der herkömmlichen Kniege-

lenksendoprothesen Potenzial für Verbesserungen in der Knieendoprothetik. Zusätzlich soll durch die Wiederherstellung des natürlichen Bewegungsablaufes des Kniegelenks das Abriebverhalten der Implantate minimiert und die Standzeit verlängert werden. Bisher existieren zwei Prothesenmodelle, die sich aufgrund ihres Designs an der Biomechanik des natürlichen Kniegelenks orientieren: Dies sind das Journey-Knie von Smith&Nephew und die „AEQUOS G1“-Prothese. Beide Implantate verfügen über ein lateral konvexes Tibiaplateau. Über erste klinische Erfahrungen mit der „AEQUOS G1“-Prothese soll in vorliegendem Artikel berichtet werden.

Biomechanik des Kniegelenks

Schon im Jahre 1907 beschrieb Fischer⁴, dass bei der Kniebeugung die Gelenkflächen initial rollen und erst nach einem Flexionswinkel von etwa 20-30° gleiten, wodurch die beiden Gelenkkontakte dann auf der Tibia ortsfest werden. Diese Beobachtungen wurden bis heute durch multiple biomechanische Untersuchungen am Kniegelenk bestätigt.^{14,17} Die Roll-Gleitbewegung des Kniegelenks wird durch die geometrische Form der Femurkondylen und des Tibiaplateaus bedingt, ligamentäre Strukturen spielen dabei eine untergeordnete Rolle.¹⁴

Beim Menschen ist in der sagittalen Schnittebene das mediale Tibiaplateau konkav, das laterale aber konvex gekrümmt. Zusätzlich sind das mediale und das laterale Kompartiment des Kniegelenks in sagittaler Richtung versetzt, sodass das mediale Kompartiment weiter ventral, das laterale wenige Millimeter weiter dorsal liegt. Dadurch wird mit den konvexen Krümmungen der Femurkondylen und den insgesamt vier morphologisch fixierten Drehachsen des Kniegelenks

(Femur und Tibia jeweils eine Drehachse medial und lateral) eine physiologische Rollbewegung („roll-back“) im Kniegelenk während der Standphase (5-25° Beugung) mit anschließendem zunehmendem Gleiten bei weiterer Beugung erzwungen.¹⁴ Insbesondere wandern im belasteten Knie aufgrund dieses Roll-Gleitmechanismus die Kontaktpunkte des Femur auf der Tibia aus voller Streckung in die maximale Beugung um etwa 20mm nach dorsal (medial: 17mm, lateral 22mm).¹⁷ Entsprechend liegt die momentane Drehachse des Kniegelenks bei Beugewinkeln von 5-25° deshalb in der Nähe des Gelenkspaltes und wandert erst mit zunehmender Beugung in das Zentrum der Femurkondylen.¹⁴

Weiterhin wird durch den femoralen „roll-back“ nicht nur die Zugrichtung des Ligamentum patellae von ventral nach dorsal verändert, sondern auch das Kraft-Last-Arm-Verhältnis des Patella-Quadrizepskomplexes zur Tuberositas Tibiae begünstigt. Die meisten derzeit verwendeten Kniegelenksendoprothesen besitzen lateral und medial funktionell identisch konvex-konkav geformte Gelenkflächen und ermöglichen daher nur eine unvollständige Roll-Gleitbewegung. Der Kontaktpunkt zwischen Femur und Tibia wandert dabei nur minimal.²¹ Auch das Prinzip des „mobile bearings“ erlaubt keinen wesentlichen Zugewinn an „roll-back“ gegenüber herkömmlichen Prothesen.²¹ Dies liegt daran, dass der physiologische Getriebemechanismus, der im Kniegelenk ein Roll-Gleitverhalten induziert bei den meisten Kniegelenksendoprothesen nur teilweise Berücksichtigung findet. Nur durch den Versatz des medialen und lateralen Kompartiments und durch Berücksichtigung der Geometrien der Gelenkkradien mit einem konvexen lateralen und konkaven medialen Tibiaplateau entsteht medial und lateral

jeweils eine sog. dimere Kette, die zusammen ein Viergelenkgetriebe bilden, das den natürlichen Roll-Gleitmechanismus erzwingen kann.^{11,14}

Die „AEQUOS G1“-Prothese

Der bikondyläre Oberflächenersatz für das Kniegelenk „AEQUOS G1“ (AEQUOS Endoprothetik GmbH, Gräfelfing, Deutschland) besteht aus für Knieendoprothesen handelsüblichem CoCrMo und UHMW-Polyethylen und ist für die zementierte als auch für die zementfreie Implantation bei Gonarthrose zugelassen. Besonderheiten des Implantates sind das physiologisch konvex geformte laterale Tibiaplateau (Abb. 1), das konkav geformte mediale Tibiaplateau sowie ein sagittaler Versatz des lateralen Kompartiments um 3 mm nach dorsal, wodurch mit den physiologisch geformten Krümmungsradien der Femurkomponenten (Abb. 1) das physiologische Roll-Gleitverhalten ermöglicht werden soll (Abb. 2).¹¹ Die „AEQUOS G1“-Prothese ist in fünf verschiedenen Größen erhältlich (A-E), zusätzlich wurde von der Firma noch eine Zwischengröße (D+) entwickelt, um eine exaktere Größenabstimmung auf das natürliche Knie zu gewährleisten,



Abb. 1: Die „AEQUOS G1“-Prothese für den bikondylären Oberflächenersatz am Kniegelenk © Aequos

sodass in Kürze insgesamt sechs verschiedene Größen zur Verfügung stehen werden. Das Polyethylen-Inlay und die Femurkomponente

sind jeweils rechts und links verschieden. Die Polyethylen-Inlays sind jeweils in Höhen von 8-16 mm erhältlich und werden im Kühlschrank bei 4° C gelagert. Bei der Implantation und anschließender Erwärmung auf Körpertemperatur dehnen sich die Inlays aus und verankern sich auf diese Weise press-fit in der tibialen Komponente.

Die Implantationstechnik unterscheidet sich nicht wesentlich von anderen bikondylären Oberflächenersatzprothesen des Kniegelenks. Das Implantationsinstrumentarium ist auf eine „femur first“-Technik ausgerichtet. Wie bei herkömmlichen Knieendoprothesen sollte der Beuge- und Streckspalt intraoperativ vor Implantation parallel sein, um ein optimales Weichteil-Balancing zu erzielen. Zu beachten ist, dass durch die tibiale und femorale Gelenkform die Distanz des Beuge- und Streckspaltes in Abhängigkeit von den Implantatgrößen unterschiedlich ist. Da die „AEQUOS G1“-Prothese nach dorsal weniger stabilisiert ist als herkömmliche Prothesen, gleichzeitig aber dadurch auch einen physiologischen „roll-back“ zulässt, empfehlen wir das hintere Kreuzband zu erhalten. Das Gelenk

mischen Studien an Gelenken berechnet wurde (Prof. Dr. H. Nägerl, Prof. Dr. D. Kubein-Meesenburg). Durch diese morphologische Form, wie sie bei der „AEQUOS G1“-Prothese verwendet wird, soll ein physiologischer Roll-Gleitmechanismus des Kniegelenks induziert werden.^{11,14}

Studienziel

Ziel der vorliegenden Studie ist es, erste funktionelle und klinische Ergebnisse bei Patienten, die eine „AEQUOS G1“-Kniegelenksendoprothese erhalten haben, anhand eines standardisierten Protokolls zu evaluieren. Insbesondere sollten möglicherweise auftretende implantatspezifische Komplikationen erfasst werden.

Material und Methoden

Die „AEQUOS G1“-Kniegelenksendoprothese wurde von 05/05 bis 10/06 bei 167 Patienten mit Gonarthrose in 4 Kliniken implantiert. Alle Patienten wurden präoperativ, vor Entlassung aus der Klinik und nach 6 und 12 Monaten anhand eines standardisierten Evaluationsbogens nachuntersucht. Es wurden die visuelle Analogskala Schmerz (VAS), der American Knee Society

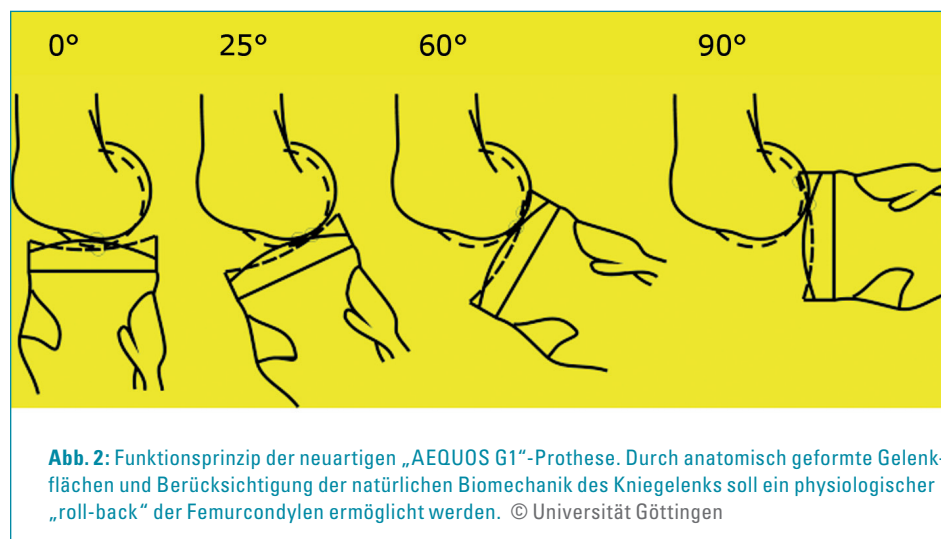


Abb. 2: Funktionsprinzip der neuartigen „AEQUOS G1“-Prothese. Durch anatomisch geformte Gelenkflächen und Berücksichtigung der natürlichen Biomechanik des Kniegelenks soll ein physiologischer „roll-back“ der Femurcondylen ermöglicht werden. © Universität Göttingen

wird dadurch zusätzlich nach dorsal stabilisiert und wertvolle Propriozeptoren können erhalten werden. Für eine erfolgreiche Implantation der „AEQUOS G1“-Prothese sollte ein gut balancierter Beuge- und Streckspalt mit stabilen Bändern vorliegen, da die Prothese selbst Bandsinsuffizienzen in der ap-Translation weniger ausgleichen kann als herkömmliche Prothesenmodelle mit kongruenten Gelenkflächen. Das Funktionsprinzip der „AEQUOS G1“-Prothese selbst basiert auf einem mathematischen Modell, welches aus biomechanischen und anatomo-

Score (AKSS)⁷ und der modifizierte Oxford Knee Score (OKS)¹⁸ berechnet. Weiterhin wurde der Aktivitätsindex nach Insall et al. erfasst⁷, anhand dessen die Patienten nach ihrer Geheleistung in 3 Gruppen eingeteilt werden: Bei Gruppe A ist die Geheleistung nur durch das betroffene Kniegelenk eingeschränkt, bei Gruppe B durch Erkrankungen beider Kniegelenke und bei Gruppe C ist die Geheleistung durch andere relevante medizinische Grunderkrankungen limitiert. Bei den angegebenen Nachuntersuchungsterminen wurde bei den Patienten jeweils das operierte

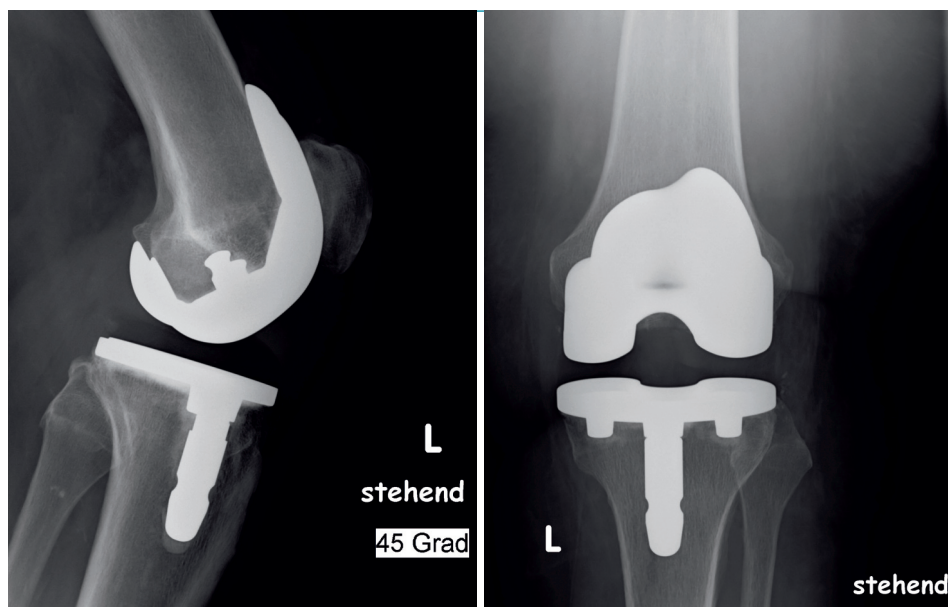


Abb. 3: Röntgenbild einer „AEQUOS G1“-Prothese 3 Monate postoperativ. Zu beachten ist, dass der tibiale Slope in das PE-Inlay integriert ist und deshalb das Tibiaplateau in allen Ebenen senkrecht zur Tibiaschaftachse ausgerichtet ist. © Universität Göttingen

Kniegelenk in 2 Ebenen geröntgt. Die statistische Verlaufsbeurteilung erfolgte mittels Wilcoxon-Test. Dabei wurden jeweils sämtliche Einzelparameter der Scores sowie die Gesamtscorewerte und die VAS präoperativ, nach 6 und 12 Monaten postoperativ verglichen und auf einem Signifikanzniveau von 5 % bewertet.

Klinische Ergebnisse

Von den insgesamt 167 operativ versorgten Patienten konnten in den beteiligten Kliniken präoperativ 128 Patienten für die Studie erfasst werden. Nach 6 Monaten wurden 106 und nach 12 Monaten bisher 65 Patienten nachuntersucht. Da bei den meisten der 63 von 128 Patienten der 1-Jahres-Zeitraum noch nicht erreicht ist, liegen diese Daten deshalb auch derzeit noch nicht vor. Das Durchschnittsalter der Patienten betrug 69,4 Jahre, 70,0 % waren weiblich. Der mittlere Body Mass Index betrug 29,5.

Bei den über 12 Monaten nachuntersuchten Patienten hatten 34 eine primäre Gonarthrose. 24 Patienten hatten in der Vergangenheit Band- oder Meniskusverletzungen, fünf Gelenkfrakturen, eine Femurkondylennekrose und eine Osteochondrosis dissecans. Nach der Klassifikation nach Insall waren 41,9 % der Patienten Gruppe A (Gehleistung nur durch betroffenes Knie eingeschränkt), 52,8 % gehörten zur Gruppe B (Gehleistung durch beide Knie eingeschränkt) und 5,3 % wurden als Gruppe C eingestuft (Gehleistung durch andere relevante Erkrankungen reduziert).

Bereits intraoperativ kann der Roll-Gleitmechanismus des Implantates beim Durchbewegen wahrgenommen werden.

Die klinischen Ergebnisse zeigen, dass die Lebensqualität nach 6 und 12 Monaten postoperativ signifikant über den präoperativen Werten liegt. Der AKSS als auch der modifizierte OKS waren nach 12 Monaten mit 160,84 ($\pm 38,6$) und 22,4 ($\pm 8,3$) Punkten signifikant besser als vor der Operation ($91,2 \pm 34,9$ und $38 \pm 6,6$ Punkte; $p < 0,0001$) (Abb.4).

Das mittlere Bewegungsausmaß betrug vor der Operation $96,9^\circ (\pm 19,9^\circ)$, nach 12 Monaten $107^\circ (\pm 15,0^\circ)$.

Die VAS Schmerz war vor der Operation $7,4 \pm 1,8$ und nach 12 Monaten $1,9 \pm 2,3$ ($p < 0,001$) Punkte (Abb.5).

Komplikationen

Eine Prothese musste aufgrund einer Arthrofibrose revidiert werden. Hier wurden Narben reseziert, der Patient hat noch Restbeschwerden und erreicht 134 Punkte im AKSS nach 12 Monaten. Eine weitere 122 kg schwere Patientin erlitt bei 161 cm Körpergröße nach 12 Monaten eine Patellaluxation, hier wurde das tibiale Inlay um 2 mm erhöht und das mediale Retinakulum gerafft. Die Patientin ist seither nahezu beschwerdefrei bei unbegrenzter Gehstrecke. Bei zwei weiteren Patienten wurde bei einer fehlerhaften Ausrichtung der tibialen Komponente jeweils ein Prothesenwechsel durchgeführt. Die Komplikationsrate innerhalb des ersten Jahres lag damit unter

3 %. Infekte, aseptische Lockerungen oder andere implantatspezifische Komplikationen konnten bisher nicht beobachtet werden.

Diskussion

Herkömmliche, derzeit verwendete Kniegelenksendoprothesen sind nicht in der Lage das natürliche Roll-Gleitverhalten des Kniegelenks wieder herzustellen.^{12, 15, 22} Dennis et al. konnten zeigen, dass ein paradoxes Vorwärtsgleiten des Femurs mit zunehmender Beugung vornehmlich in HKB-erhaltenden herkömmlichen Prothesen beobachtet werden konnte.² Hier zeigte sich kein Unterschied zwischen „fixed-“ und „mobile-bearing“-Knie totalendoprothesen. Die Abweichungen von der natürlichen Kinematik des Kniegelenks werden auch von anderen Autoren bestätigt.^{9, 12}

Diese biomechanischen Defizite sollen durch die neuartige Kniegelenksendoprothese „AEQUOS G1“, die sich an der natürlichen Biomechanik des Kniegelenks orientiert, verbessert werden.

Bei der Interpretation der vorgestellten klinischen Ergebnisse ist zu bedenken, dass keine Patienten, bei denen eine „AEQUOS G1“-Prothese implantiert wurde, aus der Studie ausgeschlossen wurden. So sind sowohl Patienten mit Rheumatoider Arthritis, mit posttraumatischer Gonarthrose und multimorbide Patienten in die Studie aufgenommen worden. Dies ist aus unserer Sicht sinnvoll, da vor dem Hintergrund der Qualitätskontrolle alle Komplikationen oder Probleme, die durch das Implantat selbst auftreten können, erfasst werden sollten. Insbesondere wurde hier besonderer Wert auf das Erkennen implantatspezifischer intra- und postoperativer Komplikationen gelegt, die aber bisher in keiner der 4 an der Studie beteiligten Kliniken aufgetreten sind.

Mit den Nachuntersuchungsergebnissen nach 6 und 12 Monaten wollten wir einen ersten Trend der Kniefunktion nach Implantation einer „AEQUOS G1“-Prothese erfassen. Mit durchschnittlichen Werten im OKS von 22,4 und im AKSS von 160,8 Punkten schneidet die „AEQUOS G1“-Prothese im Vergleich zu anderen Studien überdurchschnittlich gut ab.^{5, 23} Zu berücksichtigen ist bei dieser Bewertung, dass es sich bei vorliegender Studie um eine Multicenter Studie handelt, die die jeweiligen Lernkurven aller 4 Kliniken enthält.

Bei einem gesunden Normal Kollektiv mit einem Durchschnittsalter von 65,5 Jahren wird ein durchschnittlicher Wert für den AKSS von 182 (44 – 200) Punkten angegeben.¹ In zumindest teilweise vergleichbaren kurz- und mittelfristigen Studien nach Implantation einer Knieendoprothese werden Werte für den AKSS von 134 – 159,²¹ 153

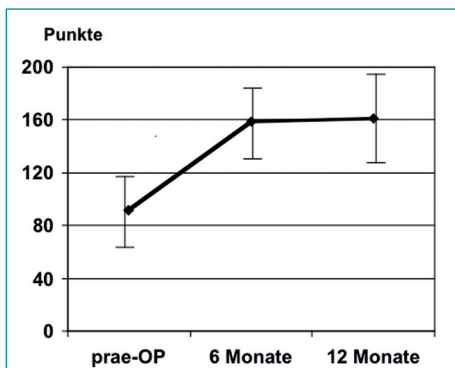


Abb. 4: Der AKSS vor und nach Implantation der „AEQUOS G1“-Prothese

© Universität Göttingen

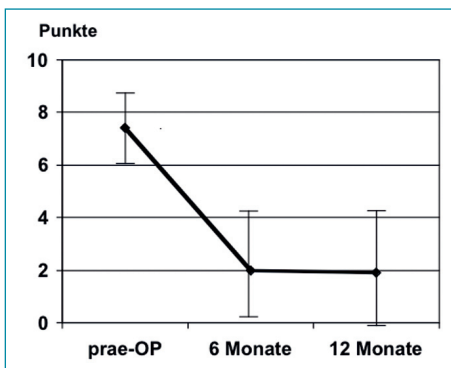


Abb. 5: Die VAS Schmerz vor und nach Implantation der „AEQUOS G1“-Prothese

© Universität Göttingen

– 167⁵ und 152²³ beschrieben. Der Nachuntersuchungszeitraum der o. g. Vergleichsstudien betrug 2 und 2,6 Jahre,^{5, 21} sowie 6,3 Jahre.²³ Bei der „AEQUOS G1“-Prothese ist der Erhalt des hinteren Kreuzbandes aus unserer Sicht empfehlenswert, da die Propriozeption über das hintere Kreuzband nicht verloren geht, ein zusätzlicher physiologischer Stabilisator des Kniegelenks erhalten bleibt und das „roll-back“ dadurch eher günstig beeinflusst wird. Daten von Patienten mit hinterer Kreuzbanddefizienz in Kombination mit der „AEQUOS G1“-Prothese liegen derzeit jedoch noch nicht vor. Wir raten deshalb bei hinterer Kreuzbandinsuffizienz zu einem zurückhaltenden

Verhalten mit der „AEQUOS G1“-Prothese. Für die „AEQUOS G1“-Prothese liegen derzeit noch keine Langzeitergebnisse vor. Qualitativ muss sich die „AEQUOS G1“-Prothese an 10-Jahres Standzeiten von über 95 % messen, wie sie derzeit in der Knieendoprothetik gefordert werden.²⁰ Es ist jedoch bekannt, dass die Wiederherstellung des physiologischen Gangbildes das Risiko einer aseptischen Lockerung reduziert.⁶ Sollte durch die „AEQUOS G1“-Prothese die physiologische Biomechanik des Kniegelenks annähernd wiederhergestellt werden können, so ist auch damit zu rechnen, dass dies die Lockerungsraten reduziert und verbessert.

Schlussfolgerung

Mit der „AEQUOS G1“-Kniegelenksendoprothese können frühzeitig gute funktionelle klinische Ergebnisse erzielt werden. Die Implantationstechnik unterscheidet sich nur wenig von anderen vergleichbaren Modellen. Implantatspezifische Komplikationen konnten nicht beobachtet werden. Ob durch die „AEQUOS G1“-Kniegelenksendoprothese ein physiologischer Roll-Gleitmechanismus erzielt werden kann ist Gegenstand derzeitiger Untersuchungen. Für eine Gesamtbeurteilung müssen die Langzeitergebnisse abgewartet werden.

Folgende Personen waren an der Studie beteiligt:

Frosch K.-H.¹, Nägerl H.², Kubein-Meesenburg D.³, Buchholz J.⁴, Dörner J.⁵, Dathe H.³, Hellerer O.⁶, Stürmer K.M.¹

- ¹ Klinik für Unfallchirurgie, Plastische und Wiederherstellungschirurgie, Georg-August-Universität Göttingen
- ² Biomechanische Arbeitsgruppe Göttingen/ Greifswald, Abteilung Kieferorthopädie, Georg-August-Universität Göttingen
- ³ Abteilung Kieferorthopädie, Georg-August-Universität Göttingen
- ⁴ Abteilung Chirurgie und Unfallchirurgie, Krankenhaus Wermelskirchen
- ⁵ Orthopädische Gemeinschaftspraxis, Northeim
- ⁶ Schreiber Klinik München

Anmerkungen

1. Brinker MR, Lund PJ, Barrack RL. Demographic biases of scoring instruments for the results of total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 79(6):858-65, 1997
2. Dennis DA, Komistek RD, Mahfouz MR, Haas BD, Stiehl JB. Multicenter determination of in vivo kinematics after total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* (416): 37-57, 2003
3. Ethgen O, Bruyere O, Richey F, Dardenne C, Reginster J-Y. Health-Related Quality of Life in Total Hip and Total Knee Arthroplasty. A qualitative and systematic Review of the Literature. *J Bone Joint Surg Am* 86:963-974, 2004
4. Fischer O: Kinematik organischer Gelenke. Vieweg-Verlag, Braunschweig 1907
5. Gerich T, Bosch U, Schmidt E, Lobenhoffer P, Krettek C. Knieendoprothetik nach Tibiakopffraktur – Mittelfristige Ergebnisse einer Kohortenanalyse. *Unfallchirurg* 104: 414–419, 2004
6. Hilding MB, Ryd L, Toksvig-Larsen S, Mann A, Stenstrom A. Gait affects tibial component fixation. *J Arthroplasty* 14 (5): 589-593, 1999
7. Insall JN, Dorr LD, Scott RD, Scott WN. Rationale of the Knee Society clinical rating system. *Clin Orthop Rel Res* 248:13-14, 1989
8. Jerosch J, Floren M. Lebensqualitätsgewinn (SF-36) nach Implantation einer Knieendoprothese. *Unfallchirurg* 103:371-374, 2000

9. Johnson TS, Laurent MP, Yao JQ, Gilbertson LN. The effect of displacement control input parameters on tibiofemoral prosthetic knee wear. *Wear* 250, 222-226, 2001
10. Kruckhans AR, Dustmann HO. Indications, methods, and results of cemented, hybrid, and cement-free implantation of THR. *Surg Technol Int* 12: 253–257, 2004
11. Kubein-Meesenburg D, Abicht Ch, Dathe H, Adam P, Thomssen M, Fanghänel J, Nägerl H. The functional HJS-knee-endoprosthesis with roll-off articular surfaces during the stance phase. *Acta of Bioengineering and Biomechanics* Vol. 4, Suppl. 1, 348-349, 2002
12. Li G, Suggs J, Hanson G, Durbhakula S, Johnson T, Freiberg A. Three-dimensional tibiofemoral articular contact kinematics of a cruciate-retaining total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*. 88(2):395-402, 2002
13. Merx H, Dreinhofer K, Schrader P. International variation in hip replacement rates. *Ann Rheum Dis* 62: 222–226, 2003
14. Nägerl H, Kubein-Meesenburg D, Cotta H, Fanghänel J. Biomechanische Prinzipien in Diarthrosen und Synarthrosen. Teil III: Mechanik des Tibiofemoralgelenkes und Rolle der Kreuzbänder. *Z Orthop* 131, 385-396, 1993
15. Pandit H, Ward T, Hollinghurst D, Beard DJ, Gill HS, Thomas NP, Murray DW. Influence of surface geometry and the cam-post mechanism on the kinematics of total knee replacement. *J Bone Joint Surg [Br]* 87-B:940-5, 2005
16. Parvizi J, Rapuri VR, Saleh KJ, Kuskowski MA, Sharkey PF, Mont MA. Failure to resurface the patella during total knee ar-

- throplasty may result in more knee pain and secondary surgery. *Clin Orthop Relat Res*. 438:191-6, 2005
17. Pinskerova V, Johal P, Nakagawa S, Sosna A, Williams A, Gedroyc W, Freeman M A R. Does the femur roll-back with flexion? *J Bone Joint Surg [Br]* 86-B:925-31, 2004
 18. Pynsent PB, Adams DJ, Disney SP. The Oxford hip and knee outcome questionnaires for arthroplasty – outcomes and standards for surgical audit. *JBJS (Br)* 87-B: 241-248, 2005
 19. Quintana JM, Escobar A, Arostegui I, Bilbao A, Azkarate J, Goenaga JI, Arenaza JC. Health-Related Quality of Life and Appropriateness of Knee or Hip Joint Replacement. *Arch Intern Med* 166:220-226, 2006
 20. Robertsson O, Ranstam J, Lidgren L. Variation in outcome and ranking of hospitals: an analysis from the Swedish knee arthroplasty register. *Acta Orthop*. 2006 Jun;77(3):487-93, 2006
 21. Tibesku CU. Einfluß mobiler Polyethylengleitlager auf die Kinematik nach Knieendoprothetik. *Habilitationsschrift*, 2005
 22. Uvehammer J, Karrholm J, Bradsson S, Herberts P, Carlsson L, Karlsson J, Regner L. In vivo kinematics of total knee arthroplasty: flat compared with concave tibial joint surface. *J Orthop Res* 18(6):856-64, 2005
 23. Witvoet J, Hutten D, Masse Y, Nordin JY, Nizard R, Pidhorz L, Langlais F; Le Groupe GUEPAR. Mid-term results of Wallaby I posterior cruciate retaining total knee arthroplasty: a prospective study of the first 425 cases. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot*. 91(8):746-57, 2005