

Blessurepreventie bij bovenhandse sporten Kunnen sensoren hierbij helpen?

van Trigt, B.

Publication date
2024

Document Version
Final published version

Published in
Sportgericht

Citation (APA)

van Trigt, B. (2024). Blessurepreventie bij bovenhandse sporten: Kunnen sensoren hierbij helpen? *Sportgericht*, 78(2), 32-37.

Important note

To cite this publication, please use the final published version (if applicable).
Please check the document version above.

Copyright

Other than for strictly personal use, it is not permitted to download, forward or distribute the text or part of it, without the consent of the author(s) and/or copyright holder(s), unless the work is under an open content license such as Creative Commons.

Takedown policy

Please contact us and provide details if you believe this document breaches copyrights.
We will remove access to the work immediately and investigate your claim.

Green Open Access added to TU Delft Institutional Repository

'You share, we take care!' - Taverne project

<https://www.openaccess.nl/en/you-share-we-take-care>

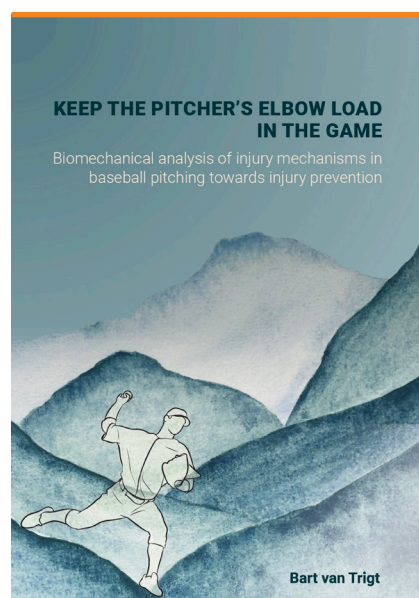
Otherwise as indicated in the copyright section: the publisher is the copyright holder of this work and the author uses the Dutch legislation to make this work public.

Hoe kan het dat de mens zo hard bovenhands kan gooien, maar dat het soms ook opeens mis kan gaan? Kunnen we overbelastingsblessures bij bovenhandse bewegingen voorkomen aan de hand van biomechanische kennis en het gebruik van sensoren? In het proefschrift *Keep the pitcher's elbow load in the game* is dit onderzocht.¹

Blessurepreventie bij bovenhandse sporten

Kunnen sensoren hierbij helpen?

Bart van Trigt



Stel je voor dat je een bal zo ver en zo hard mogelijk wilt werpen. Gebruik je dan alleen je arm, of gooi je je hele lichaam in de beweging? Hier is snel achter te komen: zoek een bal en gooi hem twee keer; één keer terwijl je stilstaat en alleen je arm gebruikt en een tweede keer terwijl je je hele lichaam inzet. Waarschijnlijk zie je direct dat je in het tweede geval verder gooit. Een perfect voorbeeld hiervan is te zien bij het pitchen in honkbal. Deze beweging is uiterst explosief. Om een balsnelheid van rond de 160 km/u te halen, moeten professionele pitchers hun hele lichaam gebruiken en moeten alle lichaamssegmenten, van de onderste tot de bovenste ledematen, in een dynamisch samenspel hun bijdrage leveren. Dit geldt ook voor andere explosieve bovenhandse sportbewegingen, zoals de tennisservice, het werpen van een speer of de smash bij padel, volleybal en badminton.

Kinematische keten

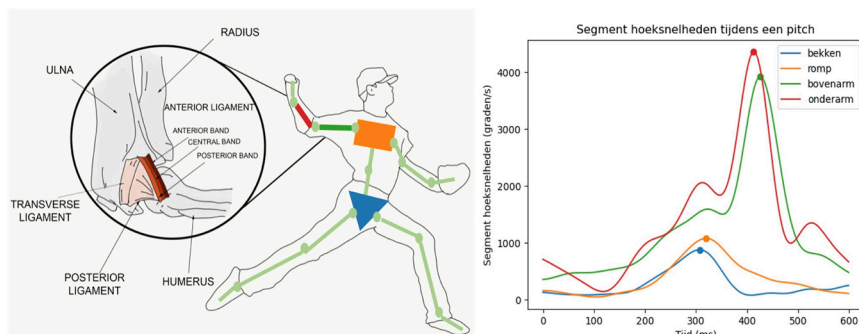
Kenmerkend aan deze bewegingen is dat er een opbouw van energie vanuit de benen, via het bekken en de romp naar de armen gaat. Dit wordt ook wel de kinematische keten of *kinetic chain* genoemd (zie figuur 1). Een manier om de kinematische keten te kwantificeren is het meten van de

hoeksnelheden van alle betrokken lichaamssegmenten en de timing daartussen. Hierbij wordt aangenomen dat de hoeksnelheden van de lichaamssegmenten steeds hoger worden naarmate ze dichterbij het einde van de keten liggen (in het geval van honkbal is dat de hand). In figuur 1 is de opbouw van de hoeksnelheden tijdens een honkbalpitch te zien.

Overbelastingsblessures

Binnen de (top)sport is er een continue zoektocht naar de balans tussen maximaal presteren en het voorkomen van blessures. Een geoliede samenwerking in de kinematische keten moet uiteindelijk resulteren in een pitch, service of worp waarbij de bal of speer met voldoende precisie op een hoge snelheid wordt losgelaten. Maar hierbij komen er ook grote krachten op de gooi- of slagarm te staan. In combinatie met het aantal herhalingen kunnen deze leiden tot overbelastingsblessures.

Terwijl veruit het meeste sportblessureonderzoek zich heeft gericht op de enkel, knie en heup, is het mechanisme van schouder- en elleboogblessures nog grotendeels onderbelicht gebleven. Toch is zulk onderzoek noodzakelijk, want de prevalentie van overbelastingsblessures aan de elle-



Figuur 1 | Schematische weergave (links) van het ulnaire collaterale ligament (UCL) en een visuele weergave (midden) van een segmentenmodel van een pitcher. Het UCL bestaat uit drie ligamenten: *transverse*, *posterior* en *anterior*. Het anterior ligament is het vaakst aangedaan bij bovenhandse sporters.

De rechter figuur laat de hoeksnelheden van de segmenten uit de kinematische keten zien tijdens een honkbalpitch (balsnelheid was 128 km/u). Het is duidelijk te zien dat de hoeksnelheden zich achtereenvolgens opbouwen van bekken naar romp en vervolgens van onderarm naar bovenarm. Volgens de ideale kinematische keten zou de hoogste hoeksnelheid van de onderarm later in de tijd moeten liggen dan die van de bovenarm, maar dat is bij deze pitcher niet het geval.

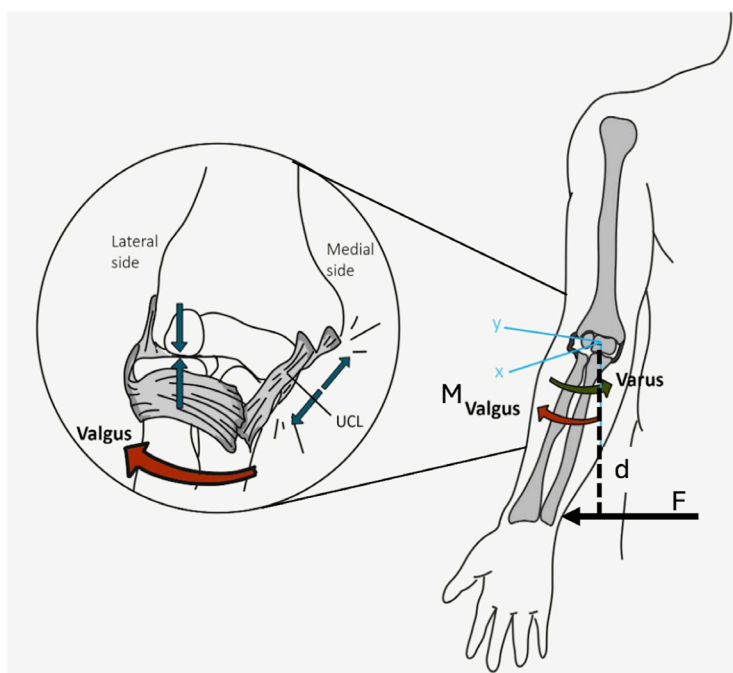
boog in tennis varieert bijvoorbeeld van 14 tot 41%² en van de Nederlandse elite jeugdpitchers geeft 38% aan problemen, pijn of discomfort aan de elleboog te ervaren over een periode van zes maanden.³

Vooral de mediale zijde (binnenkant) van de elleboog toont zich bij bovenhandse bewegingen kwetsbaar voor blessures. Deze omvatten 1) tendinopathie van de flexor-pronator spiergroep, 2) symptomen van de ulnaire zenuw, 3) posteromediale impingement en 4) letsel van het ulnaire collaterale ligament (UCL).⁴ In honkbal en speerwerpen komt de laatstgenoemde blessure het meeste voor en ook neemt het aantal gevallen onder tennisers de laatste decennia toe. Van de professionele honkbalpitchers ondergaat 25% tijdens hun carrière een UCL-operatie.¹ De *million dollar question* is waarom dit kwart van de pitchers wel te kampen krijgt met een hardnekkige UCL-blessure en de andere driekwart niet. Dezelfde vraag is ook van toepassing op beoefenaars van allerlei andere explosieve bovenhandse sporten. Waarom raakt de ene wel geblesseerd en de andere niet? Het antwoord zit hem hoogstwaarschijnlijk

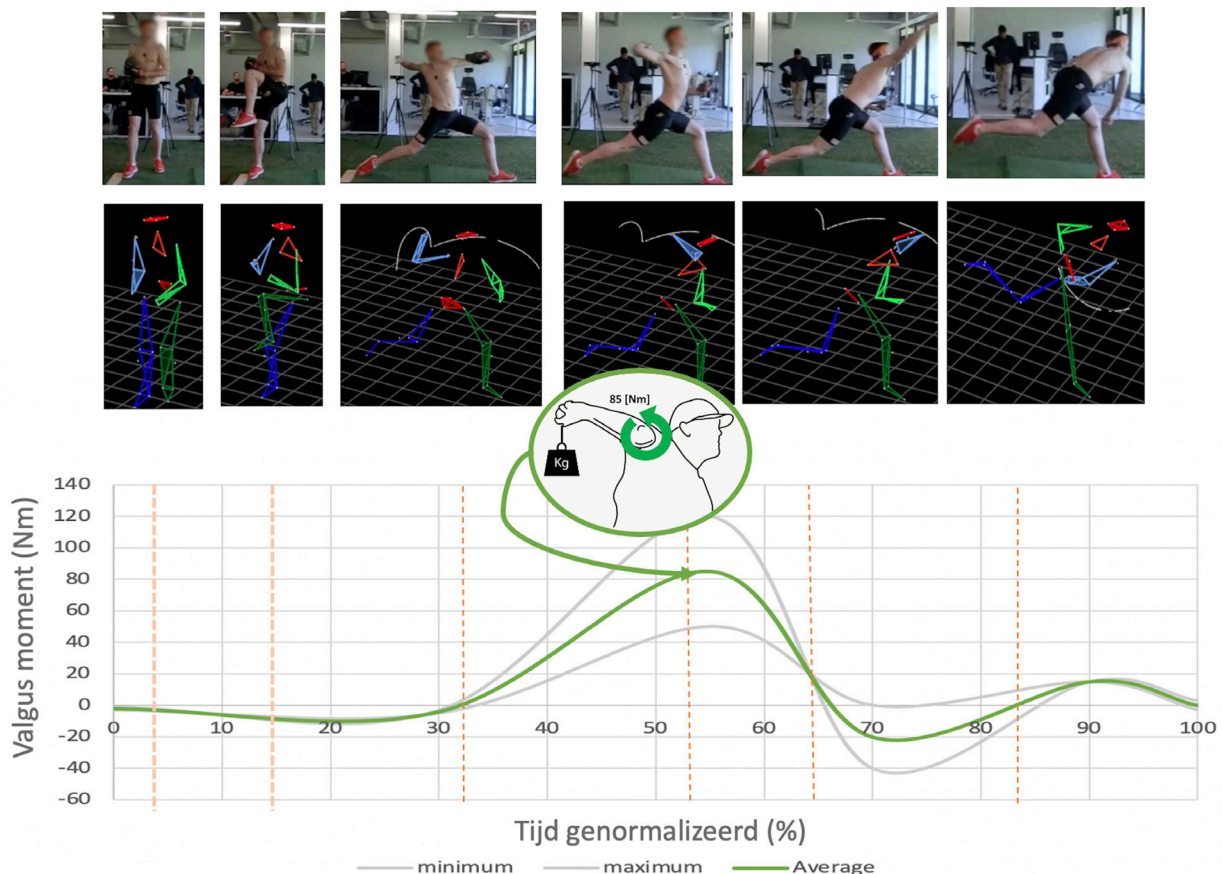
in de mate van belasting van de elleboogstructuren tijdens de explosieve bewegingen. Om dit te onderzoeken is de afgelopen jaren een samenwerking opgezet tussen de TU Delft, VU Amsterdam, KNBSB (honkbal) en KNLTB (tennis). Met de inzet van biomechanische kennis en hulp van sensortechnologie was het doel om een *early warning* systeem te ontwikkelen om preventief overbelastingsblessures bij bovenhandse sporten te verminderen.

De externe elleboogbelasting

Om te onderzoeken wanneer een elleboogblessure ontstaat is het van belang om de belasting erop tijdens de beweging in kaart te brengen. Deze belasting is onder te verdelen in de frequentie (het aantal gegooide ballen) en de intensiteit (de kracht of het moment, zie hieronder en figuur



Figuur 2 | Anatomie van het ellebooggewricht. De zwarte pijl veroorzaakt een kracht F op de onderarm, die zorgt voor een valgus stress. De momentarm d (stippellijn) wordt gedefinieerd als de afstand tussen het punt waar de kracht aangrijpt en het draaipunt (in dit geval de elleboog). Vermenigvuldiging van de kracht met de momentarm ($F \cdot d$) resulteert in het valgusmoment M (rode ronde pijl). In het ingezoomde detail is te zien dat een valgusmoment een belasting op het UCL veroorzaakt. Dit valgusmoment kunnen we tijdens het werpen berekenen met behulp van een biomechanisch model, zoals uitgelegd in figuur 3. Wanneer de onderarm naar binnen beweegt ten opzichte van de bovenarm en de kracht de andere richting inwerkt, vindt er een varusmoment plaats (groene ronde pijl).



Figuur 3 | De pitchbeweging over de tijd, in beeldvorm (bovenste rij) en als computerdata (middelste rij). Bij de proefpersoon zijn reflectieve markers op meerdere botpunten over het gehele lichaam opgeplakt. Met een *motion capture* systeem worden deze markers met acht infraroodcamera's gevolgd tijdens de pitch. Met deze markerdata is een biomechanisch model van de pitcher gereconstrueerd. Vanuit de computerdata wordt vervolgens het externe valgusmoment rondom de elleboog berekend (onderste figuur). De groene lijn representeert het gemiddelde valgusmoment van recreatieve en professionele pitchers; de grijze lijnen zijn het minimum en maximum. De verticale oranje stippellijnen laten de genormaliseerde tijdstippen zien waarop het valgusmoment gedurende de pitchbeweging plaatsvindt. Het piek valgusmoment bevindt zich rondom de maximale externe schouderrotatie. Eenzelfde patroon is bij andere bovenhandse sporten te zien.

2). In een narratief review hebben we beschreven dat het gooien van meer ballen gerelateerd is aan een verhoogd risico op blessures.¹ Bij honkbal wordt daarom bij professionele pitchers het aantal gegooide ballen gemonitord en is voor jeugdpitchers preventief een *pitch count limit* ingevoerd. Zoals de term al aangeeft wordt hierbij echter alleen rekening gehouden met de frequentie en niet met de intensiteit van de elleboogbelasting. De kracht op het UCL tijdens een bovenhandse beweging kan helaas niet direct worden gemeten omdat hiervoor een rekstrookje of krachten-sensor in de arm geplaatst zou moeten worden. Er zijn echter biomechanische

modellen waarmee de belasting op de mediale zijde van de elleboog betrouwbaar kan worden afgeleid. De UCL is een van de belangrijkste structuren die een valgus stress tijdens een (bovenhandse) beweging moeten weerstaan (zie figuur 2). Voor het diagnosticeren van UCL-blessures gebruiken fysiotherapeuten en orthopeden daarom de *moving valgus stress test* of *Milking manoeuvre*, waarbij een valgus stress wordt opgelegd; deze test is positief wanneer de patiënt herkenbare pijn ervaart.⁵ Tijdens een bovenhandse beweging kunnen we niet de exacte valgus stress, maar wel het valgusmoment berekenen met behulp van een bio-

mechanisch computermodel (zie figuren 2 en 3). Deze berekeningen laten zien dat dit moment het grootst is tijdens de maximale externe schouderrotatie in de bovenhandse beweging. De piekwaarden liggen tijdens een honkbalpitch tussen de 80 en 120 Nm. Tijdens het werpen van een speer (88 Nm) en het slaan van een tennis-service (78 Nm) hebben ze eenzelfde orde van grootte.¹ Dit komt overeen met het vasthouden van een gewicht van 25 kg in de positie zoals afgebeeld in figuur 3. De piekwaarde van het externe valgusmoment gebruiken we als maat voor de intensiteit op de elleboog en als afgeleide waarde voor de kracht op het UCL.

Individuele variabiliteit

In het laboratorium hebben we elf jongens van het Nederlands AAA honkbalteam (Jong Oranje) gemeten. Zij werden geïnstrueerd om 25 *fastballs* maximaal te werpen. Gemiddeld genomen gooiden ze hierbij met een balsnelheid van 123 km/u. Van iedere worp werd het piek valgusmoment berekend zoals hierboven beschreven (zie ook figuur 3). Tussen de pitchers vonden we behoorlijke verschillen in de individuele grootte van het piekmoment (van 36,4 tot 68,5 Nm), wat overeenkomt met de literatuur. We zagen echter ook dat er tussen pitchers een duidelijke discrepantie was in de variabiliteit van het valgusmoment. Juist het detail van die individuele variabiliteitsbelasting, in combinatie met de grootte van de belasting en de frequentie, zou kunnen verklaren waarom de ene pitcher wel geblesseerd raakt en de andere niet.

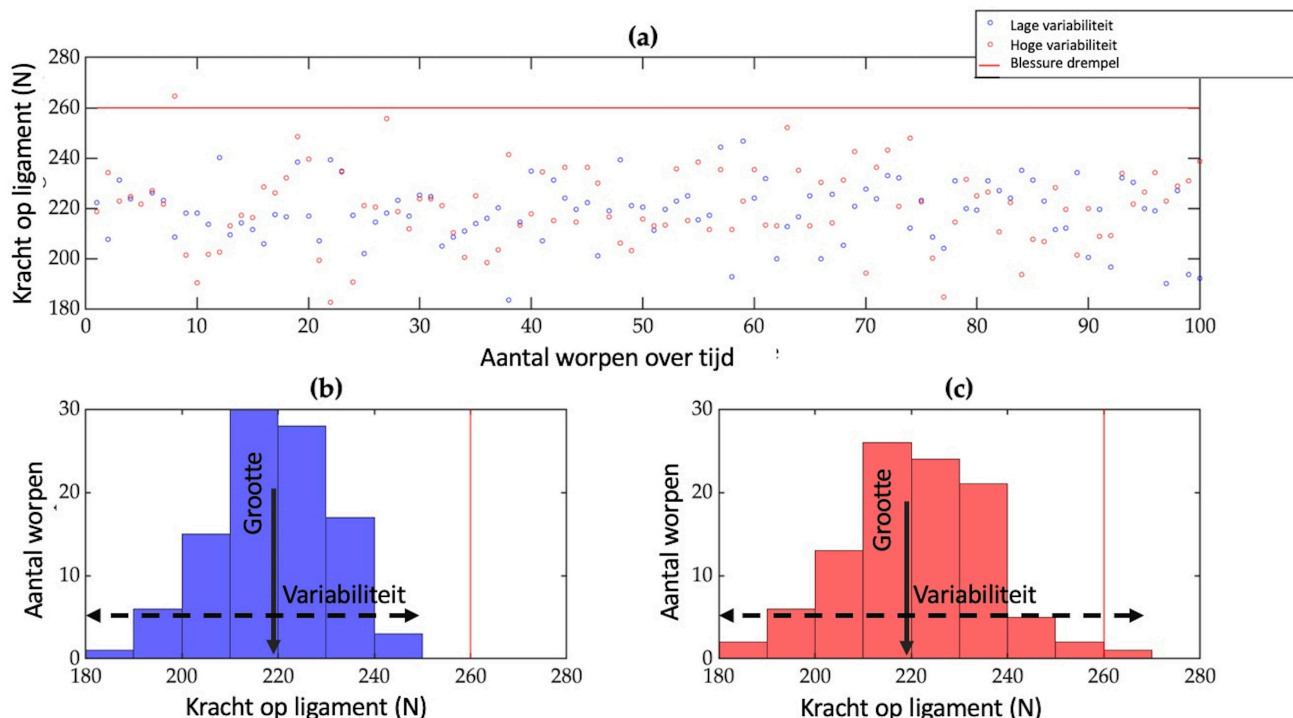
Om dit inzichtelijker te maken hebben we een blessuremodel ontwikkeld. In figuur 4 zijn de gesimuleerde data van het pitchen van 100 ballen over de tijd te zien. Figuur 4a laat voor twee denkbeeldige pitchers de absolute krachten op het UCL-ligament per worp zien; de staafdiagrammen in de figuren 4b en 4c tonen hun variatie tijdens het werpen. Hieruit blijkt dat de beide pitchers gemiddeld genomen dezelfde kracht op het ligament ervaren, maar dat de variabiliteit ervan verschilt. Als we de rode lijn in de figuren (hier 260 N) als blessuredrempel nemen, dan is te zien dat een sporter in de gevaarzone komt wanneer de variabiliteit toeneemt (figuur 4c). Dit laat het belang van het meten van de individuele variabiliteit van de elleboogbelasting zien en kan mogelijk verklaren waarom de ene sporter wel geblesseerd raakt en de andere niet. Dit gaan we in de toekomst preciezer onderzoeken.



Scan de QR-code om een video over het onderzoek te bekijken'

Mogelijke oorzaken

Hoe kunnen we de verschillen in de grootte en de variabiliteit van de elleboogbelasting tussen pitchers verklaren? Ten eerste zijn er antropometrische verschillen. Een langere, gespierdere arm heeft een grotere traagheid en geeft daarmee een hogere belasting. Anatomische verschillen kunnen echter niet de verschillen in de individuele *variabiliteit* van de belasting verklaren. Hiervoor moeten we inzoomen op de bewegingsuitvoering van de sporter, de kinematische keten dus. Zo is het bekend dat sporters die hun lichaamssegmenten goed op elkaar af weten te stemmen een lagere elleboogbelasting hebben.⁶ Bewegingsveranderingen die al vroeg in de keten



Figuur 4 | Voorbeeldresultaat van het blessuremodel.

Boven (a): de kracht op het ligament tijdens 100 opeenvolgende worpen. Blauwe stippen: visualisatie van een pitcher met een kleinere variabiliteit. Rode stippen: visualisatie van een pitcher met een grotere variabiliteit. Rode horizontale lijn: aangenomen blessuredrempel. Onder: de statistische verdelingen van de krachten op het ligament van de pitcher met respectievelijk de kleine (b) en de grote variabiliteit (c). De rode verticale lijn geeft opnieuw de blessuredrempel aan.

optreden, zouden daarom kunnen bijdragen aan de variabiliteit en de grootte van de elleboogbelasting. In een vervolgonderzoek hebben we daarom in het laboratorium het effect van vermoeidheid - opgewekt door herhaaldelijk pitchen - op de elleboogbelasting onderzocht.¹ De onderzoekspopulatie bestond uit mannelijke professionele en recreatieve pitchers, die met een balsnelheid van gemiddeld 107 km/u gooiden. De pitchers werden geïnstrueerd om *full effort fastballs* te werpen, zoals ze in een wedstrijd doen. Wanneer ze ofwel meer dan 110 ballen hadden gegooid, ofwel hoger dan 80% scoorden op de vraag 'hoe vermoeid ben je' (gemeten met een visueel analoge schaal), moesten ze stoppen. Inderdaad zagen we dat vermoeidheid gepaard ging met een verandering in de individuele variabiliteit van de elleboogbelasting, maar dat dit niet eenduidig gebeurde. Waar bij sommige pitchers de variabiliteit tussen de worpen toenam, nam die bij anderen juist af. Hierdoor werd er op groepsniveau geen effect van vermoeidheid gevonden, terwijl dit effect er op individueel niveau dus wel degelijk kan zijn. Dit maakt opnieuw duidelijk dat het belangrijk is om én de grootte én de variabiliteit van de elleboogbelasting van een individuele pitcher over de tijd

te meten, niet alleen gedurende één training, maar ook gedurende het hele seizoen.

Sensortechnologie PitchPerfect

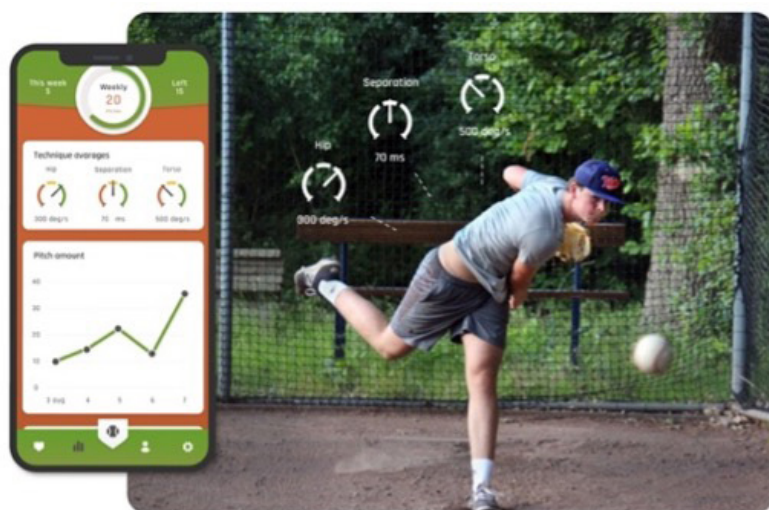
Uit de resultaten van het proefschrift komt naar voren dat het voor een werkzaam *early warning* systeem bij bovenhandse blessures van belang is om de frequentie van het aantal worpen in combinatie met de kracht op de elleboog van het individu in kaart te brengen. In Nederland hebben we hiervoor het PitchPerfect systeem ontwikkeld (zie figuur 5). Dit systeem meet de beweging van een individuele pitcher op het veld en kan daarnaast ook directe visuele feedback geven. Door middel van draagbare sensoren (IMU's)⁷ worden de bekken- en rompkinematica gedurende de worp gemeten. De blauwe en oranje lijn in figuur 1 zijn de signalen die hierbij uit het systeem komen. We weten uit vorig onderzoek dat de piekwaarden van de bekken- en romphoeksnelheden en de separatietijd ertussen gerelateerd zijn aan de balsnelheid.⁸ Daarom krijgen pitchers hierover informatie terug uit het systeem.

Omdat pitchers tijdens het pitchen liever niets aan hun werparm hebben, worden de hoeksnelheden van de boven- en onderarm (de groene en rode

lijn in figuur 1) niet met het systeem gemeten. Dit is ook niet zo relevant omdat, wanneer het gaat om hard pitchen, juist het bekken en de romp vanwege hun massa van belang zijn. Om te weten wat de intensiteit van de elleboogbelasting tijdens het werpen is, hebben we een voorspellend machine learning model ontwikkeld dat het valgusmoment tijdens het pitchen kan schatten op basis van de separatietijd en de piek hoeksnelheid van de romp.¹ Door deze sensortechnologie zijn we niet meer gebonden aan het laboratorium, maar kunnen we in het veld de bovenhandse beweging meten. In de toekomst kunnen we de relatie tussen belasting en elleboogblessures tijdens een heel seizoen bij meerdere pitchers onderzoeken. Hierbij kunnen we een individuele pitcher van feedback voorzien wanneer het risico op blessures toeneemt. Mocht de externe belasting te hoog worden, dan zal er een signaal naar de sporter gaan om hem te waarschuwen ('stop nu met werpen') of te adviseren ('gooi vandaag maximaal 10 ballen op 80% van je max').



Scan de QR-code om te bekijken hoe het PitchPerfect systeem werkt'



Figuur 5 | Het PitchPerfect systeem dat op het veld variabelen van de kinematische keten gedurende de pitch in kaart brengt.

Toepassing

Om elleboogblessures bij bovenhandse sporten te verminderen is het monitoren van alleen de frequentie (het aantal geworpen of geslagen ballen) niet voldoende en te veel een *one size fits all* principe. Het is belangrijk dat naast de frequentie ook de individuele belasting van de elleboog wordt gemonitord. Dit kan gedaan worden met draagbare sensortechnologie, zoals het Pitch-Perfect systeem. Om de individuele belasting op de elleboog te verlagen is het van belang om de gehele kine-

matische keten mee te nemen. Een optimaal gebruik van de onderste ledematen, de bekken en de romp zal ervoor zorgen dat de elleboogbelasting vermindert.



Scan de QR-code om te luisteren naar de podcastserie 'Breaking the High Load' waarin ik meer vertel over mijn onderzoek.

Over de auteur

Dr. **Bart van Trigt** is bewegingswetenschapper en als *biomechanical engineer* gepromoveerd aan de TU Delft. Als *pracademic* verbindt hij de praktijk en wetenschap in het sports engineering en beweegdomein. Dit doet hij momenteel vanuit zijn eigen bedrijf Ridgeline Movement en vanuit de TU Delft, waar hij actief is als onderzoeker en implementatiedeskundige. Website: www.bartvantrigt.nl, e-mail: info@bartvantrigt.nl.

1. Trigt B van (2023). Keep the pitcher's elbow load in the game: Biomechanical analysis of injury mechanisms in baseball pitching towards injury prevention. Academisch proefschrift, Technische Universiteit Delft.
2. Pluim BM et al. (2006). Tennis injuries: occurrence, aetiology, and prevention. *British Journal of Sports Medicine*, 40 (5), 415-423.
3. Graaff E van der (2019). Perfecting your pitch: In search of the perfect baseball pitch and its training. Academisch proefschrift, Vrije Universiteit Amsterdam.
4. Eygendaal D et al. (2007). Biomechanics of the elbow joint in tennis players and relation to pathology. *British Journal of Sports Medicine*, 41, 820-823.

5. Heisen J, Oskam A & Lagewaard R (2017). Niet alles is een tenniselleboog. *Sportgericht*, 71 (1), 14-19.
6. Aguinaldo AL & Chambers H (2009). Correlation of throwing mechanics with elbow valgus load in adult baseball pitchers. *American Journal of Sports Medicine*, 37 (10), 2043-2048.
7. Wilmes E (2023). Biomechanische belasting bij voetballers en hockeyers. *Sportgericht*, 5 (77), 44-48.
8. Graaff E van der et al. (2016). Project FaSTBall: Snel en blessurevrij leren werpen. *Sportgericht*, 70 (3), 38-41.

(advertentie)

Evenement?
Opleiding?
Cursus?
Dienst?
Product?
Vacature?

**Hier had UW
advertentie kunnen staan!**

Informeer naar de mogelijkheden via sportgericht@xs4all.nl