

Fontys Paramedische Hogeschool Opleiding Podotherapie

Onderzoeksverslag literatuuronderzoek

**Chronische knieklachten bij wielrenners:
Biomechanische effecten op het kniegewricht als gevolg van
voetpositie op het pedaal bij wielrenners**



Bron: www.rtvdrenthe.nl/nieuws/knwu-positief-over-wk-wielrennen-assen

Student:

Kim van Aerle

Studentnummer:

2135758

Begeleider:

Anja de Koning

Inleverdatum:

Eindhoven, 6 januari 2014

Voorwoord

Voor u ligt het onderzoeksverslag van mijn literatuurstudie, wat de afsluiting vormt van de opleiding podotherapie aan de Fontys Paramedische Hogeschool te Eindhoven. Mijn algemene interesse en daarnaast vooropleiding en werkervaring liggen binnen het gebied sport en bewegen, waardoor mijn voorkeur uitging naar een sport-gerelateerd afstudeeronderwerp. Wielrennen c.q. duursport is weliswaar niet mijn tak van sport maar wekte wel een dusdanige interesse die ervoor zorgde dat ik mijn afstudeerproject graag hieraan wilde wijden.

Wielrennen, voetpositie op het pedaal en chronische knieblessures leken mij op het eerste gezicht een duidelijke link met elkaar te hebben. In welk opzicht en welke relatie er bestaat tussen deze drie factoren zou volgens mij interessante informatie voor de paramedische sector kunnen opleveren. Met name voor de (sport)podotherapeut, specialist op gebied van voeten, kan deze informatie een waardevolle aanvulling zijn op het (sport)podotherapeutische onderzoek bij wielrenners met knieklachten.

Het schrijven van dit onderzoeksverslag heb ik als een soms moeizame, maar zeker leerzame periode ervaren. Voor de geboden begeleiding hierbij wil ik allereerst graag mijn begeleidster, Anja de Koning, bedanken voor de tips en feedback die zij mij gedurende dit proces gegeven heeft. Daarnaast gaat mijn dank uit naar de tweede beoordelaar die eveneens mijn onderzoeksverslag heeft beoordeeld en van feedback heeft voorzien.

Rest mij u veel plezier te wensen met het lezen van dit verslag.

Eindhoven, 6 januari 2013

Kim van Aerle

Samenvatting

Inleiding: Wielrennen wordt doorgaans gezien als een low impact sport. Vrij van blessures aan het bewegingsapparaat is deze sport echter niet. Traumatische en chronische blessures kunnen mogelijk de sportbeoefening beïnvloeden. De meest voorkomende chronische blessures aan de onderste extremiteit bij wielrenners komen voor in en rond het kniegewricht. In het ontstaan van chronische knieblessures speelt de voetpositie op het pedaal een mogelijke rol. Het doel van deze literatuurstudie is onderzoeken welke krachten en momenten in het kniegewricht ontstaan als gevolg van de voetpositie op het pedaal bij wielrenners.

Methode: Een systematische review van de literatuur naar Randomized Controlled Trials, vergelijkend en niet-vergelijkend onderzoek werd ondernomen. Middels vastgestelde zoektermen werden databases en referentielijsten nagezocht op relevante studies. Zoekresultaten werden via een selectieprocedure geïnccludeerd, gebruikmakend van vooraf bepaalde in- en exclusiecriteria. Uit alle geïnccludeerde onderzoeken werd data met betrekking tot studietype, populatie, doel, (meet)methode, uitkomstmaat, resultaten en conclusie geëxtraheerd. Daarnaast werd elk geïnccludeerd onderzoek onderworpen aan een criterialijst om een score voor methodologische kwaliteit tot stand te brengen.

Resultaten: Zes vergelijkende cross-sectionele onderzoeken voldeden aan de inclusiecriteria van dit literatuuronderzoek. Vier studies gebruikten verschillende gefixeerd pedaalplatformen, twee een free-floating pedaal om de krachten en momenten in het kniegewricht te bestuderen. Studie methodologie, testen en beoordelingsprocedures varieerden aanzienlijk en er bestond heterogeniteit binnen de populaties. Ondanks een zichtbare voor het verminderen van varus en/of endorotatie kniemomenten om krachten in de knie te doen afnemen, zorgde discrepantie binnen onderzoeksresultaten voor onvoldoende bewijs.

Conclusie: Eenduidig antwoord op de onderzoeksvraag blijft uit. Nieuw onderzoek wordt aanbevolen waarin anatomische eigenschappen van voet/been in relatie gebracht dienen te worden met voetpositie op het pedaal en effecten op het kniegewricht.

Key words: Cycling, bicycling, knee, foot, biomechanics, kinematics, pedal

Abstract

Introduction: Cycling is generally regarded as a low impact sport. This low impact nature however does not refrain a cyclist from injury and musculoskeletal trauma. Traumatic and overuse injuries can influence the sports activity. The most common site of overuse injuries of the lower extremity in cyclists is located at and around the knee joint. The foot position on the pedal can be a possible cause in the development of overuse knee injuries. The main focus of this review is to research which forces and moments in the knee joint are caused by the foot position on the pedal in cyclists.

Methods: A systematic review of the literature of Randomized Controlled Trials, comparative and non-comparative trials was undertaken. Using established keywords, databases and reference lists were searched for relevant studies. Search results were included by means of predetermined in- and exclusion criteria. Data relating to study type, population, goal, methods, outcome measurement, results and conclusion were extracted from all included studies. Every study included was subject to a list of criteria in order to create a score for methodological quality.

Results: Six comparative cross-sectional studies met the inclusion criteria for this review. Four used a variety of fixed pedal platforms, two a free-floating pedal platform to measure forces and moments in the knee joint. Study methodologies, testing and assessment procedures varied considerably and heterogeneity existed within populations. Whilst a trend was identified for reducing varus and/or internal knee moments to reduce knee forces, discrepancy in study results caused insufficient prove.

Conclusion: The main question in this review remains to be unanswered. New research is advised in which anatomic properties of the foot/leg should be related with foot position on the pedal and effects on the knee joint.

Key words: Cycling, bicycling, knee, foot, biomechanics, kinematics, pedal

Inhoudsopgave

Inleiding		Pagina 6
Methode		Pagina 8
Resultaten		Pagina 11
Discussie		Pagina 18
Conclusie		Pagina 24
Literatuurlijst		Pagina 25
Bijlage I		Pagina 27

Inleiding

In 2010 waren er in Nederland 13223 wielrenners met een licentie van de Koninklijke Nederlandse Wielren Unie (KNWU).¹ Daarnaast bestond er een onbekend grote hoeveelheid recreatieve renners zonder licentie.¹ Gegevens over het totaal aantal actieve wielrenners in Nederland of andere landen zijn beperkt door het grote aantal renners wat zonder licentie fietst, wat een accurate telling niet mogelijk maakt.¹⁻² Ondanks de ontbrekende cijfers over het totale aantal renners is er de laatste jaren een toename in populariteit op zowel recreatief als wedstrijd niveau zichtbaar.³⁻⁵ Deze groei in populariteit voor de wielersport brengt een mogelijke stijging met zich mee in het aantal blessures dat tijdens wielrennen ontstaat, want zoals bij elke sportactiviteit komt ook bij wielrennen een verscheidenheid aan blessures aan het bewegingsapparaat voor.^{2-4,6-7} Met betrekking tot de incidentie van blessures bij wielrenners zijn geen exacte cijfers beschikbaar doordat niet alle blessures ernstig genoeg bevonden worden om medische hulp te zoeken en hierdoor niet geregistreerd worden.^{2,8} Toename van het aantal blessures heeft echter mogelijke consequenties in de vorm van het al dan niet (tijdelijk) moeten staken van de sportactiviteit en stijgende kosten voor ziekteverzuim en gezondheidszorg.

De blessures die voorkomen onder wielrenners zijn zeer divers en kunnen onderscheiden worden in traumatische en niet-traumatische blessures.^{2-3,6-7} Traumatische blessures ontstaan door een val of botsing met een ander persoon of object en hebben een acuut en onvoorzien karakter.^{3,6-7} Niet-traumatische blessures hebben veelal een chronisch karakter en zijn het gevolg van extrinsieke of intrinsieke factoren.^{2-4,6-9} Extrinsiek kan de afstelling tussen renner en fiets met betrekking tot zadelhoogte, stuurpositie en positie van het kliksysteem tussen pedalen en schoenen een rol spelen.^{2-7,9} Intrinsiek kunnen het langdurig in voorover gebogen houding zitten, de repeterende bewegingen die in deze houding gemaakt worden door de onderste extremiteiten en/of anatomische afwijkingen in de gewrichten van de renner een oorzaak zijn van blessures.^{2-4,6-9} Wanneer gekeken wordt naar het bewegingsapparaat van de onderste extremiteit dan blijkt uit de literatuur dat bij wielrenners de meest voorkomende chronische blessures zich manifesteren in of rond het kniegewricht.^{2-6,8-10} Mediale knieklachten bestaan voornamelijk uit mediopatellair plica syndroom of een bursitis bij de pes anserinus.³⁻⁴ De meest typische klacht aan de laterale zijde van de knie is het iliotibiaal frictiesyndroom.^{3-4,6,11} Aan de posterior zijde van de knie komen voornamelijk blessures voor aan de hamstrings in de vorm van tendinitis van de pezen van musculus biceps femoris en de musculus semimembranosus.³⁻⁴ Aan de anterior zijde van de knie bestaan de meest voorkomende blessures uit patellofemoraal pijn syndroom en tendinitis patellae.^{3-4,6,9} Hoewel de benoemde percentages in verschillende onderzoeken variëren van 35% tot 60% is wel bewezen dat van alle chronische knieklachten die tijdens wielrennen kunnen ontstaan de anterior zijde van de knie, het gebied rondom de patella, verreweg het vaakst is aangedaan.^{2-4,6,9} Op de tweede plaats staat het iliotibiaal frictie syndroom.^{6,11}

Onderzoek naar de oorzaak van chronische knieblessures bij wielrenners richt zich vaak op extrinsieke factoren waarbij de instellingen van de fiets en met name de zadelhoogte veel zijn onderzocht.²⁻⁶ Intrinsieke factoren kunnen hierbij echter ook een rol spelen doordat de renner met zijn fiets een gesloten kinetische keten vormt.^{2,4,6,8-9} Binnen deze keten zijn er vijf locaties van contact tussen renner

en fiets waar overdracht van energie tussen beide plaatsvindt, te weten de voeten op de pedalen, de billen op het zadel en de handen op het stuur.^{3,12} Van deze vijf locaties vormen de pedalen de primaire plek van energie overdracht binnen de eenheid van renner en fiets.^{4,6,12} Het kliksysteem wat zich bevindt tussen voet/schoen en pedaal zorgt voor een zeer nauwe verbinding en samenwerking tussen de rigide component van de gesloten kinetische keten; de fiets, en het adaptieve gedeelte van het geheel; de mens.^{4,13-14} Door deze nauwe verbinding en het vaste bewegingspatroon van trappers en trapas krijgt de voet/enkel van de renner een bewegingstraject opgelegd waarbij alleen beweging in het sagitale vlak wordt toegestaan.^{10,13} Mocht dit bewegingstraject niet (volledig) passen bij de anatomische eigenschappen van de voet/enkel van de renner dan zal ergens binnen de gesloten kinetische keten adaptatie aan de opgelegde omstandigheden plaats moeten vinden.^{6,10,14} Gezien de mens de adaptieve component binnen de keten is en de knie het eerstvolgende hoger gelegen gewricht binnen het lichaam, zullen de biomechanische effecten van de voetpositie op het pedaal met name door het kniegewricht opgevangen worden.^{6,10-11,13-14} Mocht de aanpassing die hierbij van het kniegewricht wordt gevraagd dusdanig groot zijn dat dit vergrote krachten en momenten in het kniegewricht teweeg brengt, dan ontstaat er een verhoogd risico op overbelasting van de knie en chronische knieblessures.^{6,10,13-14} Tot op heden is er weinig onderzoek gedaan naar de mogelijke effecten die de voetpositie op het pedaal kan hebben op de krachten en momenten in het kniegewricht bij wielrenners, waardoor er weinig kennis is over dit onderwerp. Een literatuuronderzoek naar de stand van zaken hieromtrent is hierdoor gewenst.

De mogelijke rol van de voetpositie op het pedaal bij het ontstaan van knieklachten maakt het zeer denkbaar dat een wielrenner met een chronische knieblessure naar de (sport)podotherapeut wordt verwezen. Om tijdens het podotherapeutisch onderzoek de oorzaak van de knieblessure te kunnen achterhalen is het essentieel kennis te hebben van de krachten en momenten die in het kniegewricht ontstaan ten gevolge van de voetpositie op het pedaal. Met de bevindingen uit het podotherapeutisch onderzoek kan vervolgens bepaald worden of de klacht mogelijk verholpen kan worden door beïnvloeding van de krachten en momenten in het kniegewricht middels aanpassing van de voetpositie op het pedaal, al dan niet met behulp van een podotherapeutische interventie. Of mogelijk advies gegeven kan worden voor gebruik van een specifiek pedaaltype. Een podotherapeut zou dus antwoord moeten kunnen geven op de vraag: “Welk effect heeft de voetpositie op het pedaal op de krachten en momenten in het kniegewricht bij wielrenners?”

Methode

Zoekstrategie

Via de zoekmachines van Fontys Biep.nu en TU/e Focus on Scientific Literature werd in de databases van ScienceDirect, Pubmed, SPORTDiscus en SpringerLink gezocht naar wetenschappelijke literatuur die betrekking heeft op de vraagstelling van dit literatuuronderzoek. De zoektermen “*cycling, bicycling, knee, foot, biomechanics, kinematics, pedal*” werden apart van elkaar en tevens gecombineerd met elkaar ingevoerd door de operatoren AND/OR te gebruiken. Aan de hand van onderstaande in- en exclusiecriteria werd middels de beschreven selectieprocedure bepaald of zoekresultaten al dan niet geïnccludeerd konden worden in dit literatuuronderzoek.

In- en exclusie

De geïnccludeerde onderzoeken moesten gerelateerd zijn aan wielrennen. Er diende onderzoek gedaan te zijn naar de voetpositie op het pedaal in relatie tot de krachten en momenten die dit opleverde in het kniegewricht en het al dan niet ontstaan van chronische knieblessures. Deze onderzoeken moesten in het Engels gepubliceerd zijn in een peer reviewed wetenschappelijk tijdschrift en van niveau A2, B of C zijn zoals weergegeven in tabel 1. Uitgesloten voor dit literatuuronderzoek waren onderzoeken waarbij er in de onderzochte populatie sprake was van neurologische aandoeningen of wanneer een fractuur of operatie aan de onderste extremiteit in de voorgeschiedenis voorkwam. Eveneens werden artikelen van niveau A1 en D (tabel 1) uitgesloten van dit literatuuronderzoek.

Tabel 1: Overzicht van verschillende niveaus van wetenschappelijk onderzoek. Bron: www.info-med.nl/mccclas.htm

A1	Systematische reviews die tenminste enkele onderzoeken van A2-niveau betreffen, waarbij de resultaten van afzonderlijke onderzoeken consistent zijn
A2	Gerandomiseerd vergelijkend klinisch onderzoek van goede kwaliteit (gerandomiseerde, dubbelblind gecontroleerde trials) van voldoende omvang en consistentie
B	gerandomiseerde klinische trials van matige kwaliteit of onvoldoende omvang of ander vergelijkend onderzoek (niet-gerandomiseerd, vergelijkend cohort onderzoek, patiënt-controle-onderzoek)
C	Niet-vergelijkend onderzoek
D	Mening van deskundigen (bv. werkgroep leden)

Selectieprocedure

Tijdens de selectieprocedure werd aan de hand van de in- en exclusiecriteria bepaald of een onderzoek geschikt was voor inclusie in dit literatuuronderzoek. Allereerst werden de zoekresultaten gescreend op relevantie voor dit literatuuronderzoek op basis van titel. Van de artikelen met een relevant bevonden titel werden de bijbehorende abstracten gelezen en opnieuw de relevantie bepaald. Na deze screening werden van de relevant bevonden abstracten de full-text artikelen gelezen en definitief al dan niet geïnccludeerd aan de hand van de vooraf vastgestelde in- en exclusiecriteria. Van alle geïnccludeerde artikelen werden volgens de sneeuwbalmethode de literatuurlijsten doorgenomen op andere mogelijk relevante studies voor dit onderzoek.

Data-extractie en beoordeling methodologische kwaliteit

De meest relevante gegevens voor de gestelde onderzoeksvraag werden uit elk van de geïnccludeerde onderzoeken geëxtraheerd en verwerkt in een data-extractie tabel. Ter identificatie van elk onderzoek werden auteur en publicatiejaar van het artikel vermeld. Verder werden kenmerken van de studies met betrekking tot studiedesign, kenmerken populatie (aantal deelnemers, geslacht, leeftijd, lengte, gewicht, fietservaring, wel/geen knieblessures in voorgeschiedenis), onderzoeksdoel, (meet)methode, uitkomstmaat en resultaten en conclusie ten aanzien van voetpositie en krachten en momenten in het kniegewricht beknopt weergegeven (bijlage I, tabel 6). Naast het extraheren van deze data werd voor elk van de geïnccludeerde artikelen een score voor methodologische kwaliteit bepaald aan de hand van de criterialijsten voor Randomised Controlled Trials (RCT's) en cohortonderzoeken van Wouters en Van Zaalen¹⁵ (tabel 2 en 3). De beoordeling werd gedaan door na te gaan of een onderzoek de informatie behorende tot een bepaald item op de lijst vermeldde en inhoudelijk duidelijk en voldoende beschreef zoals door Wouters en Van Zaalen¹⁵ aangeduid. Wanneer dit het geval was kreeg de studie voor dat betreffende item een 'plus' toebedeeld. Wanneer een item niet of niet toereikend beschreven werd en/of inhoudelijk onduidelijk of onvoldoende was scoorde het betreffende onderzoek op dat item een 'min'. In het geval dat een item in een onderzoek niet te beoordelen bleek, werd niet van toepassing (n.v.t.) gescoord. In het geval van RCT's werden van de acht items op de lijst de 'inhoud/vergelijkbaarheid van behandeling', 'randomisatie', 'vergelijkbaarheid groepen' en 'kwaliteit uitkomstmeting' (item 2, 3, 5 en 6) als meest belangrijk bevonden omdat bij een juiste uitvoering van deze items de waarde van het onderzoek en daarmee een interventie het hoogst bevonden werd. Item 4 was van minder belang omdat blinding niet altijd mogelijk is. Item 1, 7 en 8 waren eveneens van minder belang omdat lagere kwaliteit van deze items minder invloed heeft op de resultaten van het onderzoek dan item 2, 3, 5 en 6.

Met betrekking tot de lijst voor cohort onderzoeken waren item 1, 2 en 7 gerelateerd aan de kenmerken van de populatie. Een niet-representatieve deelnemers groep zorgde mogelijk voor verlaagde bewijskracht van de resultaten van een onderzoek. Item 3 en 4; op de juiste manier en onder de juiste omstandigheden meten, werd van groter belang geacht dan item 1, 2 en 7 omdat bij slechte uitvoering van deze items de resultaten van de studie van minder waarde geacht werden dan bij een slecht geselecteerde deelnemersgroep. Item 5 en 6 werden eveneens iets minder hoog gewaardeerd dan item 3 en 4 omdat niet in elk onderzoek 'blinding' of 'follow-up' mogelijk was terwijl 'blootstelling' en 'uitkomstmeting' nooit konden ontbreken.

De scores per onderzoek werden in een tabel verwerkt en vervolgens gebruikt om de geïnccludeerde onderzoeken per criterium met elkaar te kunnen vergelijken (tabel 4).

Tabel 2: Criterialijst Randomised Controlled Trials. Bron: Wouters en Van Zaalen¹⁵

Criteria:	Score:
1. Selectie patiënten	Nee(-) / Ja(+) / n.v.t.
2. Inhoud/vergelijkbaarheid behandeling	Nee(-) / Ja(+) / n.v.t.
3. Randomisatie	Nee(-) / Ja(+) / n.v.t.
4. Blinding	Nee(-) / Ja(+) / n.v.t.
5. Vergelijkbaarheid groepen	Nee(-) / Ja(+) / n.v.t.
6. Kwaliteit uitkomstmeting	Nee(-) / Ja(+) / n.v.t.
7. Intention-to-treat analyse	Nee(-) / Ja(+) / n.v.t.
8. Loss-to-follow-up	Nee(-) / Ja(+) / n.v.t.

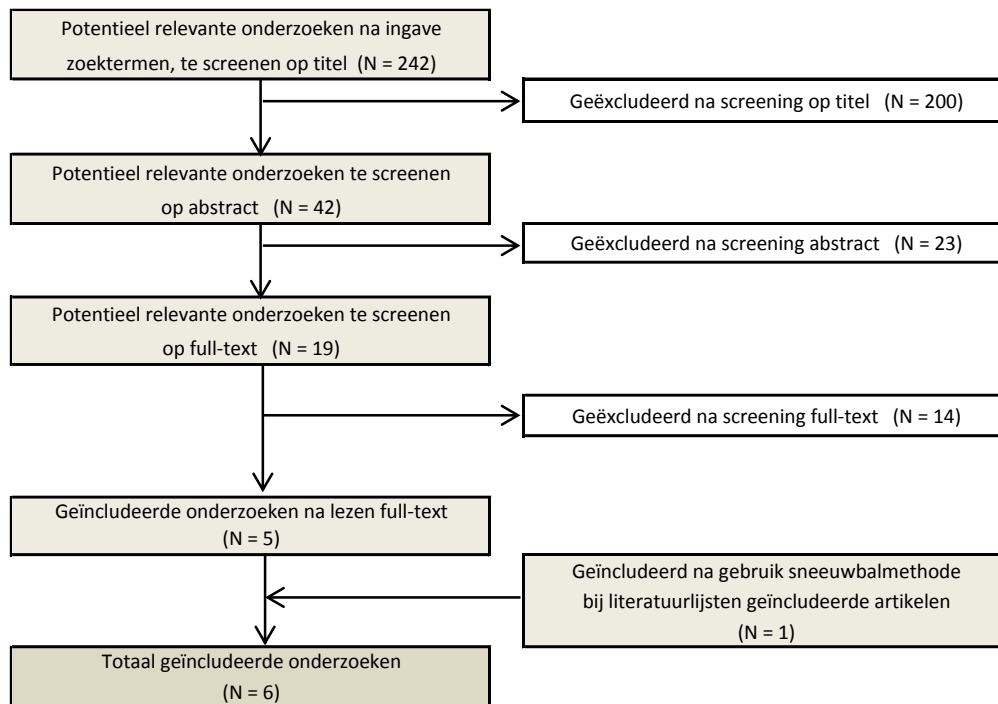
Tabel 3: Criterialijst cohort onderzoeken. Bron: Wouters en Van Zaalen¹⁵

Criteria:	Score:
1. Samenstelling studiegroepen	Nee(-) / Ja(+) / n.v.t.
2. Selectieproces	Nee(-) / Ja(+) / n.v.t.
3. Blootstelling	Nee(-) / Ja(+) / n.v.t.
4. Uitkomstmeting	Nee(-) / Ja(+) / n.v.t.
5. Blinding van de uitkomstmeting	Nee(-) / Ja(+) / n.v.t.
6. Follow-up	Nee(-) / Ja(+) / n.v.t.
7. Confounding	Nee(-) / Ja(+) / n.v.t.

Resultaten

Zoekstrategie

Van de tweehonderdtweeënveertig resultaten die de zoekactie in de literatuur opleverde, bleken zes artikelen geïncludeerd te kunnen worden omdat deze voldeden aan de vooraf gestelde in- en exclusiecriteria van dit systematische literatuuronderzoek (figuur 1). De inhoud van de zes geïncludeerde onderzoeken is in een beknopt overzicht weergegeven in een data-extractietabel (bijlage I, tabel 6).



Figuur 1: Flow-chart resultaten zoekstrategie

Beoordeling methodologische kwaliteit

Alle zes onderzoeken waren vergelijkend cross sectioneel onderzoek van niveau B (tabel 1) waarvoor de scorelijst voor cohort onderzoeken van Wouters en Van Zaal¹⁵ werd gebruikt om methodologische kwaliteit te bepalen (tabel 3). Een overzicht van de scores per studie is weergegeven in tabel 4.

Samenstelling studiegroepen: Vijf onderzoeken hadden de kenmerken van de onderzochte groepen voldoende duidelijk omschreven.^{16-18,20-21} Eén onderzoek was hierin te summier door alleen het aantal deelnemers en fietservaring te beschrijven.¹⁹

Selectieproces: Twee studies gaven een duidelijke omschrijving van de selectiecriteria van de onderzochte populatie waardoor duidelijk werd hoe de onderzoeksgroep tot stand gekomen was.^{18,20} De overige vier studies gaven niet^{16,19,21} of nauwelijks¹⁷ weer hoe studiegroepen geselecteerd werden.

Blootstelling: Binnen elk van de onderzoeken werden de leden van de populaties telkens op dezelfde manier aan dezelfde interventies blootgesteld. In vijf onderzoeken werd dit gedaan middels een bepaalde fietsbelasting bij bepaalde instellingen van de pedalen/fiets.^{16-17,19-21} Bij één onderzoek waren dit donorbenen waarvan het kniegewricht aan verschillende belastingen werd blootgesteld.¹⁸

Uitkomstmeting: Binnen elk onderzoek werd elk lid van de populatie met dezelfde meetapparatuur getest, in dezelfde testomgeving en door dezelfde onderzoekers. Bij elke populatie werden voor eenieder steeds dezelfde omstandigheden gecreëerd tijdens het onderzoek.

Blinding uitkomstmeting: Geen van de geïncludeerde onderzoeken beschrijft of de onderzoekers geblindeerd waren voor de kenmerken en gezondheidstoestand van de onderzochte populatie.

Follow-up: Bij elk van de studies werden bij de onderzochte populaties metingen gedaan op één bepaald moment in de tijd, waarna de bevindingen uit die metingen onderling met elkaar vergeleken werden. Er was geen sprake van onderzoek wat zich over een bepaalde periode in de tijd uitstrekte waardoor er geen deelnemers verloren konden gaan in de toekomst en follow-up niet van toepassing was.

Confounding: Ruby et al.¹⁹ vermelden nagenoeg geen kenmerken van de onderzochte populatie waardoor de voorspellende waarde van factoren tussen de onderzochte personen onderling niet te beoordelen was. Bij de overige vijf studies waren de kenmerken van onderzochte populaties vergelijkbaar wat mogelijke confounding beperkte.^{16-18,20-21}

Tabel 4: Beoordeling methodologische kwaliteit per onderzoek

Score criteria Artikel	Criterium 1 Samenstelling studiegroepen	Criterium 2 Selectieproces	Criterium 3 Blootstelling	Criterium 4 Uitkomstmeting	Criterium 5 Blinding uit- komstmeting	Criterium 6 Follow-up	Criterium 7 Confounding
Gregersen et al. ¹⁶ 2006	+	–	+	+	–	n.v.t.	+
Ruby et al. ¹⁷ 1992b	+	–	+	+	–	n.v.t.	+
Wolchok et al. ¹⁸ 1998	+	+	+	+	–	n.v.t.	+
Ruby et al. ¹⁹ 1993	–	–	+	+	–	n.v.t.	–
Ericson et al. ²⁰ 1987	+	+	+	+	–	n.v.t.	+
Boyd et al. ²¹ 1997	+	–	+	+	–	n.v.t.	+

Inhoudelijke resultaten

Kenmerken populatie: Vijf van de zes geïncludeerde onderzoeken deden een fietsexperiment met een populatie van minimaal 6 en maximaal 23 deelnemers.^{16-17,19-21} Twee onderzoeken maakten hierbij geen vermelding van het geslacht van de onderzochte populatie,^{16,19} in de overige drie onderzoeken waren alle deelnemers mannelijk.^{17,20-21} Van deze vijf onderzoeken hadden er vier de leeftijd, lengte en gewicht van de deelnemers vermeld, waarbij de gemiddelde leeftijd van de populaties op 28 jaar lag (uiteenlopend van 18 tot 46 jaar). Gemiddelde lengte en gewicht waren respectievelijk 1.80m (uiteenlopend van 1.67 tot 1.91m) en 74,6kg (uiteenlopend van 59.6 tot 95.3kg).^{16-17,20-21} Ruby et al.¹⁹ maakten geen vermelding van deze kenmerken van de door hen onderzochte populatie. In de zesde geïncludeerde studie werd onderzoek verricht op een populatie van 8 donorbenen, 4 afkomstig van een mannelijke en 4 van een vrouwelijke donor. De gemiddelde leeftijd van de 5 linker- en 3 rechterbenen was 62 jaar (uiteenlopend van 45 tot 84 jaar).¹⁸

Qua fietservering waren er drie onderzoekspopulaties waarvan de deelnemers in competitieverband fietsten.^{16,19,21} Eén onderzoek includeerde personen van forens tot competitieve renner¹⁷ en één onderzoek includeerde alleen recreatieve fietsers.²⁰ Door Wolchok et al.¹⁸ werd geen vermelding gemaakt of de onderzochte benen van voormalig wielrenners zijn geweest. Wat betreft knieblessures in de voorgeschiedenis werd in twee studies vermeld dat geen van de deelnemers een knieblessure in de voorgeschiedenis had.^{16,20} Bij de donorbenen van Wolchok et al.¹⁸ was geen gewrichtsdegeneratie of schade aan weke delen bekend. De overige drie onderzoeken beschreven niet of er bij de populaties wel/geen knieblessures in de voorgeschiedenis voorkwamen.^{17,19,21}

(Meet)methode: Het verzamelen van de benodigde data gebeurde in vijf onderzoeken door middel van een fietsexperiment.^{16-17,19-21} Door plaatsing van markers op vastgestelde locaties in het sagitale en frontale vlak op de onderste extremitet van de onderzochte populaties en op het pedaal, kon in vier studies middels camera's kinematische data uit het sagitale en frontale vlak worden verzameld.^{16-17,19,21} In deze vier onderzoeken werden de data uit het sagitale vlak met de data uit het frontale vlak gecombineerd om zo 3D gesynchroniseerde data van de bewegingen van de onderste extremitet te verkrijgen.^{16-17,19,21} Door Ericson et al.²⁰ werden alleen markers in het sagitale vlak op de onderste extremitet van de populatie geplaatst voor dataverzameling van gegevens uit het sagitale vlak. Zij verzamelden geen gegevens uit het frontale vlak en plaatsten geen markers op het pedaal. In het onderzoek van Wolchok et al.¹⁸ was het niet mogelijk een fietsexperiment te doen omdat de populatie die zij gebruikten bestond uit donorbenen. Zij onderzochten data binnenin het kniegewricht middels een computer gestuurd Load Application System (LAS) waarbij een drukgevoelige film in het kniegewricht werd gebruikt om patellofemorale contactdruk, contactkracht en contactgebied te meten. Het computeriseren van de data van de 3D kniebelasting werd in drie onderzoeken^{17,19,21} middels hetzelfde model gedaan ontwikkeld door Ruby et al.²² Gregersen et al.¹⁶ ontwikkelden een eigen model waarmee zij de door hen gevonden data hadden gecomputeriseerd.²³ Beide modellen werden op hetzelfde onderzoeksinstituut ontwikkeld waar tevens het onderzoek van Wolchok et al.¹⁸ werd verricht. Het onderzoek van Ericson et al.²⁰ werd op een ander instituut uitgevoerd, gebruik makend van een ander model om de gevonden data te computeriseren.

In vier onderzoeken werd voor het fietsexperiment een opstelling gebruikt waarbij een conventionele racefiets op een ergometer werd geplaatst.^{16-17,19,21} Door Ericson et al.²⁰ werd een gehele fietsergometer gebruikt. Voorafgaand aan de metingen werd in vier onderzoeken een warming-up gedaan en een gewenningsfase ingebouwd om de populaties bekend te laten worden met de voetposities van het onderzoek.^{16,19,20-21} Eén onderzoek maakte geen vermelding van een warming-up of adaptatiefase.¹⁷ Tijdens de metingen werd door vier studies een constante belasting van 200-250 Watt (W) bij 90 repetities per minuut (RPM) opgelegd.^{16-17,19,21} Ericson et al.²⁰ varieerden in de belasting tussen 0, 80, 120, 160, 200 en 240 W bij wisselende RPM van 40, 60, 80 en 100. In elk van de onderzoeken werd een korte periode van maximaal een kwartier gefietst om de benodigde data te verzamelen. Tijdens het fietsen werd wat betreft de instellingen van de fiets in drie onderzoeken geen modificatie gedaan aan de zelfgekozen stuur- en zadelpositie van de renners.^{16-17,21} Eén studie documenteerde niets wat betreft

de stuurpositie, het zadel werd ingesteld op 100% van de lengte van de trochanter major.¹⁹ Ericson et al.²⁰ pasten de stuurpositie aan afhankelijk van de gebruikte zadelhoogte. Zadelhoogte varieerde in dit onderzoek tussen laag, midden en hoog, gebaseerd op respectievelijk 102%, 113% en 120% van de afstand tussen het tuber ischiadicum en de mediale malleolus. Qua voetposities gebruikten drie studies verschillende posities van de voet op het pedaal vergeleken met een gefixeerde, neutrale voetpositie (FIX) om de momenten in het kniegewricht te onderzoeken.^{16,19,21} Twee van de drie onderzoeken maakten hiervoor gebruik van drie verschillende free-floating pedalen ten opzichte van FIX.^{19,21} Beide studies onderzochten het effect van een pedaal wat abductie/adductie (AB/AD) en een pedaal wat inversie/eversie (IN/EV) tussen voet en pedaal mogelijk maakte. Ruby et al.¹⁹ onderzochten daarnaast een pedaal wat mediale/laterale (MED/LAT) translatie tussen voet en pedaal toeliet. Boyd et al.²¹ onderzochten als derde optie een pedaal dat gecombineerd abductie/adductie en inversie/eversie (COMBI) toeliet. In beide onderzoeken werd per persoon het kliksysteem onder de schoen aangepast om een referentiepositie van de voet op het pedaal te creëren. Zij brachten het kliksysteem onder de schoen in lijn met de centrale longitudinale as van de schoen. Ruby et al.¹⁹ brachten daarnaast caput metatarsale 1 in lijn met de pedaalas, waarbij enige compensatie nodig bleek bij alle behalve de grootste schoenmaat om plaats te maken voor de fixatieschroeven van het kliksysteem. Bij vijf personen was dit 6 mm lateraal en bij vijf anderen 3 mm lateraal van de centrale longitudinale as.

Het derde onderzoek wat verschillende voetposities vergeleek met FIX was van Gregersen et al.¹⁶ Zij onderzochten het effect van 5° en 10° gefixeerde inversie en van 5° en 10° gefixeerde eversie ten opzichte van een gefixeerde neutrale positie van 0°. Zij lieten de deelnemers zelf een referentiepositie in het transversale vlak kiezen en pasten hier de verschillende gefixeerde pedaalposities op toe. De mogelijkheid tot mediale en laterale translatie werd hieraan toegevoegd omdat bij een veranderde voet-hoek in het frontale vlak het enkelgewricht van nature naar mediaal of lateraal beweegt. Hiermee werd de afstand tussen enkelgewricht en crank gestandaardiseerd voor alle voethoeken in het frontale vlak.

Van de overige drie studies deden er twee onderzoek met één gefixeerde voetpositie.¹⁷⁻¹⁸ Ruby et al.¹⁷ bepaalden de voetpositie in het transversale vlak voor alle deelnemers door caput metatarsale 1 in lijn te brengen met de pedaalas. Daarna werd vastgesteld of een voet geabduceerd, geadduceerd of neutraal op het pedaal stond door de hoek tussen de centrale longitudinale as van de voet en het sagittale vlak te meten. Wolchok et al.¹⁸ gebruikten een niet beschreven gefixeerde voetpositie om metingen naar patellofemorale contactdruk, contactkracht en contactgebied in het kniegewricht te doen. Ericson et al.²⁰ onderzochten twee verschillende gefixeerde voetposities, te weten een anterior en een posterior positie. De referentiepositie voor de anterior voetpositie werd bepaald door caput metatarsale 2 boven de pedaalas te plaatsen. De plaatsing van de posterior positie was 10 cm. achter de anterior positie. Zij gingen er daarbij vanuit dat de anterior voetpositie in combinatie met een midden zadelpositie en een belasting van 120 W en 60 RPM de standaard instelling voor fietsen was.

Een beknopt overzicht van de voetposities wordt gegeven in tabel 5.

Tabel 5: Gebruikte voetposities en referentieposities per onderzoek

Onderzoek:	Voetpositie:	Referentiepositie:
Gregersen et al. ¹⁶	1. 10° inversie gefixeerd 2. 5° inversie gefixeerd 3. 0° (neutraal) gefixeerd 4. 5° eversie gefixeerd 5. 10° eversie gefixeerd	Zelf gekozen positie in het transversale vlak. Omdat het enkelgewricht mediaal of lateraal beweegt wanneer de voethoek in het frontale vlak verandert, werd het contactoppervlak zo gecreëerd dat mediaal/lateraal translatie op het pedaal mogelijk was.
Ruby et al. ¹⁷	Gefixeerd	Caput metatarsale 1 in lijn met de pedaalas
Wolchok et al. ¹⁸	Gefixeerd	Niet vermeld
Ruby et al. ¹⁹	1. Gefixeerd 2. Abductie/adductie free-floating (+/- 15°) 3. Inversie/eversie free-floating (+/- 10°) 4. Mediaal/lateraal free-floating (+/- 7mm.)	Caput metatarsale 1 in lijn met de pedaalas. Kliksysteem onder de schoen in lijn met de centrale longitudinale as van de schoen.
Ericson et al. ²⁰	1. Anterior gefixeerd 2. Posterior gefixeerd	1. Caput metatarsale 2 in lijn met de pedaalas 2. 10 cm. achter anterior positie
Boyd et al. ²¹	1. Gefixeerd 2. Abductie/adductie free-floating (+/- 10°) 3. Inversie/eversie free-floating (+/- 10°) 4. Combi abductie/adductie en inversie/eversie free-floating (beide +/- 10°)	Kliksysteem onder de schoen in lijn met de centrale longitudinale as van de schoen.

Voetbeweging op pedaal: Omdat twee studies^{19,21} gebruik maakten van free-floating pedalen was het bij deze twee onderzoeken van belang de bewegingen van de voet op het pedaal tijdens het experiment weer te geven. Bij het AB/AD platform bleven in het onderzoek van Ruby et al.¹⁹ acht deelnemers geabduceerd gedurende de gehele pedaalomwenteling, drie deelnemers roteerden in ab- en adductie richting. Bij Boyd et al.²¹ bleven 6 leden van de populatie in abductie tijdens de gehele pedaalomwenteling, terwijl de overige vier in ab- en adductie richting roteerden. Bij het IN/EV platform bleven bij Ruby et al.¹⁹ acht deelnemers geïnverteerd tijdens de hele pedaalomwenteling, één deelnemer bleef de gehele omwenteling in eversie en twee roteerden in inversie en eversie richting. Boyd et al.²¹ hadden vier deelnemers die de hele omwenteling geëverteerd bleven. De overige zes roteerden in inversie en eversie richting. Het MED/LAT pedaalplatform van Ruby et al.¹⁹ resulteerde bij alle deelnemers in een laterale positionering van de voet ten opzichte van de referentiepositie. Het COMBI platform van Boyd et al.²¹ gaf over het algemeen nagenoeg dezelfde resultaten als de enkele rotatieplatformen, maar de Range Of Motion (ROM) nam toe. Twee deelnemers bleven de gehele omwenteling in abductie, één bleef in adductie en de overige zeven roteerden in ab- en adductie richting. Gecombineerd daarmee bleven drie deelnemers de gehele omwenteling geëverteerd en de overige zeven roteerden in inversie en eversie richting.

Effect voetpositie op kniegewricht: In beide studies die het effect van free-floating pedalen onderzochten werd tijdens de krachtfase van een omwenteling een varus en endorotatie moment gemeten bij het FIX pedaalplatform.^{19,21} Ruby et al.¹⁹ vonden relatief hoge waarden van respectievelijk van 10 Nm. en 5 Nm. voor het varus/valgus en het axiale moment. Boyd et al.²¹ vermelden niet hoe hoog de waarden bij FIX waren voor de varus/valgus en axiale momenten. Vergeleken met FIX leverde het AB/AD pedaalplatform bij Ruby et al.¹⁹ een significante vermindering op in valgus en endorotatie/exorotatie

kniemoment ($p < 0.05$). Boyd et al.²¹ zagen bij dit platform geen significante verschillen in varus/valgus en endorotatie/exorotatie kniemomenten ten opzichte van FIX ($p > 0.05$). Bij het IN/EV free-floating pedaal vonden Ruby et al.¹⁹ significante vermindering in varus/valgus kniemomenten in vergelijking met het FIX platform ($p < 0.05$). Boyd et al.²¹ vonden wederom geen significante verschillen in varus/valgus en endorotatie/exorotatie kniemomenten in vergelijking met FIX ($p > 0.05$). Het MED/LAT platform van Ruby et al.¹⁹ veroorzaakte geen significante verschillen in kniebelasting vergeleken met het FIX platform ($p > 0.05$). Bij het COMBI platform van Boyd et al.²¹ werd een significante vermindering gevonden in de varus/valgus kniemomenten ($p < 0.05$) en een niet-significante vermindering in endorotatie/exorotatie kniemomenten ten opzichte van het FIX pedaal ($p > 0.05$). In beide onderzoeken werden de free-floating platformen ook ten opzichte van elkaar onderzocht. Ruby et al.¹⁹ vergeleken het AB/AD platform met het IN/EV platform wat geen significante verschillen in kniebelasting opleverde ($p > 0.05$). Boyd et al.²¹ vergeleken het COMBI platform met het AB/AD platform en met het IN /EV platform. In de eerste situatie was niet-significante vermindering zichtbaar van varus/valgus en endorotatie/exorotatie kniemomenten bij het COMBI platform ($p > 0.05$). In de tweede situatie gaf het COMBI platform een significante vermindering van het valgus kniemoment ($p < 0.05$) en een niet-significante vermindering voor de endorotatie/exorotatie kniemomenten ($p > 0.05$). Bovenstaande resultaten van Ruby et al.¹⁹ duiden volgens hen op mogelijke verlichting van knieblessures bij gebruik van een free-floating AB/AD of IN/EV pedaalplatform. Boyd et al.²¹ concludeerden dat het gebruik van een free-floating pedaal om vermindering van belasting in het kniegewricht teweeg te brengen, per individu bepaald dient te worden.

Gregersen et al.¹⁶ onderzochten het effect van vier verschillende gefixeerde pedaalposities (5° en 10° inversie en 5° en 10° eversie) op de momenten in het kniegewricht, vergeleken met een neutraal gefixeerd pedaalplatform (0°). Het gemiddelde varus/valgus moment was varus in de neutrale situatie en het gemiddelde axiale moment was endorotatie bij een neutrale voetpositie (0°). Bij 10° eversie nam het gemiddelde varus moment met 3.21 Nm. (279%) af ten opzichte van neutraal en werd hierdoor een valgus moment. 10° Inversie deed het gemiddelde varus moment toenemen met 2.06 Nm. (179%). Het gemiddelde axiale moment nam af met 1.39 Nm. (515%) bij 10° eversie ten opzichte van neutraal en werd hierdoor een exorotatie moment. Bij 10° inversie ten opzichte van neutraal nam het gemiddelde axiale moment en daarmee het endorotatie moment toe met 1.05 Nm. (389%). De piekwaarden voor het varus en endorotatie moment namen significant af bij 10° eversie met respectievelijk 4.29 Nm. (55%) en 0.79 Nm. (53%) ($p < 0.05$). 10° Inversie gaf respectievelijk 3.69 Nm. (47%) en 1.32 Nm. (88%) significante toename van het piek varus en het piek endorotatie moment ten opzichte van neutraal ($p < 0.05$). Het piek varus en endorotatie kniemoment en het gemiddelde varus/valgus en axiale kniemoment namen significant af bij een eversie voetpositie ten opzichte van neutraal terwijl inversie een significante toename gaf van deze momenten ten opzichte van het neutrale platform ($p < 0.0001$). Geconcludeerd werd dat een eversie voetpositie voordelig kan zijn bij preventie of verbetering van patellofemorale knieklachten bij wielrennen.

In het onderzoek van Ruby et al.¹⁷ werden per deelnemer zeventien anatomische variabelen van voet/been gemeten. Bekeken werd of anatomische variabelen van voet/been met een gefixeerde voetpositie op het pedaal een relatie hadden met de momenten in het kniegewricht. Vooraf werd bevonden dat een varus en endorotatie kniemoment voorkwamen tijdens de krachtfase van een pedaalomwenteling. Eén anatomische variabele had een significante relatie met het varus kniemoment, te weten de stand van de voorvoet ten opzichte van de achtervoet met de 1^e t/m 3^e straal in maximale dorsaalflexie (onbelast) ($p=0.04$). Vier anatomische variabelen konden in relatie gebracht worden met het valgus kniemoment; de abductiehoek van de voet (belast), de tibiahoek ten opzichte van de verticale as (belast), de femurhoek ten opzichte van de verticale as (belast) en de stand van de voorvoet ten opzichte van de achtervoet met de 1^e t/m 3^e straal in maximale dorsaalflexie (onbelast). Hiervan had alleen de abductiehoek van de voet geen significante invloed op het valgusmoment ($p>0.05$). Echter met toevoeging van de tibiahoek werd het resultaat wel significant ($p=0.01$) en de vier variabelen tezamen gaven een significantie niveau van $p=0.0032$. Het endorotatiemoment bleek met vijf anatomische variabelen een significante relatie te hebben, zijnde de stand van de voorvoet ten opzichte van de achtervoet met het subtalaire gewricht in neutraalstand (onbelast), de voetwijdte in stand (belast), de tibiahoek ten opzichte van de verticale as (belast), de maximale pronatiestand van de calcaneus in stand (belast) en de ROM van het subtalaire gewricht (onbelast) ($p<0.05$). Van deze vijf variabelen leverde de stand van de voorvoet ten opzichte van de achtervoet met het subtalaire gewricht in neutraalstand de grootste bijdrage aan de relatie met het endorotatie moment. Het exorotatie kniemoment kon in relatie gebracht worden met één anatomische variabele; de positie van calcaneus ten opzichte van het tibia met het subtalaire gewricht in neutraalstand (onbelast), maar deze relatie bleek niet-significant ($p>0.05$). Uit deze resultaten werd geconcludeerd dat er een relatie bestond tussen anatomische structuren van voet/been en momenten in het kniegewricht, met name met betrekking tot valgus en endorotatie kniemoment.

Middels onderzoek met donorbenen door Wolchok et al.¹⁸ werd het kniegewricht onderhevig gemaakt aan 9 verschillende combinaties van 0 Nm. 10 Nm. en 20 Nm. varus moment en 0 Nm. 5 Nm. en 10 Nm. endorotatie moment om vast te stellen of deze momenten het patellofemorale gewricht beïnvloeden. De voetpositie was in dit onderzoek gefixeerd en het kniegewricht werd in 60° of 90° flexie gebracht. Uit de bevindingen met betrekking tot de contactkracht in het patellofemorale gewricht bleek dat deze significant toenam voor endorotatie momenten bij beide kniehoeken van 60° en 90° ($p<0.05$). Contactkracht nam eveneens significant toe voor varus momenten bij een kniehoek van 90° ($p<0.05$). Endorotatie momenten hadden een groter effect op de contactkracht dan varus momenten. De contactkracht die bij 5 Nm. en 10 Nm. endorotatie geproduceerd werd nam bij 60° flexie respectievelijk 8% en 19% toe en bij 90° flexie 9% en 22% toe. De verschillen in resultaten tussen 5 Nm. en 10 Nm. endorotatie bleken significant ongeacht de flexiehoek ($p<0.02$). Bij het gecombineerd toebrengen van varus en endorotatie momenten bleek bij de combinatie 20 Nm. varus en 10 Nm. endorotatie met 60° flexiehoek een contactkracht van 1290 N. te ontstaan. Dezelfde lading resulteerde bij de 90° flexiehoek in een contactkracht van 1310 N. Deze contactkrachten representeerden toenames van 19% en 28% ten opzichte van de onbelaste situatie en 8% en 13% ten opzichte van de combinatie 10 Nm. varus en

5 Nm. endorotatie bij flexiehoeken van 60° en 90°. Echter bleken de gecombineerde belastingen bij geen van de twee flexiehoeken een significant effect te hebben op de contactkracht ($p > 0.05$). De toenames werden gewijd aan het opgetelde effect van de varus en endorotatie component. Deze resultaten suggereerden volgens Wolchok et al.¹⁸ dat toegenomen contactkracht waaraan het patellofemorale gewricht werd blootgesteld door varus en endorotatie kniemomenten, mogelijk de ontwikkeling van knieblessures bespoedigd.

Ericson et al.²⁰ deden onderzoek naar het effect van de voetpositie op het pedaal, op de patellofemorale compressiekracht, op de compressiekracht tussen quadricepspees en patellofemorale groeve en op de belasting van patellapees en quadricepspees. De anterior en posterior gefixeerde voetposities die zij onderzochten leverden beiden geen significant effect op de grootte van de patellofemorale compressiekracht en de compressiekracht tussen de quadricepspees en de patellofemorale groeve ($p > 0.05$). Ook bleek er geen significant effect op de belasting van de patellapees en de quadricepspees te ontstaan als gevolg van deze voetposities ($p > 0.05$). Zij concludeerden hieruit dat deze voetposities geen effect hadden op het ontstaan van patellofemorale knieklachten.

Discussie

Het doel van dit literatuuronderzoek is bestuderen welk effect de voetpositie op het pedaal heeft op de krachten en momenten in het kniegewricht bij wielrenners. Tijdens wielrennen is de voet op het pedaal gefixeerd middels een kliksysteem onder de schoen waardoor het lichaam zich moet aanpassen aan de bewegingsrichting van de trapas ongeacht de eigenschappen van de betrokken gewrichten.^{13-14,18-19,21,23-24} De bewegingsrichting van de trapas beperkt het voet/enkel complex tot bewegen binnen het sagitale vlak. Deze belemmering in bewegingsvrijheid heeft effect op de hoger gelegen gewrichten in de onderste extremiteit, met name wanneer de anatomische eigenschappen van de voet/been van de renner niet passen bij het opgelegde bewegingstraject in het sagitale vlak.^{13-14,18-19,21,24} Adaptatie aan de beperkte bewegingsvrijheid van de voet op het pedaal zal voornamelijk plaatsvinden in het eerstvolgende hoger gelegen gewricht, het kniegewricht, waar mogelijke toename van krachten en momenten kan leiden tot overbelasting en chronische knieblessures.^{10,13-14,16-19,21,23-24}

Van de zes geïncludeerde studies in deze review onderzochten Ruby et al.¹⁷ of er een relatie bestaat tussen anatomische variabelen van voet/been en momenten in het kniegewricht bij een gefixeerde voetpositie. Relaties worden aangetoond met name voor een valgus en endorotatie moment, maar niet onderzocht wordt hoe de anatomische variabelen de momenten in de knie beïnvloeden. Enkel dát er een significant verband bestaat wordt aangetoond. Het onderzoek van Gregersen et al.¹⁶ toont significante afname van varus en endorotatie momenten bij gebruik van een gefixeerd eversie pedaalplatform. Ruby et al.¹⁹ vinden bewijs dat significante afname van varus en endorotatie momenten plaatsvindt bij gebruik van AB/AD of IN/EV free-floating pedaalplatformen. De resultaten van Boyd et al.²¹ spreken de bevindingen van Ruby et al.¹⁹ tegen. Zij vinden alleen bewijs dat een COMBI free-

floating platform varus en endorotatie momenten doet afnemen. Om te achterhalen of varus en endorotatie momenten de contactkracht in het kniegewricht doen verhogen bij een gefixeerde voetpositie doen Wolchok et al.¹⁸ onderzoek met donorbenen. Geconcludeerd wordt dat toename van varus en endorotatie momenten de contactkracht doen verhogen waardoor mogelijk chronische knieblessures veroorzaakt kunnen worden. Ericson et al.²⁰ vinden bij gebruik van twee verschillende gefixeerde voetposities geen significante toename van krachten in het kniegewricht bij wielrenners. De verscheidenheid aan resultaten van de zes geïnccludeerde onderzoeken maakt het niet mogelijk om een duidelijk antwoord te vinden op de onderzoeksvraag. Er lijkt bewijs te zijn dat het verminderen van varus en endorotatie momenten in de knie een mogelijke vermindering van chronische knieblessures kan bewerkstelligen. Maar met welke voetpositie op het pedaal of welk type pedaal dit het beste gedaan kan worden, wordt niet duidelijk uit de resultaten van de geïnccludeerde studies in dit literatuuronderzoek.

Vier studies geïnccludeerd in deze review bestuderen de krachten en momenten in het kniegewricht als gevolg van een gefixeerde voetpositie op het pedaal.^{16-18,20} De diversiteit aan onderzoeksmethoden in deze vier studies is dusdanig groot dat de vergelijkbaarheid van deze studies onderling laag is. In het onderzoek van Wolchok et al.¹⁸ wordt onderzoek gedaan naar krachten in het kniegewricht bij donorbenen, wat qua methode niet te vergelijken is met de benadering van krachten en momenten middels gecomputeriseerde modellen door de andere studies. Bij bestudering van de resultaten van Wolchok et al.¹⁸ dient in acht genomen te worden dat gebruik van donorbenen de werkelijkheid nooit helemaal kan evenaren. Het Load Application System (LAS) kan de kracht van de hamstrings en gastrocnemius niet simuleren, wat een andere belasting van het kniegewricht geeft dan bij een levende populatie. Zij beschreven niet hoe de voet tijdens het onderzoek werd gefixeerd en konden geen dynamische metingen doen waardoor twee flexiehoeken van de knie zijn gekozen om metingen mee te doen. Daarnaast zijn de benen die zij gebruikten gemiddeld ouder dan die van de renners in de overige onderzoeken waardoor eventueel al meer gewrichtsschade als gevolg van ouderdom in de knieën aanwezig was. De drie overige studies onderzoeken krachten en momenten in het kniegewricht door de populaties aan een fietsexperiment te onderwerpen, waarbij tijdens één onderzoek wordt gesteld dat 120 W met 60 RPM een standaard fietsbelasting is.²⁰ In vergelijking met de twee andere onderzoeken die een wattage van 225 met 90 RPM¹⁶⁻¹⁷ gebruiken is deze belasting dusdanig laag dat vergelijkbaarheid qua fietsbelasting tussen de onderzoeken slecht is. Met betrekking tot de voetposities hebben Ericson et al.²⁰ een combinatie gemaakt van te testen posities met wisselende zadelhoogtes, wattages en RPM. De andere twee studies houden zadelhoogte, wattage en RPM gelijk bij de te testen voetpositie(s).¹⁶⁻¹⁷ De data die worden gebruikt voor het verkrijgen van resultaten komen in één onderzoek alleen uit het sagitale vlak.²⁰ Drie studies synchroniseren data uit het sagitale vlak met data uit het frontale vlak.¹⁶⁻¹⁸ De verschillen in methode van deze vier onderzoeken worden mogelijk veroorzaakt doordat de verscheidenheid aan onderzoeksdoelen van de studies verschillende onderzoeksmethoden vragen. De discrepantie van met name het onderzoek van Ericson et al.²⁰ met de andere drie studies kan gelegen zijn in het feit dat dit onderzoek het oudste geïnccludeerde onderzoek is. Methoden van onderzoek zijn wellicht sinds het jaar van publicatie van dat artikel gewijzigd (1986).

Twee geïncludeerde studies in deze review onderzochten het effect van free-floating pedalen op de momenten in het kniegewricht.^{19,21} Free-floating pedalen zouden uitkomst kunnen bieden ter voorkoming van chronische knieklachten bij wielrenners door de extra beweeglijkheid die deze pedalen bieden aan het voet/enkel complex in vergelijking met een gefixeerde voetpositie.^{19,21} Echter zorgt discrepantie in resultaten tussen deze twee onderzoeken ervoor dat eenduidigheid uitblijft over welk type free-floating pedaal het beste gebruikt kan worden om de momenten in het kniegewricht gunstig te beïnvloeden. De discrepantie wordt mogelijk veroorzaakt doordat in het onderzoek van Ruby et al.¹⁹ de referentiepositie van de voet op het pedaal bij 10 van de 11 deelnemers is aangepast richting lateraal van de centrale longitudinale as van de schoen omdat anders de fixatieschroeven van het kliksysteem tussen schoen en pedaal niet bevestigd konden worden. Het meer lateraal plaatsen van de voet/schoen op het pedaal kan verantwoordelijk zijn voor verschil in resultaten met Boyd et al.²¹ die geen concessies doen in de positionering van de voet ten opzichte van de centrale longitudinale as van de schoen. Ook kan de discrepantie mogelijk veroorzaakt worden door heterogeniteit binnen de onderzoeksgroepen met betrekking tot anatomische eigenschappen van de onderste extremiteit.²¹ Bij de free-floating pedalen hebben de voeten geen vaste positie op het pedaal waardoor anatomische individualiteit een rol speelt in hoe de voet op het pedaal staat tijdens het fietsen.²¹ Een renner zal die voetpositie aannemen die voor het lichaam het beste aanvoelt. Deze verschillende voetposities hebben verschillende effecten op het kniegewricht wat het verschil in uitkomsten in de onderzoeken kan verklaren. Op basis van deze twee studies is het niet mogelijk te beoordelen of een renner met een chronische knieblesure zou moeten switchen van een gefixeerd naar een free-floating pedaal ten behoeve van blessurepreventie. Meer onderzoek hiernaar wordt aanbevolen.

Dat bij free-floating pedalen de verschillende voetposities zorgen voor verschillende effecten in de knie is in overeenstemming met het feit dat bij gefixeerde pedaalplatformen eveneens bij verschillende renners met verschillende anatomische eigenschappen, verschillende effecten in de knie plaatsvinden ten gevolge van voetpositie op het pedaal.^{13-14,18-19,21,24} Geconcludeerd kan worden dat anatomische eigenschappen van voet/been een rol spelen in krachten en momenten die ontstaan in het kniegewricht. Gezien het belang van de anatomische eigenschappen van de onderste extremiteit voor de voetpositie op het pedaal en de effecten hiervan op het kniegewricht, is het opmerkelijk dat van de zes geïncludeerde onderzoeken maar in één studie voorafgaand aan het fietsexperiment de anatomische eigenschappen van de onderste extremiteit van de populatie zijn bestudeerd.¹⁷ Ruby et al.¹⁷ concluderen dat er een relatie bestaat tussen de anatomische structuur van voet/been en momenten in het kniegewricht tijdens wielrennen. Vooraf anatomische eigenschappen bestuderen kan dus zeer waardevolle informatie opleveren om te kunnen bepalen of chronische knieklachten bij een wielrenner verminderd of voorkomen kunnen worden door toepassing van een bepaalde voetpositie op het pedaal of gebruik van een bepaald pedaaltype.

Niet alleen de beschreven verschillen in methoden en resultaten van de geïnccludeerde onderzoeken zorgen voor tegenstrijdigheden in de onderzoeksuitkomsten. Er bestaan ook discrepanties tussen de besproken studies en wielrennen in de praktijk. Sport, en zo ook wielrennen, is altijd onderhevig aan meerdere factoren die een rol spelen bij het ontstaan van chronische blessures. Enkel onderzoeken wat de positie van de voet op het pedaal doet met het kniegewricht, zonder daarbij andere kenmerken van de sport in acht te nemen, geeft een onvolledig beeld van wat er gebeurt in het menselijk lichaam. Gezien het feit dat wielrennen een duursport is zullen spierkracht, spieractivatie en vermoeidheid een rol spelen in het ontstaan van knieblessures.²⁶⁻³⁰ Bij de geïnccludeerde onderzoeken van deze literatuurstudie heeft elk van de onderzochte populaties slechts een korte periode gefietst om de krachten en momenten in het kniegewricht als gevolg van voetpositie op het pedaal te bestuderen. Hierbij is niet onderzocht wat het effect is van de factor tijd. Vermoeidheid zal daarbij een rol gaan spelen, wat in samenhang met mogelijke afname van benodigde spierkracht effect op activatie van spieren kan hebben.²⁶⁻³⁰ Duur en de vele repeterende bewegingen inherent aan wielrennen worden in de geïnccludeerde onderzoeken niet meegenomen waardoor de omstandigheden tijdens de onderzoeken deels niet representatief zijn voor wielrennen in de praktijk. Daarnaast is de fietservaring van de onderzochte populaties verschillend, wat mogelijk de resultaten beïnvloed.³¹⁻³² Om dit beter vergelijkbaar te maken zou voorafgaand aan het experiment de maximale zuurstofopname (VO₂max) per deelnemer bepaald kunnen worden. Door tijdens het onderzoek elke deelnemer op een vooraf bepaald percentage van de VO₂max te laten fietsen worden getraindheid en daarmee de resultaten beter vergelijkbaar.

Bij het beoordelen van de methodologische kwaliteit bleek dat er één onderzoek is waarbij nauwelijks kenmerken van de populatie omschreven worden.¹⁹ Dit gebrek aan informatie zorgt bij voorbaat voor een 'min' score op zowel item 1, 2 als 7 op de criterialijst van Wouters en Van Zaalen¹⁵ omdat niet beoordeeld kan worden of de populatie representatief is voor het onderzoeksdoel. Een mogelijke verklaring voor het ontbreken van gegevens van de populatie is dat dit onderzoek wordt vooraf gegaan door een onderzoek waarin zij de meetmethode voor deze studie onderzoeken.²² In dat onderzoek worden wel de populatiekenmerken beschreven, echter wordt nergens aangegeven of dezelfde populatie wordt gebruikt in de studie die geïnccludeerd is in deze literatuurstudie.²² De overige onderzoeken in deze review scoren allen een 'plus' op item 1 en 7.^{16-18,20-21} Twee studies scoorden een 'plus' op item 2^{18,20} en drie studies^{16-17,21} scoorden evenals Ruby et al.¹⁹ een 'min' op dit item. De kenmerken van de populaties, het selectieproces en confounding worden van belang geacht in een onderzoeksmethode omdat een niet-representatieve onderzoekspopulatie een negatieve invloed heeft op de onderzoeksresultaten. Maar gezien het doel van deze literatuurstudie worden item 3 en 4 van hoger belang geacht dan item 1, 2 en 7 omdat tijdens fietsen een over het algemeen gezond persoon geen aanzienlijke negatieve effecten kan veroorzaken op de resultaten. Zolang de populatie maar binnen de gestelde in- en exclusiecriteria blijft van deze review en er geen neurologische of anatomische gebreken aan de onderste extremiteit voorkomen. Wanneer 'blootstelling' of 'uitkomstmeting' gebrekkig zijn (items 3 en 4) zal dit een groter negatief effect hebben op de resultaten van dit onderzoek dan een slecht gekozen onderzoekspopulatie omdat deze items meer invloed hebben op de resultaten van de

studies. Dit maakt de studie van Ruby et al.¹⁹ toch waardevol voor deze literatuurstudie omdat item 3 en 4 nauwkeurig en uitgebreid omschreven zijn. Alle andere geïnccludeerde studies scoren eveneens een 'plus' op item 3 en 4.^{16-18,20-21} Het onderzoek van Ericson et al.²⁰ roept daarbij echter een aantal vragen op. Een toegevoegde tabel spreekt de tekst tegen wat onduidelijkheid schept. Zij stellen 120 W en 60 RPM als de standaard belasting voor fietsen wat vrij laag is en de vraag oproept hoe representatief dit is voor wielrennen. Twee van elf door hen geteste combinaties van belasting, zadel- en voetpositie worden geëxcludeerd uit het onderzoek; van één situatie wordt niet vermeld waarom en de andere situatie werd als onnatuurlijk bevonden. Echter was het doel van de studie verschillende combinaties te testen waardoor een onnatuurlijke positie extra informatie kan geven en juist geïnccludeerd zou moeten blijven. Gegevens uit het frontale vlak worden niet bestudeerd en er worden geen markers op het pedaal geplaatst, wat beide extra informatie had kunnen geven die nu wordt gemist. Samengevat voegen de resultaten van dit onderzoek minder toe aan dit literatuuronderzoek doordat methode en resultaten minder waarde hebben voor deze literatuurstudie met als mogelijke reden dat het een oud onderzoek is met wellicht achterhaalde meetmethoden in vergelijking met de andere studies. Echter is de gebruikte methode wel representatief voor het onderzoek wat een 'plus' score met zich meebrengt.

Wat betreft item 5 scoren alle studies een 'min'. In geen van de onderzoeken wordt beschreven of 'blinding' van de onderzoekers heeft plaatsgevonden. De kans bestaat dat dit niet mogelijk was door de aard van de onderzoeken, maar dan had dit in elk geval beschreven moeten worden. Op item 6 scoren alle geïnccludeerde onderzoeken een 'n.v.t.' omdat 'follow-up' niet mogelijk was in de studies doordat erop één moment in de tijd werd gemeten en er geen follow-up in de toekomst werd toegepast. Dit ondersteunt de redenering dat item 6 van minder waarde is dan item 3 en 4. Item 3 en 4 moeten te allen tijde in een studie aanwezig zijn, anders is er geen onderzoek gedaan. Dit geldt niet voor item 6

Naast de beperkingen van de geïnccludeerde onderzoeken is deze literatuurstudie ook beperkt. Vijf van de geïnccludeerde onderzoeken halen direct¹⁷⁻¹⁸ of indirect^{16,19,21} informatie uit een onderzoek van Francis et al. uit 1986 waarin onderzoek gedaan wordt naar een potentieel blessuremechanisme bij wielrenners. In dat onderzoek wordt beschreven dat tijdens de krachtfase van een pedaalomwenteling pronatie van de voet en endorotatie van het tibia plaatsvindt. De patella wordt tijdens de krachtfase omhoog getrokken in de patellofemorale groeve door contractie van de quadriceps. Onder normale omstandigheden wordt potentiële stress in het kniegewricht als gevolg van endorotatie van het onderbeen opgeheven door adductie in de heup, waardoor de knie zich naar mediaal beweegt tijdens de krachtfase van fietsen. Echter bij overmatige pronatie met overmatige endorotatie en heupadductie tot gevolg is deze beweging naar mediaal niet afdoende en trekt de kracht van de quadriceps de knieschijf tegen de laterale zijde van de patellofemorale groeve. Dit veroorzaakt 'schuren' van de patella tegen de laterale zijde van de groeve wat met de tijd het kraakbeen van het patellofemorale gewricht kan aantasten met knieblessures tot gevolg. Beweerd wordt dat dit blessuremechanisme mogelijk veroorzaakt wordt door de anatomische structuur van voet/been en de voetpositie op het pedaal bij wielrenners.^{13,17-18} Dit doet vermoeden dat dit specifieke onderzoek van Francis et al. nuttige informatie voor deze literatuurstudie bevat. Om de waarde van deze informatie en de kwaliteit van dit onderzoek te kunnen beoordelen is ruim tijd geïnvesteerd in het zoeken naar deze studie. Deze zoektocht is

uiteindelijk gestaakt omdat het artikel niet te vinden bleek, waardoor de originele bron van de geïnccludeerde studies niet in dit onderzoek betrokken kon worden.

Een sterk punt van dit onderzoek is het feit dat de effecten van voetpositie op krachten en momenten in het kniegewricht bij wielrenners in een systematische review zijn opgenomen. Dit is nog niet eerder gedaan waardoor er tot op heden geen overzicht was van de literatuur omtrent dit onderwerp. Nu dit er wel is kunnen hieruit aanbevelingen voor toekomstig onderzoek en voor de behandelend (sport)podotherapeut gedaan worden.

Aanbevelingen voor vervolgonderzoek

Vijf van de zes geïnccludeerde onderzoeken zijn dusdanig lang geleden gepubliceerd dat geen sprake is van recent onderzoek.¹⁷⁻²¹ Dit maakt nieuw onderzoek naar krachten en momenten die ontstaan in het kniegewricht als gevolg van de voetpositie op het pedaal noodzakelijk. Hernieuwde meetmethoden en voortschrijdend inzicht zouden heden ten dage andere uitkomstresultaten kunnen geven dan de geïnccludeerde onderzoeken in deze literatuurstudie. Aanbevolen wordt om nieuw onderzoek van een zo hoog mogelijk niveau te doen (A2, tabel 1), met een grote onderzoekspopulatie. Onderzoek van niveau A2 (tabel 1) in de vorm van een RCT is, mits op de juiste manier uitgevoerd, het beste type onderzoek om een causaal verband aan te tonen waardoor de onderzoeksresultaten een hoge bewijskracht bevatten.¹⁵ De grootte van de deelnemerspopulatie kan eveneens de bewijskracht van een onderzoek verhogen omdat hoe groter de onderzoekspopulatie is, des te kleiner het vertekend beeld van het gemiddelde bij een grote verscheidenheid aan resultaten tussen deelnemers onderling zal zijn. Verder wordt aanbevolen om voorafgaand aan het onderzoek de anatomische eigenschappen van de onderste extremiteit van de leden van de populatie vast te stellen. Met name de beweeglijkheid van het voet/enkel complex en het voettype van de deelnemers is hierbij van belang. Groepen deelnemers met verschillende voettypen zouden met elkaar vergeleken kunnen worden waardoor achterhaald kan worden of wielrenners met een bepaald voettype meer risico lopen op het oplopen van chronische knieblessures tijdens het beoefenen van hun sport, en al dan niet baat hebben bij een bepaalde voetpositie op het pedaal of gebruik van een bepaald type pedaal. Aanvullend hierop wordt aanbevolen om onderzoek te doen naar de effecten van een bepaalde voetpositie of pedaaltype op populaties met een knieblessure in de voorgeschiedenis.

Wat betekenen deze resultaten voor de praktijk?

Wanneer een wielrenner met een chronische knieblessure zich meldt in een podotherapie praktijk is er geen pasklaar antwoord op de vraag welk mechanisme die blessure heeft doen ontstaan of hoe de blessure verholpen kan worden. Het voettype, de anatomische stand van de verschillende componenten van de onderste extremiteit en de beweeglijkheid van de afzonderlijke gewrichten dient vastgesteld te worden, belast en onbelast. Daarbij wordt aanbevolen om in elk afzonderlijk geval te bekijken hoe de voet op het pedaal staat en eventueel hoe het bewegingsverloop is van het voet/enkel complex tijdens een pedaalomwenteling. Bij vermoeden van vergrote endorotatie en/of varus momenten in het kniegewricht zal de (sport)podotherapeut moeten bedenken wat daar de consequenties van zijn voor de knie en of dit eventueel verholpen kan worden met een aangepaste voetpositie op het pedaal al dan niet met behulp van een podotherapeutische interventie, of dat advies voor een specifiek pedaaltype gegeven kan worden.

Conclusie

Eenduidig antwoord op de in dit literatuuronderzoek gestelde onderzoeksvraag blijft uit door de verscheidenheid aan resultaten in de verschillende onderzoeken. Een zichtbare trend voor het verminderen van varus en endorotatie momenten om krachten in de knie te doen afnemen wordt met onvoldoende bewijs ondersteund. Nieuw onderzoek zal moeten uitwijzen of in de toekomst wielrenners bepaalde anatomische eigenschappen en chronische knieklachten baat hebben bij een specifiek pedaaltype of voetpositie op het pedaal.

Literatuur

1. Sportservice Noord-Brabant, Olympisch Netwerk Brabant. Kernsportplan wielrennen 2011-2016 Provincie Noord-Brabant. 2011. Beschikbaar via: <http://www.brabant.nl/dossiers/dossiers-op-thema/sport/sportplan-brabant-2016/-/media/2E7AA5B8D54443699B58BC507767A509.pdf> (7 juni 2013).
2. Dettori NJ, Norvell DC. Non-traumatic bicycle injuries: A review of the literature. *Sports Med* 2006;36(1):7-18.
3. Perrin AE. Cycling-related injury. *Connecticut Medicine* 2012;76(8):461-466.
4. Asplund C, St. Pierre P. Knee pain and bicycling - fitting concepts for clinicians. *The Physician and Sportsmedicine* 2004;32(4).
5. Bini R, Hume PA, Croft JL. Effects of bicycle saddle height on knee injury risk and cycling performance. *Sports Med* 2011;41(6):463-476.
6. Callaghan MJ, Phil M. Lower body problems and injury in cycling. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* 2005;9:226-236.
7. Thompson MJ, Rivara FP. Bicycle-related injuries. *American Family Physician* 2001;63(10):2007-2014.
8. So RCH, Joseph KF, Gabriel YF. Muscle recruitment pattern in cycling: a review. *Physical Therapy in Sport* 2005;6:89-96.
9. Bailey MP, Maillardet FJ, Messenger N. Kinematics of cycling in relation to anterior knee pain and patellar tendinitis. *Journal of Sports Sciences* 2003;21(8):649-657.
10. Hannaford DR, Moran GT, Hlavec HF. Video analysis and treatment of overuse knee injury in cycling: a limited clinical study. *Clinics in Podiatric Medicine and Surgery* 1986;3(4):671-678.
11. Farrell KC, Reisinger KD, Tillman MD. Force and repetition in cycling: possible implications for iliotibial band friction syndrome. *The knee* 2003;10:103-109.
12. Hug F, Dorel S. Electromyographic analysis of pedaling: A review. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2009;19:182-198.
13. Burke ER, Newsom MM. Medical and scientific aspects of cycling. Champaign: Human Kinetics Books;1988.
14. Dinsdale N, Dinsdale N. The benefits of anatomical and biomechanical screening of competitive cyclists. *SportEX Dynamics* 2011;48:17-20.
15. Wouters E, Van Zaalen Y. Praktijkgericht onderzoek in de paramedische zorg. Bussum: Uitgeverij Coutinho; 2012.
16. Gregersen CS, Hull ML, Hakansson NA. How changing the inversion/eversion foot angle affects the nondriving intersegmental knee moments and the relative activation of the vastii muscles in cycling. *Journal of Biomechanical Engineering* 2006;128:391-398.
17. Ruby P, Hull ML, Kirby KA, Jenkins DW. The effect of lower-limb anatomy on knee loads during seated cycling. *Journal of Biomechanics* 1992b;25(10):1195-1207.
18. Wolchok JC, Hull ML, Howell SM. The effect of intersegmental knee moments on patellofemoral contact mechanics in cycling. *Journal of Biomechanics* 1998;31:677-683.

19. Ruby P, Hull ML. Response of intersegmental knee loads to foot/pedal platform degrees of freedom in cycling. *Journal of Biomechanics* 1993;26(11):1327-1340.
20. Ericson MO, Nisell R. Patellofemoral joint forces during ergometric cycling. *Physical Therapy Journal* 1987;67(9):1365-1369.
21. Boyd TF, Neptune RR, Hull ML. Pedal and knee loads using a multi-degree-of-freedom pedal platform in cycling. *Journal of Biomechanics* 1997;30(5):505-511.
22. Ruby P, Hull ML, Hawkins D. Three-dimensional knee joint loading during seated cycling. *Journal of Biomechanics* 1992a;25(1):41-53.
23. Gregersen CS, Hull ML. Non-driving intersegmental knee moments in cycling computed using a model that includes three-dimensional kinematics of the shank/foot and the effect of simplifying assumptions. *Journal of Biomechanics* 2003;36:803-813.
24. Boyd T, Hull ML, Wootten D. An improved accuracy six-load component pedal dynamometer for cycling. *Journal of Biomechanics* 1996;29(8):1105-1110.
25. O'Neill BC, Graham K, Moresi M, Perry P, Kuah D. Custom formed orthoses in cycling. *Journal of Science and Medicine in Sport* 2011;14:529-534.
26. Sayers MGL, Tweddle AL, Every J, Wiegand A. Changes in drive phase lower limb kinematics during a 60 min cycling time trial. *Journal of Science and Medicine in Sport* 2012;15:169-174.
27. Sanderson DJ, Black A. The effect of prolonged cycling on pedal forces. *Journal of Sports Sciences* 2003;21:191-199.
28. Bini RR, Diefenthaler F, Mota CB. Fatigue effects on the coordinative pattern during cycling: Kinetics and kinematics evaluation. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2010;20:102-107.
29. Van Tiggelen D, Cowan S, Coorevits P, Duvigneaud N, Witvrouw E. Delayed vastus medialis obliquus to vastus lateralis onset timing contributes to the development of patellofemoral pain in previously healthy men. *The American Journal of Sports Medicine* 2009;37(6):1099-1105.
30. Elmer SJ, Marshall CS, Wehmanen K, Amann M, McDaniel J, Martin DT, Martin JC. Effects of locomotor muscle fatigue on joint-specific power production during cycling. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 2012;44(8):1504-1511.
31. Chapman AR, Vicenzino B, Blanch P, Hodges PW. Patterns of leg muscle recruitment vary between novice and highly trained cyclists. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2008;18:359-371.
32. Bini RR, Diefenthaler F. Kinetics and kinematics analysis of incremental cycling to exhaustion. *Sports Biomechanics* 2010;9(4):223-235.

BIJLAGE I

Tabel 6: Data-extractie tabel

Artikel	Studietype	Kenmerken populatie(N)	Onderzoeksdoel	(Meet)methode	Uitkomstmaat	Resultaten	Conclusie
Gregersen et al. ¹⁶ 2006	Cross sectioneel	- N = 15 - Gemiddeld 28 jr. (18-30 jr.) - Gemiddeld 1.82 m. (1.73-1.91 m.) - Gemiddeld 77.7 kg. (65.8-95.3 kg.) - Fietservaring in competitieverband - Geen chronische knieblessures in Voorgeschiedenis	Testen of manipulatie van inversie/eversie hoek van de voet het (1)varus/ valgus en het (2)axiale kniemoment beïnvloedde.	Data-analyse frontale en sagitale vlak bij belasting van 225 W en 90 RPM met 5 verschillende gefixeerde pedaal platformen: 1. 10° inversie 2. 5° inversie 3. 0° = neutraal 4. 5° eversie 5. 10° eversie	-Kniemomenten	Piek varus en gemiddeld varus/valgus kniemoment nam significant af bij eversie en toe bij inversie van de voet (p<0.0001). Piek endorotatie en gemiddeld endorotatie/exorotatie kniemoment nam significant af bij eversie en toe bij inversie van de voet (p<0.0001).	Eversie van de voet verminderde varus en endorotatie momenten in het kniegewricht tijdens fietsen, wat mogelijk het risico op patellofemoraal pijn syndroom bij wielrenners verminderd.
Ruby et al. ¹⁷ 1992	Cross sectioneel	- N = 23 mannen - Gemiddeld 30 jr. (18-46 jr.) - Gemiddeld 1.77 m. (1.67-1.84 m.) - Gemiddeld 73.0 kg. (59.6-82.7 kg.) - Fietservaring van forens tot competitieverband	Testen of belasting van het kniegewricht geassocieerd kon worden met variaties in de anatomische structuur van voet en been.	(1) Belaste en onbelaste metingen van 17 anatomische variabelen van voet/been om voetpositie en functie te bepalen. (2) Data-analyse frontale en sagitale vlak bij belasting van 225 W en 90 RPM met een gefixeerde voetpositie op het pedaal om kniebelasting in relatie te kunnen brengen met anatomische variabelen van voet/been.	-Kniemomenten	Varus kniemoment had significante relatie met één anatomische variabele (p=0.04). Valgus kniemoment had significante relatie met vier anatomische variabelen (p=0.0032). Endorotatie kniemoment had significante relatie met vijf anatomische variabelen (p<0.05). Exorotatie kniemoment had niet-significante relatie met één anatomische variabele (p>0.05).	Er bestaat een relatie tussen anatomische structuren van voet/been en de belasting in de knie.
Wolchok et al. ¹⁸ 1998	Cross sectioneel	- N = 8 - 5 linkerbenen, 3 rechterbenen van 4 mannen en 4 vrouwen - Gemiddeld 62 jr. (45-84 jr.) - Geen gewrichtsdegeneratie - Geen weke delen schade	Testen of varus en endorotatie kniemomenten voorkomend bij een gefixeerde voetpositie op het pedaal, een toename van patellofemorale contactdruk, contactgebied en contactkracht veroorzaakten.	Computergestuurd Load Application System maakte kniegewrichten van donorbenen in 60° of 90° flexiehoek, bij gefixeerde voetpositie, onderhevig aan 9 verschillende combinaties van 0 Nm. 10 Nm. 20 Nm. varus en 0 Nm. 5 Nm. 10 Nm. endorotatie momenten om contactdruk, contactkracht en contactgebied in het kniegewricht te meten.	-Krachten	Significante toename contactkracht bij endorotatie momenten met 60° en 90° flexiehoek en bij varus momenten met 90° flexiehoek (p<0.05). Endorotatie momenten hadden groter effect op contactkracht dan varus momenten. Ongeacht de flexiehoek was de contactkracht bij 10 Nm. endorotatie significant hoger dan bij 5 Nm. endorotatie (p<0.02). Combinatie varus en endorotatie momenten gaf een niet-significant toename van contactkracht die werd geweten aan het opgetelde effect van componenten (p>0.05).	Het aanbrengen van varus en endorotatie kniemomenten gaf significante toename van contactkracht in het patellofemorale gewricht. Mogelijk wordt hierdoor het ontstaan van chronische knieblessures bespoedigd.

Artikel	Studietype	Kenmerken populatie(N)	Onderzoeksdoel	(Meet)methode	Uitkomstmaat	Resultaten	Conclusie
Ruby et al. ¹⁹ 1993	Cross sectioneel	- N = 11 - Fietservaring in competitieverband	Testen of het toestaan van relatieve beweeglijkheid tussen voet en pedaal de 3D intersegmentale kniebelasting verminderde.	Data-analyse frontale en sagitale vlak bij belasting van 250 W en 90 RPM met 3 verschillende free-floating pedaalplatformen en 1 gefixeerd pedaalplatform: 1. FIX platform 2. AB/AD platform (+/- 15°) 3. IN/EV platform (+/- 10°) 4. MED/LAT platform (+/- 7 mm.)	-Kniemomenten	AB/AD t.o.v. FIX verminderd significant de axiale en valgus kniemomenten (p<0.05). IN/EV t.o.v. FIX verminderd significant de varus/valgus kniemomenten (p<0.05). MED/LAT vergeleken met FIX geeft geen significant effect op kniebelasting. AB/AD vergeleken met IN/EV gaf een significant lager varus/valgus moment bij IN/EV (p<0.05) en een significant lager endorotatie/ exorotatie moment bij AB/AD (p<0.05).	Een pedaalplatform wat één vrijheidsgraad van beweging tussen voet en pedaal toestaat, geeft minder belasting op de knie vergeleken met een gefixeerd pedaalplatform en kan mogelijk chronische knieblessures verlichten/voorkomen.
Ericson et al. ²⁰ 1987	Cross sectioneel	- N = 6 mannen - Gemiddeld 25.3 jr. (25-31 jr.) - Gemiddeld 1.80 m. (+/- 0.06 m.) - Gemiddeld 71.3 kg. (+/- 5 kg.) - Fietservaring recreatief	De grootte van patellofemorale krachten tijdens fietsen bepalen en onderzoeken hoe deze krachten veranderden bij veranderde belasting (W), trapfrequentie (RPM), zadelhoogte en voetpositie op het pedaal.	Data-analyse sagitale vlak bij belasting variërend van 0,80,120,160,200 en 240 W met een variatie van 40, 60, 80 en 100 RPM. Daarbij werden 3 verschillende zadelhoogtes gebruikt (laag, middel, hoog) en 2 verschillende voetposities (anterior en posterior)	-Krachten	Patellofemorale compressiekracht, compressiekracht tussen quadricepspees en intercondylaire femurgroeve en belasting op de patellapees en quadricepspees ondergaan geen significante veranderingen als gevolg van voetpositie op het pedaal (p>0.05).	Patellofemorale gewrichtskrachten tijdens fietsen veranderen significant als gevolg van verandering in belasting of zadelhoogte, maar niet t.g.v. trapfrequentie of voetpositie.
Boyd et al. ²¹ 1997	Cross sectioneel	- N = 10 mannen - Gemiddeld 29.6 jr. (+/- 4.1 jr.) - Gemiddeld 1.81 m. (+/- 0.04 m.) - Gemiddeld 76.49 kg. (+/- 3.35 kg.) - Fietservaring in competitieverband	Onderzoeken of (1) 3D pedaalkrachten en (2) 3D intersegmentale kniekrachten meer afnamen door gebruik van een pedaal wat gelijktijdig ab/adductie en in/eversie rotaties toeliet, dan door gebruik van een pedaal wat 1 van beide rotaties toeliet.	Data-analyse frontale en sagitale vlak bij belasting van 250 W en 90 RPM met 3 verschillende free-floating pedaalplatformen en 1 gefixeerd pedaalplatform: 1. FIX platform 2. AB/AD platform 3. IN/EV platform 4. COMBI platform	-Kniemomenten	AB/AD t.o.v. FIX gaf geen significante verschillen in kniemomenten (p>0.05). IN/EV t.o.v. FIX gaf geen significante verschillen in kniemomenten (p>0.05). COMBI t.o.v. FIX gaf niet-significante afname van endo/exo kniemomenten (p>0.05). COMBI t.o.v. FIX gaf significante afname van varus/valgus kniemomenten (p<0.05). COMBI t.o.v. IN/EV gaf significante afname valgus kniemoment (p<0.05) en niet-significant afname overige kniemomenten (p>0.05). COMBI t.o.v. AB/AD gaf niet-significante afname van axiale kniemomenten (p<0.05).	Het gebrek aan significante resultaten met betrekking tot de vermindering van belasting van het kniegewricht door gebruik van het COMBI platform werd veroorzaakt door grote heterogeniteit binnen de onderzochte populatie. De voordelen van het COMBI platform t.o.v. een AB/AD of IN/EV platform ter vermindering van belasting van het kniegewricht dient daarom per individu bekeken te worden.

jr.=jaar; m.=meter; kg.=kilogram; W=Watt; RPM=Repetitions Per Minute; Nm.=Newton meter; resp.=respectievelijk; N=Newton; t.o.v.=ten opzichte van; FIX=gefixeerd; AB/AD=abductie/adductie; IN/EV=inversie/eversie; MED/LAT=mediaal/lateraal; mm=millimeter; COMBI=gecombineerd

