

Scriptie

“Het functioneren van de bekken bij topatleten gedurende het 100m lopen bij vrouwen van Eindhoven Atletiek op hoge snelheid, rechtdoor”



Auteur: Palm, M.C.G de (Mitchell)
Datum: 21 Juni 2017
Onderwijsinstelling: Fontys Sporthogeschool
Docent: Dijk, W. (Wilko)
Begeleider: Mortier, E. (Erwin)
Versie: 1.0

Het functioneren van de bekken bij topatleten gedurende het 100m lopen bij vrouwen van Eindhoven Atletiek op hoge snelheid, rechtdoor.

Afstudeerscriptie over het functioneren van de bekken bij lopen op hoge snelheid.

In opdracht van Fontys Sporthogeschool en Eindhoven Atletiek.

Auteur: Palm, M.C.G de (Mitchell)
Studentnummer: 2397315
Project: Afstudeerscriptie
Het functioneren van de bekken bij topatleten gedurende het 100m lopen op hoge snelheid, rechtdoor
Docenten: Dijk, W. (Wilko)
Mortier, E. (Erwin)
Periode: Augustus 2016 – Juni 2017
Locatie: Eindhoven Atletiek
Onderwijsinstelling: Fontys Sporthogeschool

Colofon

Onderwijsinstelling

Onderwijsinstelling	Fontys Hogescholen Fontys Sporthogeschool Opleiding Sportkunde
Adres	Theo koomenlaan 3 5644 HZ Eindhoven
Telefoon	088 508 1111
Stagecoördinator	Huijben, S.S.H. (Servé)
Telefoon	08850 85910
E-mailadres	s.huijben@fontys.nl
Docent	Dijk, W. van (Wilko)
Telefoon	08850 89612
E-mailadres	wilko.vandijk@fontys.nl



Opdrachtgever/Afstudeerlocatie

Afstudeerlocatie	Eindhoven Atletiek Afdeling sprintgroep
Adres	J C Dirkxpad 7 5631 BZ Eindhoven
Contactpersoon	Mortier, E. (Erwin)
Telefoon	06-30166046
E-mailadres	erwinmortier76@hotmail.com
Functie	Trainer Sprintgroep



Student

Naam	Palm, M.C.G de (Mitchell)
Adres	Houckgeeststraat 8 5643 VT Eindhoven
Telefoon	06-16597168
E-mailadres	mcg.depalm@outlook.com , m.depalm@student.fontys.nl
Studentnummer	2397315
Klas	SKW4A, SK4C

Voorwoord

Deze scriptie “Het functioneren van de bekken bij topatleten gedurende het 100m lopen op hoge snelheid, rechtdoor” is gericht op het functioneren en de mechanische aspecten van de bekken gedurende het 100m sprint, met als doel het verbeteren van prestaties.

Naast het goed kunnen functioneren van de bekken zijn andere aspecten zoals kracht in de onderste extremiteiten en belastbaarheid niet minder belangrijk. Deze worden niet meegenomen tijdens dit onderzoek. Atleten worden onderzocht en geobserveerd tussen de 30m en de 60m, aangezien de meeste atleten in dit gebied op maximale snelheid zijn.

Deze scriptie is geschreven in verband met mijn afstuderen aan de opleiding Sportkunde bij Fontys Sporthogeschool (FSH) te Eindhoven en in opdracht van Eindhoven Atletiek (EA). Samen met mijn stagebegeleider Erwin Mortier en FSH docenten, waaronder Wilko van Dijk, heb ik de onderzoeksvraag voor mijn scriptie bedacht.

Tevens wil ik ook de trainers van EA en FSH docenten bedanken voor de fijne samenwerking en ondersteuning gedurende dit traject.

Ik wens u veel leesplezier en hoop dat u mijn scriptie informatief zult vinden.

Mitchell de Palm

Samenvatting

Het doel van dit onderzoeksverslag is om de volgende vraag te beantwoorden; 'Welke attractoren rondom de bekken, vanuit de theorie van dynamic systems, bevorderen de maximale sprintsnelheid op de 100m bij de vrouwelijke sprinters van Eindhoven atletiek?'.

Attractoren worden volgens Bosch (2012) omschreven als bewegingspatronen die zich organiseren rondom voorkeuren en richten zich op controle, efficiëntie en stabiliteit. Fisher et al. (2011) & Kashiwagi et. al (2006) beschrijven een 'attractor-state' als toestanden samengebracht door systemen om structuur en stabiliteit te bieden. Hoe sterker een attractor toestand, hoe meer energie het kost om deze uit zijn voorkeur toestand/positie te halen. Echter is het ontwikkelingsproces voor deze attractoren net iets anders per persoon. Tijdens het sprinten zijn de processen te snel voor het brein dus moeten alle bewegingen via een bottom-up systeem werken in plaats van een top-down systeem waarbij bewegingen vanuit de hersenen worden gecontroleerd.

Naarmate men zich door het leerproces verplaatst komen deze attractoren (samen met fluctuaties) tot stand. Deze attractoren zijn niet altijd duidelijk zichtbaar maar kunnen geïdentificeerd worden door middel van het bestuderen van de anatomie en samenwerking tussen verschillende systemen. Zo zijn er al een paar attractoren in kaart gebracht. Dit onderzoek gaat kijken naar correlaties tussen die verschillende parameters rondom deze attractoren om te kijken of deze een toegevoegde waarde hebben bij het bevorderen van het sprintsnelheid bij dames van Eindhoven atletiek. Om in kaart te brengen welke attractoren allemaal aanwezig zijn werden negen parameters gemeten en met elkaar gecorreleerd. Bekkenabductie, positie van het bovenlichaam, pas parameters, contacttijd, tijd, knie inzet (heup flexie) en de beenlengte. Er kwamen een aantal hoge ($r > 0.7$) en middelmatig ($0.5 < r < 0.7$) correlaties uit. Echter was de betrouwbaarheid hiervan relatief laag. De meeste correlaties hadden een betrouwbaarheid van onder de 90% mede door de beperkte aantal atleten die gemeten werden ($N=5$). Hiervoor werden 6 vrouwen gemeten waarvan één een 'outlier' was. Deze vrouwen hadden 3 verschillende niveaus. Atleten A en B hebben een PR op de 100m sprint onder de 12 seconden. Atleten C en D hebben een PR tussen de 12 en 14 seconden op de 100m sprint. En atleten E en F hebben een PR boven de 14 seconden op de 100m sprint. De atleten werden gevraagd om op twee snelheden te lopen, namelijk 90% en 95% van de maximale loopsnelheid. Uit de correlaties kan men mogelijk stellen dat er een hiërarchie samenwerking ontstaat tussen de verschillende attractoren, waarbij de één bepalend is voor de ander, met de 'positive running position' (positieve loophouding) als kern.

Inhoudsopgave

Colofon	3
Onderwijsinstelling	3
Opdrachtgever/Afstudeerlocatie	3
Student	3
Voorwoord	4
Samenvatting	5
Inhoudsopgave	6
Inleiding	8
Leeswijzer	8
Probleemstelling	9
Literatuuronderzoek	11
Introductie	11
Maximale snelheid	11
Zweef- en standfase	12
Attractoren en fluctuaties	13
Attractoren binnen de sport	15
Attractoren tijdens het lopen	15
Bekkenverschil mannen en vrouwen	17
Bekken bij het lopen op hoge snelheid	17
Beweging in de Sagittale vlak, en Transversale as	17
Beweging in de Frontale vlak en Sagittale as	20
Onderzoeksmethodologie	21
Methodologie	21
Onderzoeksmodel	Fout! Bladwijzer niet gedefinieerd.
Criteria selectie sprinters	23
Regels met betrekking tot omstandigheden	23
Instructie aan de deelnemers	23
Data en observatie techniek	24
Resultaten	26
Resultaten 95% van de maximale loopsnelheid	28
Resultaten 90% van de maximale loopsnelheid	29
Resultaten individuele atleten	29
Discussie	30
Introductie discussie	30
Atleten	30

Vorbereiding	30
Interpretatie resultaten 95% van de maximale loopsnelheid	31
Interpretatie resultaten 90% van de maximale loopsnelheid	35
Attractoren	35
Conclusie en Aanbevelingen	36
Bronnenlijst	Fout! Bladwijzer niet gedefinieerd.
Bijlagen	40
Tabellen	41

Inleiding

Leeswijzer

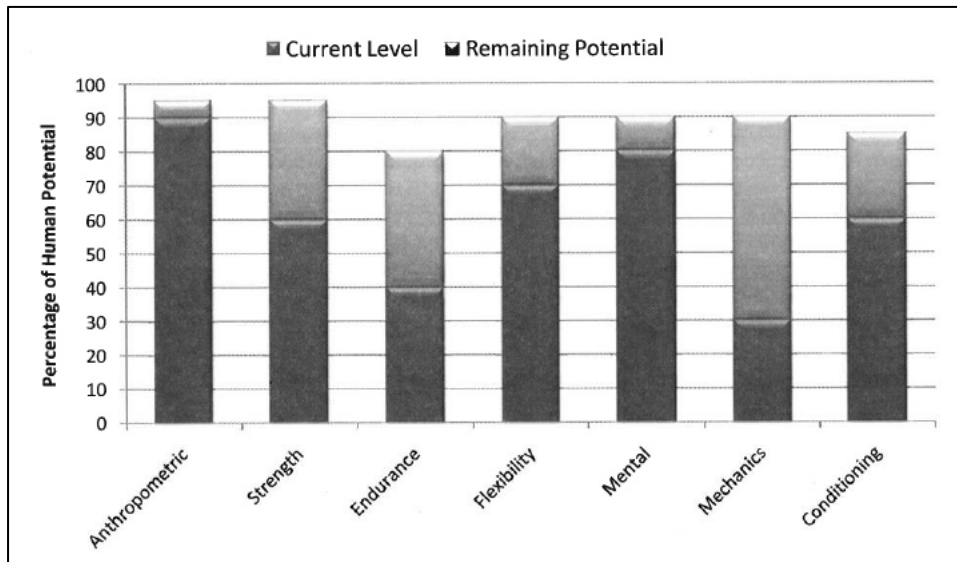
Dit onderzoeksverslag werd geschreven in opdracht van Eindhoven atletiek en Fontys sporthogeschool en is bedoeld voor de trainers van de sprintgroep van Eindhoven atletiek om inzicht te verkrijgen over de dynamic systems theorie. Met name de invloeden van attractoren en fluctuaties binnen het sprinten.

In de probleemstelling wordt het onderzoeksvraag geformuleerd. Vervolgens wordt er een literatuuronderzoek aan gekoppeld. De bestaande kennis van dit specifieke onderwerp en hoe men dit in kaart zou kunnen brengen wordt in de methode uitgebreid uitgelegd. Vervolgens wordt er een specifieke meetmethode opgesteld om bepaalde parameters te analyseren. Hierbij komt er ook een uitleg over de stappen die genomen worden om aan die parameters te komen. Na de analyse worden er correlaties boven water gebracht. Deze worden dan geïnterpreteerd in de discussie en vervolgens gekoppeld aan de bestaande literatuur. Hieruit komt een conclusie aan aanbeveling.

Probleemstelling

Sprinten is een cyclische beweging die veel techniek en coördinatie eist van een atleet. Het is een complexe sport die hoge neuromusculaire samenwerking eist van het menselijk lichaam, en daarbij ook de juiste rekrutering van spiervezels (Young, z.j). Bosch (2012) en Mann (2011) beschrijven dat naar mate deze sport zich ontwikkelt dat talent niet voldoende is om een overwinning te verzekeren. Training wordt hierbij essentieel om de overgebleven potentie naar boven te halen door middel van adaptaties.

Om adaptaties tot stand te laten komen bij top sprinters is het noodzakelijk om zeer nauwkeurig met de trainingsvorm te werk te gaan. “*Het eerste en belangrijkste kenmerk van een trainingsvorm moet zijn dat deze helpt de prestatie in de wedstrijd te verbeteren.*”, aldus Bosch (2012). Deze trainingsvormen kan men op zeven gebieden toepassen, namelijk. kracht, uithouding, flexibiliteit, mentaal, mechanisme en conditioneel (Mann, 2011). Dit zijn de gebieden die een beperkende factor kunnen zijn bij een atleet. Sommige van deze gebieden zijn eenvoudiger te trainen dan anderen. Zo zijn, zoals te zien in *Grafiek 1: Performer Related Limiting Factors*, kracht, uithouding en mechanisme eenvoudiger te verbeteren dan het veranderen van de mentaliteit en lichaamssamenstelling van een atleet (Mann, 2011).



Grafiek 1: Performer Related Limiting Factors of a gifted athlete

Bron: (Mann, 2011)

Twee van de belangrijkste factoren zijn mechanisme en kracht. Bij onze doelgroep gaat de aandacht naar het mechanisme die naar de uiteindelijke techniek leidt die men kan waarnemen.

Om een techniek goed uit te kunnen voeren is een hoge mate van intermusculaire

samenwerking vereist (Bosch, 2012). Volgens Bosch is deze samenwerking de meest prestatiebepalende factor. De beweging moet controleerbaar zijn, terwijl dit ook economisch en effectief blijft. Dit houdt in dat er rekening gehouden moet worden met elastische componenten en de soorten contracties die plaatsvinden binnen een beweging. Hierdoor kan men de hoge energiekosten reduceren. Om deze hoge energiekosten te verminderen neigt het lichaam zelf naar stabiliteit en controle (Bosch, 2012). Dit gebeurt met name bij bewegingen op hoge snelheid waarbij het lichaam zich telkens moet corrigeren. Deze correcties zullen onmogelijk plaats kunnen vinden via een top-down organisatie waarbij het brein de commando's naar het lichaam moet sturen (Bosch, 2012). Dit gebeurt dus via een *bottom-up organisatie*. Dit betekent dus dat contracties en bewegingsuitslagen vanuit *zelforganisatie* tot stand komen.

Volgens Edwards (2011) komt door middel van zelforganisatie nieuwe beweegpatronen tot stand door interactie tussen verschillende systemen. Deze nieuwe patronen die tot stand komen vormen zich aan de hand van voorkeur patronen of gedragen. Deze worden *attractors* genoemd (Edwards, 2011). Attractors komen naar voren in situaties waarbij gewrichten en spieren onder druk of spanning staan. Tijdens het sprinten komen deze attractors in hoge mate voor. Met name vanuit de pelvis (Bosch & Klomp, 2004). De onderste extremiteiten worden hieruit gecontroleerd, zowel als de positie van de bovenlichaam.

Het doel van deze scriptie is om te inventariseren welke attractoren precies aanwezig zijn rondom de bekken, en hoe deze de maximale snelheid van vrouwelijke sprinters van EA beïnvloeden.

Onderzoeksvraag: Welke attractoren rondom de bekken, vanuit de theorie van dynamic systems, bevorderen de maximale sprintsnelheid op de 100m bij de vrouwelijke sprinters van Eindhoven atletiek?

Tijdens dit onderzoek gaat men alleen kijken naar de maximale snelheidsfase, de factoren die vanuit de pelvis hier aan meewerken, en de relaties tussen die componenten. Ondanks dat de lichamelijke gesteldheid, mentale aspecten, kracht en andere factoren ook van invloed zijn tijdens het lopen op maximale snelheid worden deze buiten beschouwing gelaten. Tijdens dit onderzoek wordt er alleen gekeken naar de techniek en de bijbehorende mechanisme.

Literatuuronderzoek

Introductie

Snelheid wordt gedefinieerd als een mate van verandering per tijdseenheid. Als men dit vertaalt naar het sprinten, dan hebben we het over een atleet die zich verplaatst over een bepaalde afstand in een bepaalde tijd. Zo is het doel bij sprinten, een cyclische beweging, om zo snel mogelijk een bepaalde afstand af te leggen.

Zoals besproken in het hoofdstuk *Probleemstelling* zijn verschillende parameters die op het sprinten van invloed kunnen zijn. Mann (2011) beschrijft dat elke atleet een andere achtergrond heeft met zijn of haar eigen sterktes en zwaktes op zeven verschillende gebieden. De kunst hierbij is om de overgebleven potentie uit deze gebieden boven water te halen. Uit deze gebieden neemt men techniek en mechanisme mee.

Maximale snelheid

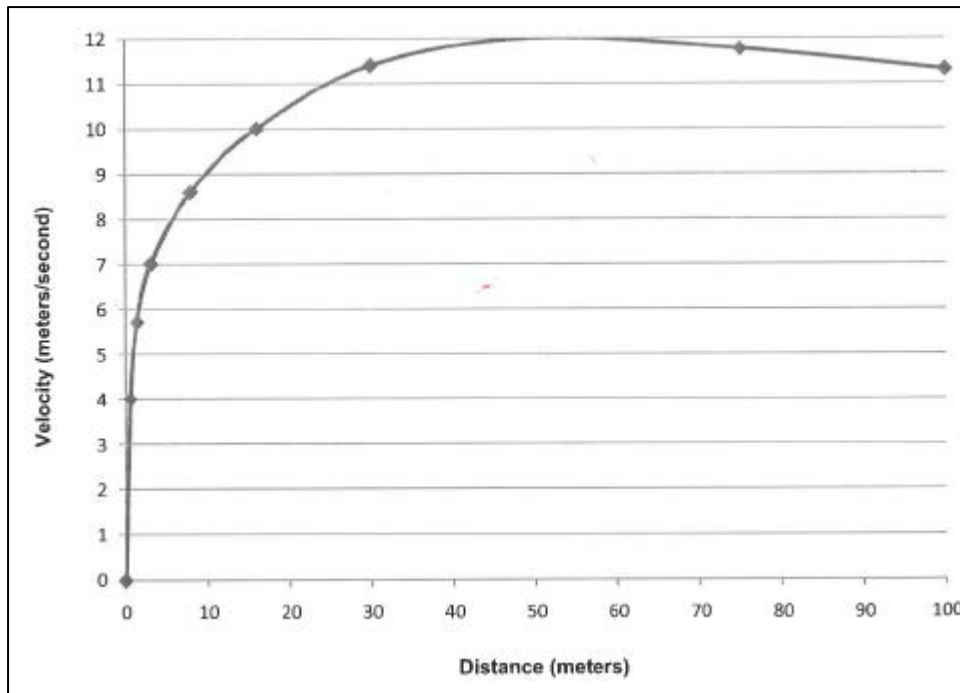
Volgens Bret et al. (2002) zijn er drie fases tijdens een sprint. De **acceleratie fase**, **maximale snelheid** en **deceleratie fase**. De acceleratie fase bestaat uit de start en de overgang naar maximale snelheid.

- De tweebenige voortvarend doorzetkracht (afzetten met twee benen)
- De éénbenige voortvarend doorzetkracht (doorzetten met één been)
- De eerste stap (eerste contact na de startblok)
- De tweede stap (tweede stap na de startblok)

Hierna volgt de overgang van start naar maximale snelheid. Deze zijn bij de atleten de stappen 3 tot 10 (ongeveer 30m). In deze fase vindt de acceleratie plaats waar een atleet naar de maximale snelheid toe werkt.

De maximale snelheid fase is voor de meeste atleten tussen de 30 en 60 meter. Dit is de fase waarbij de atleet het dichtst bij de maximale snelheid komt en deze vast kan houden.

Hierna komt de deceleratie fase waarbij de snelheid langzaam gaat zakken. Dit komt voornamelijk door vermoeidheid en de luchtweerstand. In deze fase vormt er lactaat in de spieren waardoor een atleet niet meer voldoende kracht kan leveren om op maximale snelheid te blijven. In *grafiek 2 Horizontale snelheid gedurende de 100m sprint* is te zien hoe deze fasen verlopen over een 100meter afstand.



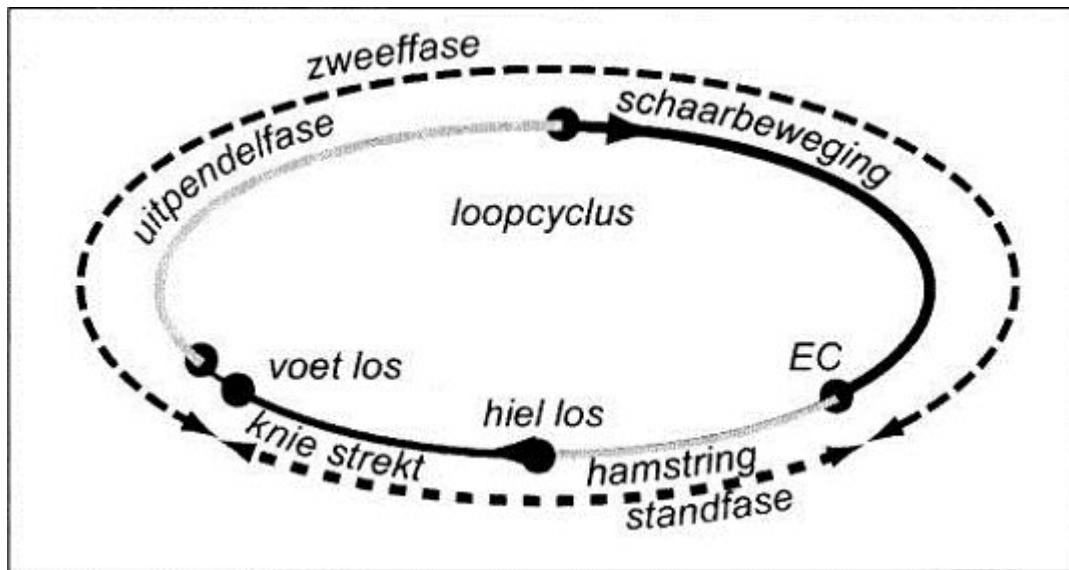
Grafiek 2: Horizontale snelheid gedurende de 100m sprint
Bron: (Mann, 2011)

Zweef- en stand fase

Doordat lopen een cyclische beweging is komen bepaalde fases telkens weer terug. Dit zijn de zweeffase en stand fase. Zowel Bosch (2012), Klomp (2004) en Young (z.j) beschrijven de zweeffase als het moment na de toe-off waarbij de gekozen been zich in de lucht bevindt. Dit is vanaf het toe-off moment totdat de been weer op de grond komt. Tijdens deze fase wordt de enkel passief richting de billen getrokken terwijl de knie flexeert en voorwaarts beweegt ten opzichte van de frontale vlak om vervolgens te eindigen in een hiplock positie. De hiplock positie beschermt de bekken tegen onvoorspelbare krachten (Bosch, 2012).

Door dit hele proces blijven de hamstring isometrisch bewegen volgens de Lombard paradox. Deze verkorten bij de insertie (knie) terwijl er een verlenging plaatsvindt bij de origo (bekken). Op dat tijdstip (hiplock) raakt de andere voet de grond. Dit is dan de einde van de zweeffase.

Op het moment van contact gaat de atleet over naar de stand fase. Hierbij hoort de eerste contact en de kniestrekking. Tijdens de kniestrekking vindt de 'triple extension' plaats waarbij er een proximo-distaal werking plaatsvindt in de strekkingsketen. De heup, knie en vervolgens de enkel volgen elkaar in de keten (Bosch & Klomp, 2004). Echter speelt de grond reactie kracht een (GRF) een grote rol tijdens de eerste contact. De hamstrings worden hierbij geladen en de energy wordt opgeslagen door de elastische componenten (Liu, Wei, Sun, & Zhong, 2012).



Afbeelding 1: Loopcyclus
Bron: (Bosch, 2012)

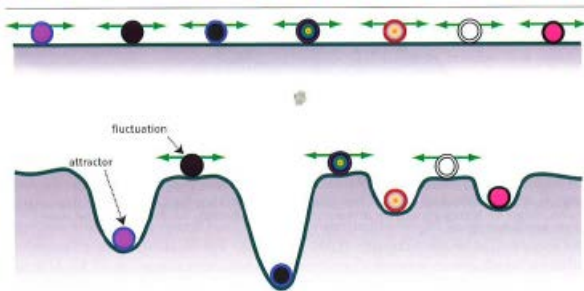
Attractoren en fluctuaties

De hiplock positie was maar één van de verschillende attractoren die voorkomen tijdens het lopen. Zoals beschreven in de hoofdstuk probleemstelling zijn er regels die gelden voor alle theorieën als het gaat over het motorisch leren (Edwards, 2011). Één daarvan is dat nieuwe bewegingspatronen ontstaan door interacties tussen verschillende systemen. Dit wordt zelforganisatie genoemd. Deze nieuwe bewegingspatronen organiseren zich rondom voorkeuren en richten zich op controle, efficiëntie en stabiliteit. Deze worden attractoren genoemd.

Zowel Fisher et al. (2011) als Kashiwagi et. al (2006) beschrijven een 'attractor-state' als toestanden samengebracht door systemen om structuur en stabiliteit te bieden. Hoe sterker een attractor toestand, hoe meer energy het kost om die uit zijn voorkeur toestand/positie te halen.

Beweegpatronen bestaan dus uit het elimineren van vrijheidsgraden totdat er een sterke, robuust beweegpatroon overblijft (Bosch, 2012). Dit betekent dat er een stabiele beweging plaatsvindt met lage energiekosten. Fluctuaties daarentegen, zijn onstabiele (dynamische) toestanden met (vaker) hoge energiekosten. Deze zijn noodzakelijk om aan te passen aan een omgeving die telkens blijft veranderen. Hieruit kan men afleiden dat een beweging stabiel genoeg moet zijn om efficiënt uitgevoerd te kunnen worden, maar toch voldoende fluctuaties moet bevatten om zich aan te kunnen passen aan de steeds veranderende omgeving. In *afbeelding 2: Attractor en fluctuatie* is een beweging te zien waarbij er verschillende

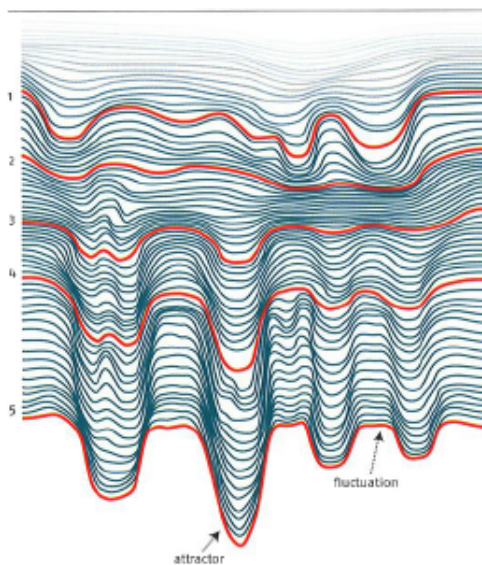
vrijheidsgraden zijn die tegelijkertijd bestuurd moeten worden. Daaronder is dezelfde beweging te zien met stabielere componenten (attractoren) met maar een paar elementen die manipuleerbaar zijn (fluctuaties).



Afbeelding 2: Attractor en fluctuatie

Bron: (Bosch, Krachttraining en coördinatie: een integratieve benadering, 2012)

Naarmate men zich door het leerproces van een beweging verplaatst, kunnen attractors vormen om de beweging eenvoudiger en controleerbaar te maken. Zo kan men ook bepaalde fluctuaties ontwikkelen tijdens deze proces. In *afbeelding 3: Attractor en fluctuatie gedurende het leerproces* kan men zien hoe attractors en fluctuaties zich vormen uit een vlak landschap.



Afbeelding 3: Attractor en fluctuatie gedurende het leerproces

Bron: (Bosch, Krachttraining en coördinatie: een integratieve benadering, 2012)

Attractoren binnen de sport

Er is nog weinig kennis over attractoren en fluctuaties binnen de sportwereld. Echter kan men wel concluderen door de kennis vanuit motor-control dat attractoren en fluctuaties kunnen ontstaan door zelforganisatie. Dit betekent dus dat deze nieuwe patronen vorm nemen door de anatomie en het musculaire systeem van een persoon. Hieruit kan men bepaalde stabiele componenten halen door middel van het bestuderen van de anatomie, en kan men bepaalde attractoren identificeren (Bosch, 2012).

Het centrale zenuwstelsel (CZS) is niet snel of nauwkeurig genoeg om bepaalde snelle bewegingen aan te sturen. Dit zorgt dan voor meer ruimte voor zelforganisatie en invloeden vanuit het lichaam zelf. Als gevolg hiervan komen er attractoren en fluctuaties tot stand vanuit een vlakke landschap.

Attractoren tijdens het lopen

Attractoren en fluctuaties zijn belangrijke punten bij het lopen op hoge snelheid waarbij men $1/10^{\text{de}}$ van een seconde de grond raakt. Zowel Edwards (2011) als Bosch (2012) beschrijven dat dit veel te snel is om een beweging vanuit de hersenen aan te sturen. Hierbij is het dus essentieel dat er bepaalde attractors ter plekke zijn, zowel in de bekken als de rest van het lichaam, om onder anderen de stabiliteit en veiligheid te waarborgen. Maar ook dat er voldoende fluctuaties zijn om de onverwachte veranderingen in de omgeving op te pakken (Kelso, 1995).

Binnen het lopen zijn er vanuit analyses en observaties bepaalde attractoren gesignaleerd. Een van de meeste bekende is de voetplaatsing van bovenaf en neerzetten onder het lichaam zwaartepunt (1). De consequenties als dit niet het geval is worden in de kop *Beweging in de Sagittale vlak, en Transversale as* uitgelegd. Als de voet naar beneden 'glijdt' als gevolg van een te grote pendel, dan kan de grond reactie kracht niet voldoende worden hergebruikt omdat er geen energie aanwezig is, hierdoor worden de hamstrings niet geladen.

Belangrijk bij de voetplaatsing is dat dit recht onder het lichaam gebeurt. Dit is het optimale positie om zo efficiënt mogelijk het lichaam te verplaatsen. Aangezien de hamstrings ook op een isometrische wijze werken tijdens het lopen is het ook van belang om te vermijden dat deze in een excentrische stand komen. Hierdoor moeten de kniehoek niet groter zijn dan de 90 graden.

De hiplock positie is (2) een belangrijke attractor die ervoor zorgt dat de pelvis veilig blijft tegen grote onvoorspelbare krachten van buitenaf (Bosch, 2012). Passieve flexie van de heup en knie kunnen in een veilige situatie belanden als deze beweging in een hiplock positie

terechtkomen. Hierdoor komen de omliggende spieren en passieve weefsels in de optimale lengte om de veiligheid te kunnen waarborgen.

Swing leg (3) retraction is ook een belangrijke attractor tijdens het lopen. Hierbij hoort de struikelreflex waarbij de been die vanuit de hiplock positie omlaag komt en de andere been naar voren schiet. Dit lijkt vanaf de zijkant gezien als een soort schaar. Het moment na de eerste contact met de grond wordt de snelheid verminderd zodat er geen energy verloren wordt. Deze zelfde been gaat weer de cyclus in en de energy wordt dan weer hergebruikt.

De triple extension (4) speelt ook een belangrijk rol tijdens het lopen. Dit heeft te maken met proximo-distaal werking en effectieve energie transport. Door de samenwerking tussen de heup, knie en enkel wordt het lichaam uiteindelijk naar voren en omhoog verplaatst. Ook belangrijk hierbij is enkel- en knie stijfheid. Hiermee wordt bedoeld dat deze stabiel en stijf blijven zodat er geen energie verloren gaat tijdens het neerzetten van de voet (derde attractor). Dit moet goed getimed worden zodat er optimale stijfheid ontstaat voor het absorberen van de grond reactiekrachten. Hierdoor worden de hamstrings ook optimaal geladen (Bosch, 2012).

De 'positive running position' (5) is ook een belangrijke attractor tijdens het lopen. Positive running betekent dat men rechtop blijft tijdens het lopen, met de heupen naar voren en de knieën in een voorwaartse richting. Dit om complicaties te voorkomen. Dit wordt verder uitgelegd in het hoofdstuk *Beweging in de Sagittale vlak, en Transversale as*.

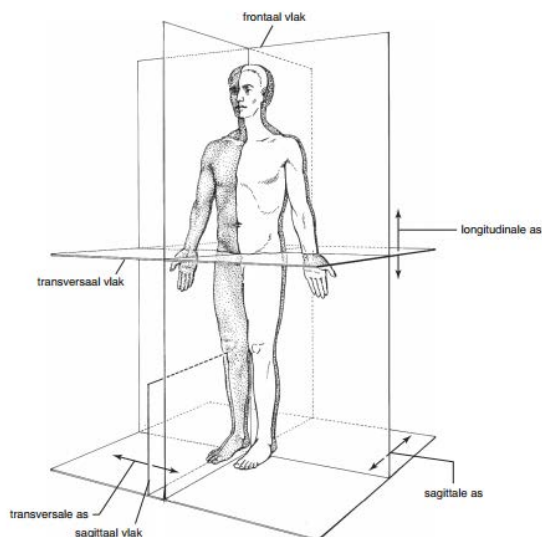
Hoewel er nog meer attractoren zijn binnen het lopen worden deze niet meegenomen tijdens dit onderzoek. Tijdens dit onderzoek worden de attractoren 1, 2 & 5 meegenomen en geanalyseerd.

Bekkenverschil mannen en vrouwen

Vrouwen hebben over het algemeen bredere bekken dan bij mannen. En dit brengt knikvoeten en X-benen met zich mee waardoor de kans op blessures groter worden. Door de knikvoeten zullen zij meer geneigd zijn om over de binnenkant van de voeten af te wikkelen waardoor men klachten kan krijgen aan de scheenbenen. Door de naar binnen staande knieën kunnen er klachten optreden aan het kniegewricht. Echter blijven de attractoren hetzelfde en hebben deze factoren geen invloed op de attractoren.

Bekken bij het lopen op hoge snelheid

De bekken kunnen in vier verschillende vlakken en assen bewegen, zoals te zien in *afbeelding 4*. De medio sagittaal vlak wordt hierbij niet meegenomen.



Afbeelding 4: Bewegingsvlakken en assen

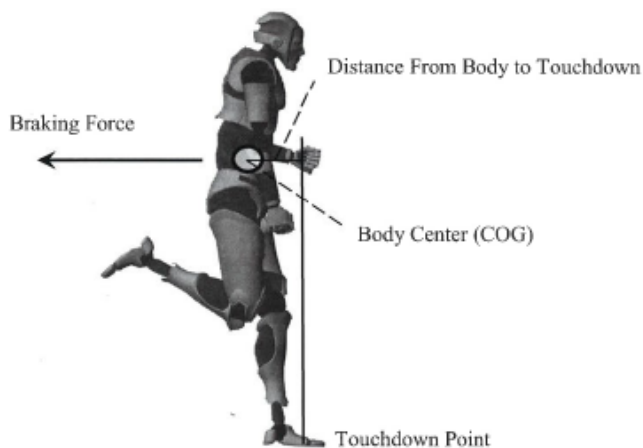
Bron: (Anatomie van de Heup)

Beweging in de Sagittale vlak, en Transversale as

Zowel de hamstrings als rugspieren hebben hun aanhechting aan de bekken. Ze spelen allebei een rol bij het **voor- of achteroverkantelen** van de bekken. Naast deze twee spieren zijn ook de m. iliopsoas en buikspieren verantwoordelijk voor de stand van het bekken (Bosch, 2012). Deze spieren werken allemaal richting een functionele totaalbeweging. Deze komen tot stand onder anderen bij de voorwaartse beweging van het zwaaibeen, na het loskomen van het grond.

Bosch en Klomp (2004) beschrijven dat voor lopen op hoge snelheid, het lichaam min of meer

rechtop moet blijven, zoals te zien in *afbeelding 5: Horizontale remmende krachten tijdens voetplant*. Dit eist dan een goede stabiliteit rondom de heup en bovenlichaam, en een goede intermusculaire samenwerking tussen de spieren aan de voor- en achterkant. Als een sprinter te ver naar voren leunt dan ontstaat er een lastarm ten opzichte van de steunpunt (verdere 'Touch down point'). Hierdoor krijgt men een rotatie moment naar voren. Dit kan men op twee manieren compenseren.



Afbeelding 5: Horizontale remmende krachten tijdens voetplant

Bron: (Mann, 2011)

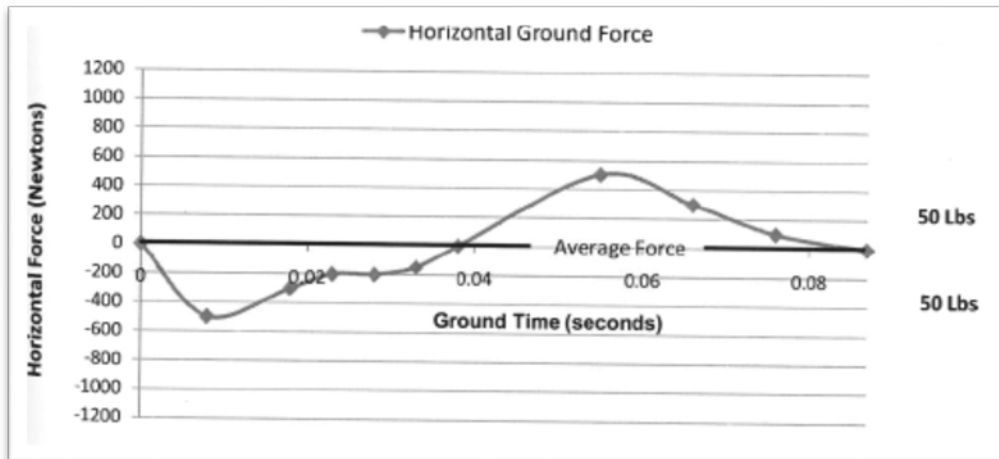
De **eerste** is om kracht te genereren in de tegenovergestelde richting. Dit ziet men dus terug bij de start en acceleratie fase waarbij een sprinter voorover loopt richting de 30m. Echter wordt dit ongunstig tijdens de maximale snelheid fase. De reden hierachter is dat de contacttijd dan heel lang blijft, en een atleet hierdoor niet voldoende kracht kan leveren om de lichaam zowel verticaal als horizontaal te verplaatsen. Mann (2011) beschrijft de benodigde kracht voor verplaatsing als volgt:

$$Force = Mass * \frac{Change\ in\ Velocity}{(Ground\ Time)}$$

Dit geldt voor veranderingen in zowel lateraal, horizontaal en verticale richtingen. Iemand die zich van A naar B wil verplaatsen vanuit stilstand wil dan voornamelijk horizontale kracht leveren. Naarmate men de maximale snelheid benadert gaat het verschil in snelheid (Change in velocity) langzaam richting de 0 aangezien de sprinter zijn of haar snelheid niet kan verhogen (Mann, 2011). Bij maximale snelheid geldt het volgende:

$$Horizontal\ Force = Mass * \frac{0}{(Ground\ Time)} = 0\ Newton$$

Zoals te zien in *grafiek 3: Horizontale sprint force during contact time* is er tijdens de eerste helft van de grondcontact een negatieve kracht die de sprinter afremt. Tijdens de tweede helft is dat een positieve kracht die de sprinter weer oppakt om de verloren snelheid weer te verkrijgen. Deze krachten werken dan tegen elkaar in, en krijgt men uiteindelijk een constante snelheid (Mann, 2011). Change in velocity blijft dan 0.



Grafiek 3: Horizontale sprint force during contact time

Bron: (Mann, 2011)

Echter betekent dit niet dat de sprinter geen kracht moet leveren om in beweging te blijven. Een sprinter moet toch voldoende kracht leveren voor het overwinnen van zwaartekracht (gedurende de zweeffase) om op snelheid te blijven. In een ideale situatie komt de voetplaatsing tijdens de maximale snelheidsfase net onder het lichaam zwaartepunt terecht (Bosch & Klomp, 2004). Hierdoor kan men meer kracht verticaal naar boven leveren.

$$Vertical\ Force = Mass * \frac{Change\ in\ Velocity}{(Ground\ Time)}$$

Contacttijd is een grote bepalende factor hierbij voor de kracht die uiteindelijk geleverd wordt.

De **tweede** scenario is dat de voet verder naar voren wordt gezet, anders zal het zwaartepunt voor het lichaam vallen. Helaas krijgt de sprinter dan een situatie waarbij de energie die ontstaan is bij de landing niet hergebruikt kan worden (Bosch & Klomp, 2004). Nu heeft de sprinter een houding waarbij de heupen naar achteren zijn, en de schouders en voeten voor het lichaam zwaartepunt. Hierdoor wordt er bij de landing energie verloren. Om dit te compenseren moet de atleet dan een hardere voetplant neerzetten. Hierdoor remt hij zichzelf af.

Young (z.j) beschrijft de redenering voor de hoge knie-inzet voor het lichaam als een

mechanisme om de hamstrings en gluteus onder spanning te zetten waardoor deze met meer power-output naar beneden kunnen versnellen. Hierdoor is de snelheid hoger op het moment van contact. Door deze hoge knie-inzet is de bewegingsmogelijkheid ook groter waardoor de versnelling beter kan verlopen richting de grond.

Beweging in de Frontale vlak en Sagittale as

Binnen de frontale vlak kan er beweging optreden in de positie van de bovenlichaam ten opzichte van de frontale vlak. Dit zorgt er uiteindelijk voor de er een onbalans ontstaat in bij de bekken. Hierdoor komen de voetplaatsingen niet meer onder het lichaam te vallen, en krijgt men een inefficiënte, onnodige laterale krachtproductie (Young, z.j) zoals af te lezen in de beneden genoemde formule.

$$Lateral\ Force = Mass * \frac{Change\ in\ Velocity}{(Ground\ Time)}$$

De attractor hiplock positie die van belang is als beschermingsmechanisme is in dit vlak te zien vanaf de voorkant. Door de kromming van de sias te analyseren en vergelijken kan men de hoek in kaart brengen.

Hypothese

De hypothese bij de onderzoeksvraag 'welke attractoren rondom de bekken, vanuit de theorie van dynamic systems, bevorderen de maximale sprintsnelheid op de 100m bij de vrouwelijke sprinters van Eindhoven atletiek' luidt dat als één attractor afwijkt van de efficiëntste positie of toestand, dat dit de totale loopketen beïnvloed en dat dit daardoor leidt tot een minder effectieve en efficiënte looppatroon.

Onderzoeksmethodologie

Methodologie

Tijdens dit onderzoek ging men kijken naar de techniek en de onderliggende mechanisme vanuit de theorieën van motorisch leren. Het doel van dit onderzoek was om te inventariseren of er attractoren aanwezig zijn rondom de bekken, en hoe deze de maximale snelheid van vrouwelijke sprinters van EA beïnvloeden.

Onderzoek model

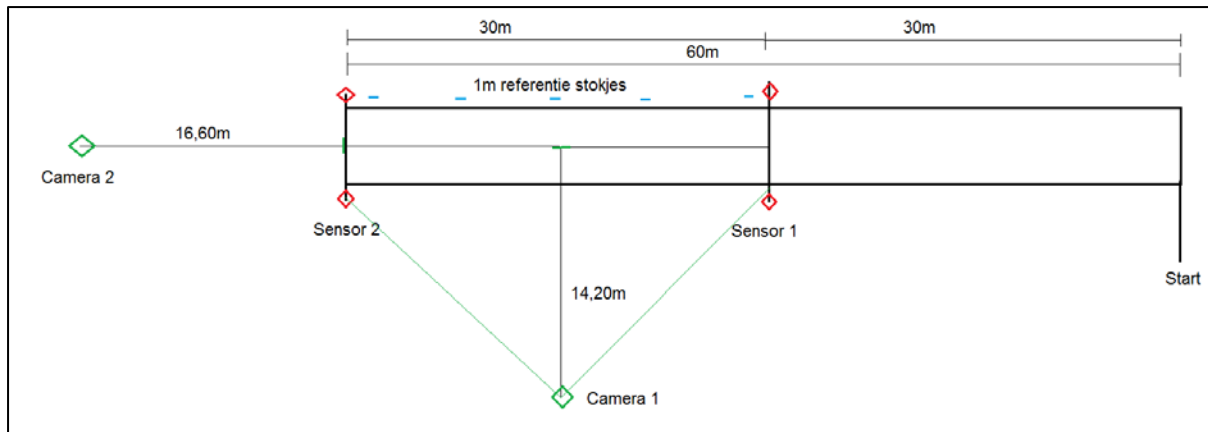
Dit was een empirisch non-participerend verkennend onderzoek door middel van observatie. De reden hiervoor was omdat er nog niet veel onderzoek gedaan was naar de theorieën van attractoren en fluctuaties. Dit was een empirische fundamentele vorm van onderzoek waarbij men binnen een bestaande theorie ging observeren.

In de literatuur werd de theorie van attractoren beschreven. Hieruit kwam voort dat er mogelijk een paar vaste attractoren rondom de heupen en onderste extremiteiten aanwezig waren. Het doel van deze meting was om te inventariseren of deze attractoren een relatie hadden met de geleverde prestatie die uitgedrukt werd in tijd.

Tijdens dit onderzoek werd er gekeken naar twee verschillende vlakken en assen bij de bekken en de bijbehorende attractoren. Vervolgens werden atleten geanalyseerd door middel van video opnames. Hierbij werd er gekeken naar de contacttijd, verschillende hoeken & posities van de bekken (& bovenlichaam) en de bijbehorende attractoren. Dit werd dan gekoppeld aan de snelheid tussen de 30m en 60m, de maximale snelheid fase.

Vanuit de literatuuronderzoek kan men attractors vaststellen en in welke vlakken en assen deze voor komen. Zo ging men tijdens deze meting de volgende punten observeren;

- Sagittale vlak observeren door middel van een camera (1):
 - Positie bovenlichaam in de sagittale vlak.
 - Contacttijd
 - Passen, Paslengte en frequentie
 - Hoek van de bovenbeen (knie inzet, heupflexie)
- Frontale vlak observeren door middel van een camera (2) voor het bestuderen van de:
 - Hiplock positie
 - Laterale kanteling van de bovenlichaam t.o.v. de sagittale vlak.
- Sprinttijd, tussen de 30 en 60 meter door middel van een TC Bower Timer system



Afbeelding 6: Opstelling meting

Camera 1 is een NIKKEI EXTREME X6 met standaard. Hiermee kon men filmen en vertragen tot 120fps. Dit was essentieel bij het berekenen van de contacttijd. De filmer had de atleet gevolgd vanaf 5m voor de sensor 1 lijn, tot 5 meter na de sensor 2 (finish) lijn. Dit gebeurde door middel van een ingebouwde grid waardoor de atleet constant in het midden van de camera bleef. Vervolgens kon men de hoeken van de knieën en positie van het bovenlichaam meten met behulp van Kinovea. Deze camera positie was gekozen om accuraat de hele 30 meter te kunnen filmen zodat het volledig lichaam van de atleten op beeld werd gebracht tijdens het lopen in de sagittale vlak.

Camera 2 is een Canon Legria HF M52 met grid & standaard. Deze gebruikte men voor het filmen vanaf de voorkant door middel van een grid zodat het lichaam van de atleet centraal bleef. De positie van de bovenlichaam en bekken konden makkelijk bepaald worden met de snelheid van deze camera. Tijdens het filmen werd de atleet gevolgd door de camera, en werd de atleet mee gezoemd. De bijbehorende afstanden van de camera's zijn ook te zien op *afbeelding 6: Opstelling meting*. 14,20m voor camera 1, en 16,60m voor camera 2. Dit in verband met het volledig kunnen filmen van de atleten, maar toch kunnen behouden van de kwaliteit van een scherpe beeld. Zodra de atleet begon met lopen werd zij met deze camera mee gezoemd zodat de bekken en volledige lichaam goed in beeld bleven.

Tijdens de meting werd er een Brower timing system TC Timer gebruikt voor het meten van de tijd tussen de 30 en 60 meter.

Tijdens het opstellen waren dezelfde afstanden gebruikt zoals afgebeeld in *afbeelding 6: Opstelling meting*.

Criteria selectie sprinters

Eindhoven atletiek heeft een populatie van boven de 1500+ leden. Hieronder vallen verschillende atletiek onderdelen. De sprint groep maakt een kleine 5% van alle leden uit van dit aantal. De helft daarvan zijn vrouwen tussen de 17 en 35. Dit is dan exclusief de kinderen tussen 4 en 16jaar.

De geselecteerde atleten hebben een leeftijd van 18 tot en met 30. Dit zijn zes atleten van hoog, matig en laag niveau. Deze steekproef vond plaats door deze eenheden die representatief zijn voor de populatie. Atleten A en B hebben een PR op de 100m sprint onder de 12 seconden. Atleten C en D hebben een PR tussen de 12 en 14 seconden op de 100m sprint. En atleten E en F hebben een PR boven de 14 seconden op de 100m sprint.

Regels met betrekking tot omstandigheden

De atleten liepen op baan 4 bij Eindhoven Atletiek van rechts naar links. Windsnelheid mocht niet meer zijn dan 5 kilometer per uur of 1.5 meter per seconde. Windkracht 1 op de Beaufort schaal.

In verband met camera 2 werden atleten gevraagd om na de finish af te wijken naar baan 3 om uit te lopen. Ze hebben 14 meter de afstand om na de Finish (60m) af te wijken. Dit had verder geen invloed op de snelheid zelf die tussen de 30 en 60 meter werd gemeten. De temperatuur mocht niet minder of meer zijn dan 2 graden Celsius verschil tussen de verschillende meetmomenten. De tijdstip van de metingen was om 14:00 in de middag. De metingen mochten niet meer dan 2 uur verschillen van deze tijdstip.

Instructie aan de deelnemers

Alle deelnemers werden gevraagd om flexibele sprint kleding mee te nemen. Het liefst kleding die niet te groot vallen (evt. T-shirt in broek) in verband met de analyses die achteraf uitgevoerd moesten worden. Atleten werden gevraagd om 3 maal 60 meter te sprinten met spikes vanuit een driepunt start na een specifieke RAMP-warming up met 6 minuten pauze tussen de sprinten in. Één keer op 95% van de maximale snelheid, en twee keer 90% van de maximale snelheid. Dit in verband met het feit dat de atleten makkelijk de 95% in kunnen schatten.

Alle atleten kregen een 6cm fysio tape op de kromming van de sias. Dit in verband met het kunnen traceren van de bekken tijdens het lopen. Nadat deze wordt gezet mochten ze niet meer aan de kleding komen.

Als warming up voor de meting kregen de atleten allemaal dezelfde warming up. Dit is een

sport specifieke RAMP warming. Race begon met 800 meter inlopen met toe-touchers, huppelen en andere loopvariaties. Activate & Mobilize: de activatie en mobilisatie van de spieren en gewrichten werden uitgevoerd door middel van twee bestaande movepreps waar de atleten al mee bekend waren. De eerste moveprep bevat oefeningen zoals knie hugs, hip crossover, scorpion, lungevariaties en squat variaties. De tweede moveprep richt zich op mobilisatie door middel van mobiliteit oefeningen. Hierin komen oefeningen zoals legswings en sumosquats naar voren. Na deze oefeningen kwam de 'Potentiate' fase. Hier gingen de atleten overschakelen naar wat explosievere oefeningen binnen de warming up. Atleten moesten hierbij opbouwend 6x 15m A-skip variaties uitvoeren om vervolgens over te gaan schakelen naar volledige skippings (4x 15m). Atleten konden hierna 2x 80m versnellen en aan het einde van de warming up aangeven of ze warm genoeg zijn in alle aspecten van de sprint om aan de testen te kunnen beginnen.

Data en observatie techniek

Zoals uitgelegd in het hoofdstuk *Onderzoek model* werden de observaties gemaakt door middel van twee camera's die aan de zijkant en voorkant werden geplaatst. De camera aan de zijkant werd ingezet voor het observeren van acht belangrijke parameters. Parameters werden achteraf met behulp van Kinovea geanalyseerd.

P1: Hoek bovenbeen in sagittale vlak. (Heup flexie)

P2: Positie bovenlichaam binnen sag. vlak



P1: HP2: Positie bovenlichaam
sagittbinnen Sag. vlak

P3: Aantal passen

Het aantal passen kon men tellen door middel van het vertragen van de videobeelden. Hierdoor kan men precies zien waar de stappen beginnen en eindigen. Dit was eenvoudig te doen door middel van de Nikkei X6 (120fps). Als gevolg hiervan kon men over de 30m ook de bijbehorende pasfrequentie en paslengte uitrekenen.

P4: Paslengte

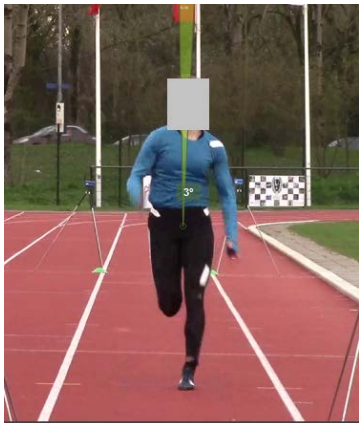
P5: Pasfrequentie.

P6: Contacttijd

De contacttijd werd uitgerekend door de voetplaatsing nauwkeurig te observeren. Hierbij ging men kijken naar het contact moment, en het moment dat het voet weer van de grond afkomt. Het verschil in tijd hierbij was de contact tijd. De aantal seconden dat een persoon contact maakt met de grond. Dit werd dan voor minimaal 4 verschillende stappen gemeten, en vervolgens werd de gemiddelde hiervan genomen. Dit werd ook gedaan met behulp van Kinovea. De tweede camera was noodzakelijk voor het opnemen van de:

P7: Bekken abductie.

P8: Laterale beweging van de bovenlichaam; de gem. Positie van het bovenlichaam binnen de frontale vlak.



P8: de gem. Positie van het

P7: Bekken abductie

bovenlichaam binnen de frontale vlak

Alle gegevens werden verzameld in een Excel document samen met de opgenomen tijd door de tijdswaarnemer Brower TC Timer. De beenlengtes (P9) werden ook uit controle gemeten en vervolgens vergeleken met de parameters. Alle gegevens worden vervolgens geanalyseerd in SPSS (v19). Hiermee werden correlaties (Pearson) berekend.

Resultaten

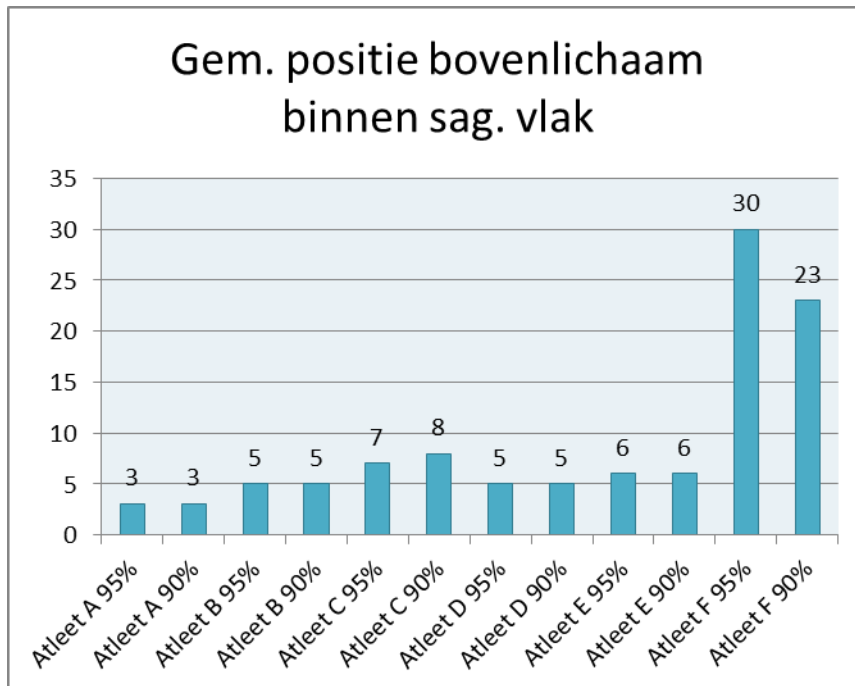
Het doel van dit onderzoek was om het vraag 'Welke attractoren rondom de bekken, vanuit de theorie van dynamic systems, bevorderen de maximale sprintsnelheid op de 100m bij de vrouwelijke sprinters' te beantwoorden. Hieronder ziet men de verzamelde gegevens van de 6 atleten die mee hebben gedaan aan dit onderzoek. Dit zijn allemaal atleten die lid zijn van Eindhoven atletiek. Leeftijden van deze dames zijn tussen de 18 en de 30. Dit zijn zes atleten van hoog, matig en laag niveau. Deze steekproef vindt plaats door deze eenheden die representatief zijn voor de populatie. Atleten A en B hebben een PR op de 100m sprint onder de 12 seconden. Atleten C en D hebben een PR tussen de 12 en 14 seconden op de 100m sprint. En atleten E en F hebben een PR boven de 14 seconden op de 100m sprint. Hieronder volgen de gegevens die uit de analyses zijn gekomen.

Atleet:	Gevraagde %:	100% snelheid tussen 30-60m	Geleverde percentage %:	Tijd tussen 30-60m:	gem. Contacttijd 30-60m:	gem. Positie bovenlichaam binnen Sag. Vlak	gem. Positie bovenlichaam binnen Front. Vlak	gem. Hoek bovenbenen in Sag. Vlak	gem. Graden bekken abductie	Aantal Passen:	Gem. Paslengte:	Pasfrequentie:	Beenlengtes:
Atleet A	95%	3.15	96.0%	3.28	0.096	3	3	78	13	13.5	2.22	4.12	104.5
Atleet A	90%	3.15	89.4%	3.52	0.100	3	3	74	13	14.0	2.14	3.98	104.5
Atleet B	95%	3.38	94.6%	3.57	0.118	5	2	73	12	14.2	2.11	3.98	98.9
Atleet B	90%	3.38	89.6%	3.77	0.112	5	2	70	14	14.2	2.11	3.77	98.9
Atleet C	95%	3.29	93.9%	3.51	0.098	7	5	69	17	15.5	1.94	4.42	102
Atleet C	90%	3.29	91.0%	3.62	0.106	8	4	70	16	15.8	1.90	4.36	102
Atleet D	95%	3.54	93.8%	3.77	0.102	5	3	78	10	15.5	1.94	4.11	89.3
Atleet D	90%	3.54	90.7%	3.90	0.104	5	3	75	8	15.8	1.90	4.05	89.3
Atleet E	95%	3.51	94.4%	3.72	0.122	6	4	71	16	14.6	2.05	3.92	98
Atleet E	90%	3.51	90.5%	3.88	0.126	6	5	65	10	15.4	1.95	3.97	98
Atleet F	95%	3.79	95.0%	3.99	0.134	30	18	61	12	16.2	1.85	4.06	101
Atleet F	90%	3.79	89.8%	4.22	0.144	23	20	58	11	17.0	1.76	4.03	101

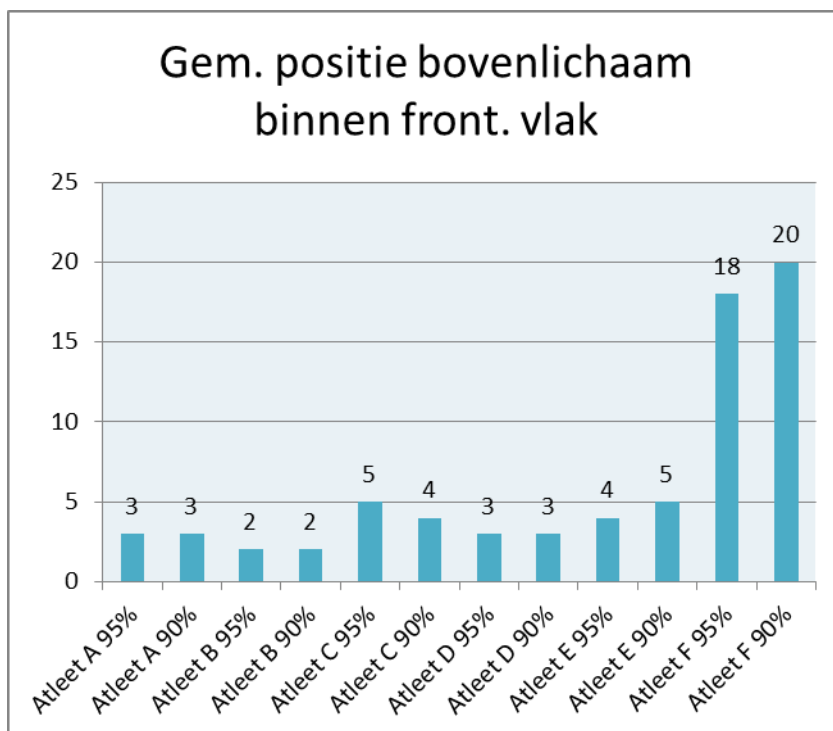
Tabel 1: Resultaten onderzoek

Het functioneren van de bekken bij vrouwen tijdens het lopen op hoge snelheid

Door middel van SPSS (v19) kwamen correlaties (Pearson) naar boven. Er kwamen een aantal hoge ($r > 0.7$) en middelmatig ($0.5 < r < 0.7$) correlaties uit de analyse. Echter werden deze te sterk beïnvloed door de afwijkende resultaten van Atleet F zoals te zien in *grafiek 4: Gem. positie bovenlichaam binnen Sag. vlak* en *grafiek 5: Gem. positie bovenlichaam binnen front. vlak*.



Grafiek 4: Gem. positie bovenlichaam binnen Sag. vlak



Grafiek 5: Gem. positie bovenlichaam binnen front. vlak

Het functioneren van de bekken bij vrouwen tijdens het lopen op hoge snelheid

Aangezien de beperkte aantal atleten werd de betrouwbaarheid hierdoor aangetast. Als gevolg heeft men gekozen om de gegevens van Atleet F achterwege te laten in de analyses. Als gevolg van de beperkte aantal atleten gaat men met een betrouwbaarheid van 90% werken.

Resultaten 95% van de maximale loopsnelheid

Uit de gegevens van *tabel 2 'Correlaties bij 95% van de maximale snelheid'* blijkt dat er een sterke correlaties aanwezig is tussen de gemeten parameters bij deze snelheid. Er bestaat een significante positieve relatie tussen positie van het boven lichaam (P2) en flexie van de heup (P1: bovenbeen omhoog) van 0.858 ($p=0.063$).

Daarnaast heeft het bovenlichaam (P2) ook twee andere correlaties. Zowel met de aantal passen (P3) met een relatie van 0.770 ($p=0.127$), als de paslengte (P4) met een relatie van - 0.796 ($p=0.107$). Echter is de betrouwbaarheid hiervan, voornamelijk door de beperkte aantal deelnemers, net iets lager dan 90% voor allebei de correlaties.

Uit de gegevens is ook af te lijden dat er een significante correlatie ontstaat tussen de positie van het lichaam in de frontale vlak (P8) en abductie in de bekken (P7) van 0.822 ($p=0.088$).

Uit de resultaten blijkt dat de tijd ook een sterke correlatie heeft met de beenlengte (P9). Een negatieve correlatie van -0.864 ($p=0.059$). Daarnaast ook een belangrijke correlatie tussen de knie inzet (P1: bovenbeen) en bekken abductie (P7) van -0.837 ($p=0.077$)

De laatste correlaties bij het lopen op 95% van de maximale loopsnelheid is tussen de contacttijd (P6) en de pasfrequentie (P5). Dit was een correlatie van - 0.777 ($p=0.122$) wat dan betekent dat een hogere pasfrequentie een negatieve invloed heeft op de contacttijd (contacttijd wordt minder).

Resultaten 90% van de maximale loopsnelheid

Gegevens van de 90% van de maximale loopsnelheid werden ook geanalyseerd door middel van SPSS (v19). *Tabel 3: 'Correlaties 90% van de maximale snelheid'* in de bijlagen geeft een overzicht van de significante correlaties. Hieruit kwamen voornamelijk hoge correlaties naar voren. De eerste was de correlatie tussen de tijd (30-60m) en abductie van de bekken. Hieruit kwam een correlatie van -0.793 ($p=0.153$). Echter is de betrouwbaarheid onder de 90%; namelijk 84.7%.

Daarnaast ontstond er ook een correlatie tussen contacttijd (P6) en de knie-inzet (P1) van -0.923 ($p=0.25$). Deze twee parameters versterken elkaar enorm op een negatieve manier tijdens het lopen op hoge snelheid.

De net zo belangrijke correlatie bij de 90% snelheid is de relatie tussen de bekken (P7) en beenlengte (P9). Hieruit blijkt dat beenlengte ook een positieve invloed heeft op de abductie van de vrije bekkenhelft. Dit blijkt uit een correlatie van 0.794 ($p=0.109$). Echter is de betrouwbaarheid hiervan lager dan 90%.

Uit de gegevens komt voort dat er ook een sterke correlatie ontstaat tussen de tijd en beenlengte. Een correlatie van -0.858 ($p=0.63$). Deze wordt in de discussie verder toegelicht.

Resultaten individuele atleten

Naast de analyses van SPSS (v19) zijn de verschillen in parameters apart berekend per atleet. Dit is mogelijk door de beperkte aantal atleten. Dit is dan te zien in *tabel 4: 'Verskil tussen 90% & 95% van de maximale loopsnelheid per atleet per parameter'* in de bijlagen. Bij 4 van de 5 atleten is er sprake van een regressie in de aantal gemaakte passen en contacttijd tussen 90 van de maximale loopsnelheid en 95% van de maximale loopsnelheid. Atleet B daarentegen behoudt dezelfde aantal passen, krijgt een grotere contacttijd, maar krijgt een kleinere vluchttijd.

Zoals te zien in Tabel 4 is er een duidelijke daling in contacttijd en een verhoging in knie inzet tijdens het lopen op hoge snelheden. Echter is er bij atleet B een langere contacttijd, kleinere knie-inzet en lagere bekken abductie bij 95% van de maximale loopsnelheid vergeleken met 90% van de maximale loopsnelheid.

Discussie

Introductie discussie

In de discussie wordt heel kritisch naar de resultaten gekeken. Tegelijkertijd wordt de link gemaakt van de literatuurstudie naar de uiteindelijke hypothese en resultaten van de analyses. De hypothese luidt dat 'als één attractor afwijkt van de efficiëntste positie of toestand, dat dit de totale loopketen beïnvloed en dat dit daardoor leidt tot een minder effectieve en efficiënte looppatroon'.

Tijdens dit onderzoek waren er 6 atleten die mee hebben gedaan aan een sprint meting. De bedoeling hiervan was om het in kaart brengen, aan de hand van de correlaties, van de mogelijke attractoren rondom de bekken die een rol spelen tijdens het lopen op hoge snelheid.

Atleten

Men heeft gekozen om drie verschillende niveaus te pakken tijdens de metingen. Twee atleten (AB) die onder de 12 seconde lopen op de 100m, twee atleten (C,D) die tussen de 12 en 14 seconde lopen, en twee atleten (E,F) die boven de 14 seconde lopen. Deze atleten die representatief waren voor de huidige populatie waren gekozen. De 95% snelheid werd gekozen om te voorkomen dat atleten overbelast raken tijdens voor wedstrijd periode. Dit is de normale trainingsintensiteit als men maximaal wil geven tijdens een training.

Zes atleten werden geanalyseerd tijdens deze meting, waarvan van één de gegevens niet mee werden genomen. Dit in verband met de sterk afwijkende gegevens van Atleet F. Hierdoor heeft men gekozen om deze gegevens achterwege te laten tijdens de analyses.

Echter komen veel correlaties met hoge betrouwbaarheden voor uit de gemeten parameters. Op basis hiervan kan men stellen dat tijdens een herhaling van dit onderzoek ongeveer de zelfde verbanden naar boven zullen komen.

Voorbereiding

Als warming up voor de meting kregen de atleten allemaal dezelfde warming up. Dit was een sport specifieke RAMP warming. Race begint met 800 meter inlopen met toe-touchers, huppelen en andere loopvariaties. Activate & Mobilize: de activatie en mobilisatie van de spieren en gewrichten werden uitgevoerd door middel van twee bestaande movepreps waar de atleten al mee bekend waren. De eerste moveprep bevat oefeningen zoals knie hugs, hip crossover, scorpion, lungevariaties en squat variaties. De tweede moveprep richt zich op mobilisatie door middel van mobiliteit oefeningen. Hierin komen oefeningen zoals legswings en sumosquats naar voren. Na deze oefeningen komen we bij de Potentiate fase. Hier gaan de atleten overschakelen naar wat explosievere oefeningen binnen de warming up. Atleten

Het functioneren van de bekken bij vrouwen tijdens het lopen op hoge snelheid

moeten hierbij opbouwend 6x 15m A-skip variaties uitvoeren om vervolgens over te gaan schakelen naar volledige skippings. Atleten kunnen hierna 2x 80m versnellen en aan het einde van de warming up aangeven of ze warm genoeg zijn in alle aspecten van de sprint. Zo niet werd er op in gegaan en een vervolg warming up gegeven. Echter was dit niet het geval bij de geanalyseerde atleten. Na de warming up kregen alle atleten een blauwe tape op de kromming van de sias. Deze werden door één persoon aangebracht om te verzekeren dat dit elke keer hetzelfde blijft.

De camera's werden altijd op dezelfde locatie gezet en er werd rekening gehouden met windweerstand en temperatuur. Dit was gemiddeld 19 graden +/- 1 graad. De windsterkte was niet meer dan 5 m/s.

Camera's werden volledig opgeladen voor gebruik om ervoor te zorgen dat er geen andere camera gebruikt moest worden. Daarnaast werd de 'grid' geactiveerd om ervoor te zorgen dat de atleet altijd centraal bleef tijdens het filmen. Met camera 2 werd mee gezoemd zodat de atleten altijd in beeld blijven. Camera (met 120fps) werd gebruikt om van de zijkant te filmen. Hierdoor kan er precies gekeken worden hoe groot de hoeken zijn.

Vanzelfsprekend kan er geen rekening gehouden worden met de fysieke toestand van de atleten. Gezondheid, goede voeding en voldoende rust zijn allemaal subjectieve parameters die van invloed kunnen zijn over de uitvoering. Echter waren invloeden zoals spierpijn en vermoeidheid (door sporten) geen factoren die van invloed waren. Deze stelling komt vanuit het feit dat de atleten C tot F geen training hadden van tevoren, en ook niet de dag ervoor. Atleten A & B hadden de dag daarvoor een training van lage intensiteit en waren voldoende hersteld om mee te doen aan dit onderzoek.

Interpretatie resultaten 95% van de maximale loopsnelheid

Uit de resultaten van de analyses blijkt dat er vrij sterke correlaties zijn ontstaan tussen bepaalde parameters. Met name het belang van de positie van het bovenlichaam (P2). Bij de analyse van 95% van de maximale loopsnelheid kwam voort dat er een belangrijke correlatie is tussen het bovenlichaam (P2) en de bovenbeen/knie inzet (P1), met een correlatie van 0.822 ($p=0.63$). Ondanks de beperkte aantal metingen was er een betrouwbaarheid van 93.7%. Dit ziet men ook in de praktijk terug. Een kleine moment naar voren draagt bij aan de snelheid. Echter moet wel benoemd worden dat dit tot een bepaalde hoek is.

Zoals beschreven in hoofdstuk 'Literatuuronderzoek'. Als een sprinter te ver naar voren leunt dan ontstaat er een lastarm ten opzichte van de steunpunt (verdere 'Touch down point'). Dit kan met dan op twee manieren compenseren. De eerste is om meer kracht te produceren

naar voren om het te compenseren, en de tweede is afremmen door het voetplaatsing verder naar voren te zetten. Uit de gegevens blijkt dat het produceren van extra kracht zeker mogelijk is. Maar extra kracht produceren kan niet oneindig. Er is een platue waar men tegenaan loopt, en hierbij hoort ook een bepaalde hoek. Deze specifieke hoek moet verder onderzoek naar gedaan worden.

Uit de gegevens blijkt dat de positie van het bovenlichaam (P2) ook een correlatie heeft met de aantal passen (P3) die men maakt; namelijk 0.770 ($p=0.127$). Dit is mogelijk te relateren aan dezelfde voorwaartse moment als bij de P2-P1 relatie. Door meer stappen te zetten kan men vaker kracht leveren aan de grond en hierdoor het moment in balans houden. Echter is de betrouwbaarheid hiervan relatief laag; namelijk 87.3%. Doordat de passen frequenter worden, neemt de paslengte dan automatisch af. Dit verklaart dan de correlatie tussen bovenlichaam (P2) en paslengte (P4) van -0.796 ($p=0.107$). Als gevolg van de pasfrequentie (P5) die hoger wordt samen met de aantal passen (P3), gaat de contacttijd (P6) omlaag. Dit blijkt uit een correlatie van -0.777 ($p=0.122$). Door meer stappen te maken kan men het gebrek aan kracht compenseren. Dit is ook terug te relateren aan het formule van Ralph Mann (2011) waarbij contacttijd bepalend is voor de kracht die geleverd wordt aan de grond. Echter is deze correlatie door de beperkt aantal atleten relatief gezien niet heel betrouwbaar.

Nog een belangrijke correlatie bij het lopen bij 95% van de maximale loopsnelheid is relatie tussen de positie van het bovenlichaam in de frontale vlak (P8) en de bekken abductie (P7) van 0.822 ($p=0.088$). Dit ziet men ook terug in de praktijk. Door de snelheid en positie waarmee de bekken naar boven komen moet men compenseren door een laterale bewegingen in de tegenovergestelde richting. Dit voorkomt een laterale lastarm zijwaarts. Echter is deze correlatie niet oneindig geldig. Dit is ook tot een bepaalde hoek effectief. Hier moet verdere onderzoek naar gedaan worden. Dit ziet men ook terug in de praktijk waarbij atleten actief meehelpen in de bekken abductie door het bovenlichaam lateraal te kantelen om een kant op te sluiten terwijl zij de stand kant volledig uitstrekken. Echter moet men erop letten dat dit niet te ver naar buiten gaat, met gevolg dat er een laterale "Force" moet ontstaan om dit te compenseren. Zoals beschreven in de formule van Ralph Mann (2011) heeft een 'laterale force production' geen meerwaarde. Dit is verloren energy die gebruikt kan worden om voorwaarts te bewegen.

$$\text{Vertical, Lateral or Horizontal Force} = \text{Mass} * \frac{\text{Change in Velocity}}{\text{(Ground Time)}}$$

De beenlengte had geen correlatie met de pas parameters. Hoewel er wel een relatie te zien was tussen de tijd en beenlengte (P9). Dit was een correlatie van -0.864 ($p=0.059$). Dit

betekent dat langere benen een negatieve (minder tijd) invloed hebben op de tijd tussen de 30 en 60m. Mogelijk doordat er een langere weg naar beneden ontstaat waardoor men meer kracht kan produceren (Young, z.j). Uit de formule van Mann (2011) blijkt dat de contacttijd een grote bepalende factor is voor de geleverde horizontale kracht. Dit zou mogelijk betekenen dat hoe langer de weg naar beneden, hoe harder de voetplaatsing neerkomt, en in combinatie met een korte contacttijd, hoe meer kracht een persoon neer kan zetten om zich voorwaarts te verplaatsen.

Tussen één van de belangrijkste correlaties, de knie inzet (P1: Hoek bovenbeen) en bekken abductie (P7) ontstaat er een correlatie van -0.837 ($p=0.077$). Dit lijkt heel tegenstrijdig te zijn maar kan, mede dankzij de beperkte aantal atleten die geanalyseerd zijn, verklaard worden door de verschillende loopstijlen van de atleten die mee hebben gedaan aan dit onderzoek.

Atleet:	Geleverde %:	Tijd (30-60m):	gem. Contacttijd:	gem. Positie bovenlichaam binnen Sag. Vlak	gem. Positie bovenlichaam binnen Front. Vlak	gem. Hoek bovenbeen in Sag. vlak	gem. Graden bekken abductie	Aantal Passen:	Gem. Paslengte:	Pasfrequentie:
A	96.0%	3.28	0.096	3	3	78	13	13.5	2.22	4.12
B	94.6%	3.57	0.118	5	2	73	12	14.2	2.11	3.98
C	93.9%	3.51	0.098	7	5	69	17	15.5	1.94	4.42
D	93.8%	3.77	0.102	5	3	78	10	15.5	1.94	4.11
E	94.4%	3.72	0.122	6	4	71	16	14.6	2.05	3.92

Tabel 5: Abductie bekken (P7) en knie inzet (P1: hoek bovenbeen) op 95% van de maximale loopsnelheid

Zoals hierboven in *tabel 2 & 5* weergegeven hebben de twee parameters abductie van de vrije bekkenhelft (P7) & hoek bovenbeen (P1) in sagittale vlak een negatieve correlatie met elkaar. Door te kijken naar de praktijk kan men mogelijk stellen dat Atleet A en D, twee atleten met een relatief hoge knie inzet (P1), meer “grove” elementen bevatten in hun looptechniek. Dit wil zeggen dat deze twee atleten meer vanuit “kracht” en grove motoriek lopen waardoor de abductie van de bekken (P7) relatief laag blijven. Dit zijn in de praktijk de “knie heffers”. Bij atleten C en E is dit echter het tegenovergestelde. Deze twee atleten lopen vanuit de fijne motoriek, en hebben een grotere heup inzet vergeleken atleten A en D.

Interpretatie resultaten 90% van de maximale loopsnelheid

Net als op 95% van de maximale loopsnelheid ontstaat er ook bij 90% van de maximale loopsnelheid ontstaat er een correlatie tussen tijd en beenlengte (P9). Een negatieve correlatie (minder tijd) van -0.858 ($p=0.063$). Dit blijft een belangrijke correlatie zowel op 90% als 95% van de maximale loopsnelheid. Dit heeft dan ook mogelijk te maken met de 'langere weg naar beneden' met gevolg voor het systeem dat men dan sneller gaat lopen. Uit de gegevens van de 90% van de maximale loopsnelheid analyse blijkt er wel een belangrijke correlatie te liggen tussen de tijd en bekken abductie (P7). Namelijk een significante negatieve relatie van -0.739 ($p=0.153$). Dit is mogelijk terug te relateren aan de formule van Mann (2011) waarbij er bij een grotere snelheid een grotere voorwaartse kracht ontstaat mede door een lage contacttijd waardoor men dus die grote krachten op met vangen in een gecontroleerde houding, namelijk de abductie van de vrije bekkenhelft (Bosch, 2012). Hetzelfde geldt ook voor de correlatie tussen de bekken abductie (P7) en beenlengte (P9) van 0.794 ($p=0.109$) waarbij er een 'langere weg naar beneden' plaatsvindt. Echter zijn deze redentatie niet betrouwbaar mede door de relatief lage betrouwbaarheid percentage die onder de 90% komt te zitten.

Uit de gegevens blijkt dat naarmate de contacttijd (P6) minder wordt, dat de knie inzet (P1: hoek bovenbeen) groter wordt. Dit kan men relateren aan de formule van Mann (2011) waarbij de contacttijd bepalend is voor de kracht die op de grond komt.

$$Force = Mass * \frac{Change\ in\ Velocity}{(Ground\ Time)}$$

Hoe groter deze kracht (minder contacttijd), hoe meer kracht naar boven komt richting de bekken die opgevangen moet worden.

Attractoren

Attractoren komen tot stand door middel van zelforganisatie. Hierbij komen nieuwe beweegpatronen tot stand door interactie tussen verschillende systemen. Deze nieuwe patronen die tot stand komen vormen zich aan de hand van **voorkeur patronen of gedragen** (Bosch, 2012). Uit de resultaten van de analyses blijkt dat vooral de positie van het bovenlichaam (P2: positive running position) mogelijk bepalend is voor veel factoren en andere attractoren. Onder anderen de positie van neerkomst van de stand been, en daardoor ook de reactie kracht van de grond die dan ook mogelijk bepalend is voor de uiteindelijke hiplock positie (P7). Hoe groter de snelheid hoe meer kracht nodig om die te behouden. Dit kan door middel van een hogere pasfrequentie, of een kortere contacttijd om hetzelfde resultaat te behalen.

Uit de analyse en correlaties blijkt dat er een hiërarchiesysteem heerst over de parameters. Hiermee wordt er bedoeld dat één attractor verantwoordelijk is voor het functioneren van het volgende. Vermoedelijk komt dit vanwege een systeem die door middel van verschillende attractoren die zich richting een totaal beweging richten (Bosch, 2012). De componenten zijn op zodanig elkaar afgestemd dat als er één eruit valt, dat het totale systeem moeite mee heeft om dit te compenseren. Echter moet wel benoemd worden dat deze attractoren zich vormen aan de hand van persoonlijke voorkeuren en fysieke gesteldheid. Mensen die bijvoorbeeld grover van aard zijn zullen een net iets andere looppatroon hebben dan iemand die vanuit de fijne motoriek gaat lopen.

Uit de correlaties kwamen voort dat bepaalde attractoren zoals effectiever kunnen zijn mits deze in een net iets andere positie komen. De positie van het bovenlichaam mogelijk bij kan dragen aan een voorwaartse moment wat uiteindelijk een hogere knie inzet kan leveren . Dit vraag is echter tot welke hoek deze positieve invloed geldig is. Daarnaast blijkt ook uit de gegevens dat een laterale kanteling mogelijk een stimulans is voor een grotere bekkenabductie. Echter is de vraag tot hoever dit gunstig is; zowel de laterale flexie als de abductie van de bekken. Daarnaast is het ook interessant om te weten wat voor invloed voorkeursmotoriek kan hebben op de looppatroon.

Dit zijn vier vervolg onderzoek onderwerpen wat nog onderzocht moeten worden om een duidelijke beeld te krijgen over hoe attractoren de looppatroon kunnen bevorderen, en hoe men dit kan koppelen aan de voorkeuren van een atleet.

Een onderzoek die zeker toegevoegde waarde hierbij zou hebben is naar de precieze hoek en positie van de knieën op het moment dat de bekken abductie optimaal is, bij verschillende niveaus, en hoeveel bescherming de hiplock positie eigenlijk biedt.

Conclusie en Aanbevelingen

Conclusie

Aan het begin van dit onderzoek stond het volgende vraag centraal:

Welke attractoren rondom de bekken, vanuit de theorie van dynamic systems, bevorderen de maximale sprintsnelheid op de 100m bij de vrouwelijke sprinters van Eindhoven atletiek?

Het antwoord hierop blijkt uit de resultaten een complexe samenwerking tussen de verschillende attractoren te zijn. Dit is een systeem waarbij één attractor een ander bevordert, met de 'positive running position' als kern. Uit deze attractor kunnen de rest zich vastbinden.

Vanuit de positie van het bovenlichaam vormt zich een keten van attractoren die, op hun beurt, stabiliteit en efficiëntie bieden tijdens het lopen op hoge snelheid. Uit de resultaten blijkt wel dat de voetplaatsing van bovenaf sterk gerelateerd is aan de contacttijd in combinatie met de triple extension en tegelijkertijd een positieve invloed heeft op de knie inzet en hiplock positie door deze proximaal-distaal werking. Hierdoor is de GRF groter en kan er met meer kracht de hiplock positie in.

Eén enkel attractor is niet verantwoordelijk voor het bevorderen van de snelheid. Echter de samenwerking tussen deze attractoren door middel van een hiërarchische model, maar ze zijn zeker aanwezig en bevorderen, zowel als beschermen, het gehele looppatroon.

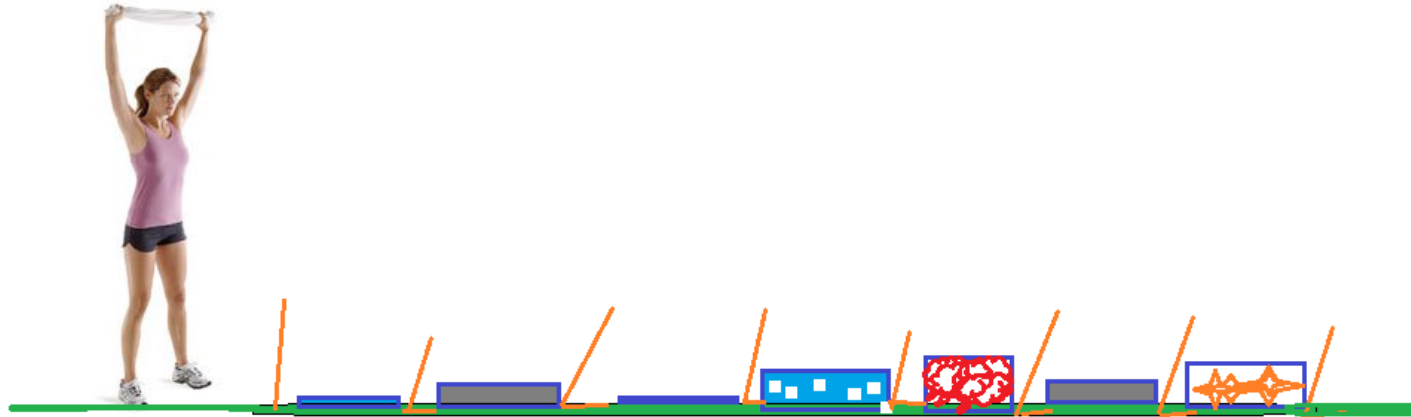
Aanbeveling

Het aanbeveling om de attractors te bevorderen en de bijbehorende looppatroon bestaat uit een complexe oefening waarbij alle benoemde attractor componenten aangesproken worden. Dit is een oefening wat in de techniek looptraining geïntegreerd kan worden.

Zoals eerder besproken zijn sprintpatronen te snel om aangestuurd te worden door de hersenen. Hierdoor moet de besturing op 'autopilot' gezet worden. Dit betekent dan dat de focus op een externe prikkel gezet moet worden en op een geautomatiseerde systeem. Volgens Bosch (2008) is resultaat gerichte oefeningen het beste manier om een leereffect te bereiken. Om de ideale bewegingsuitvoering te leren is differentieel leren van belang. In *tabel 6* wordt de oefening verder toegelicht.

Hordeloop

Ontwerp:



Onderbouwing:

Dit is een vorm van differentieel leren. In plaats van standaard dezelfde hoogte hordes heeft men gekozen voor acht hordes van verschillende hoogtes. Dit zorgt er dan voor dat de prikkel telkens anders is. Het duidelijke resultaat blijft echter hetzelfde. Als de heup inzet eenmaal hoog genoeg is dan komen de atleten over de hordes heen. De verschillende ondergronden zorgen ervoor dat de atleten telkens moeten aanpassen en co-contracteren om in de juiste houding te blijven.

Door middel van een handdoek boven het hoofd worden de buikspieren op spanning gezet en het lichaam in een rechte positie gezet. De hordes zorgen voor een hoge knie inzet, en flexibiliteit in de heup gewricht waardoor het makkelijk wordt om in de hiplock positie te komen. De verschillende ondergronden zorgen voor een hindernis tijdens de triple extension die later wordt vertaald naar een kortere contacttijd. Door de verschillende materialen wordt het moeilijker om

Materialen:	<ul style="list-style-type: none"> - 7 verschillende kasten/boxen van verschillende materialen, en het liefst van andere hoogtes. - Handdoek of eventueel een stokje. - 8 hordes van verschillende hoogtes
Uitvoering:	De atleten beginnen voor de hordes en proberen om eroverheen te komen. De contacttijd moet zo kort mogelijk blijven en explosief/reactief. Positie van het bovenlichaam moet rechtop blijven tot het einde van de oefening.
Regressie:	<p>Als dit oefening te moeilijk wordt, of men wil langzaam opbouwen dan kan dit altijd.</p> <ul style="list-style-type: none"> - Beginnen met skippings op normale ondergrond. Hou de contacttijd kort en ga door voor 15 meter. - Tweede niveau is om de handdoek mee te nemen tijdens de skippings waarbij de knieën vanuit reactiviteit naar boven komen. - Derde stap is om de hordes te integreren zonder de handdoek. Handdoek kan eventueel altijd daarna toegevoegd worden. - Vierde stap zijn de boxen zonder andere hulpmiddelen. <p>Zo kan met meerdere combinaties maken om ervoor zorgen dat de oefeningen veilig blijven en effectief.</p>
Herhalingen:	Deze oefening kan met in 4 sets doen van 8 hordes zoals afgebeeld. Dit kan eventueel ook met een extra externe prikkel (bv nummer opnoemen met een bijbehorende oefening)

Bibliografie

- Anatomie van de Heup.* (sd). Opgehaald van <https://assortiment.bsl.nl:https://assortiment.bsl.nl/files/835b6bff-6f70-4361-b678-f1fe54307e95/9789031389131proefhoofdstuk.pdf>
- Bosch, F. (2008). *Een nieuwe kijk op motorisch leren.* Opgehaald van <http://www.mrtinbeweging.net:http://www.mrtinbeweging.net/sites/default/files/6Motorisch%20leren%20Frans%20Bosch%202008.pdf>
- Bosch, F. (2012). *Krachttraining en coördinatie: een integratieve benadering.* Rotterdam: 2010 Uitgevers.
- Bosch, F., & Klomp, R. (2004). *Running: Biomechanics and Exercise Physiology in Practice.* Maarssen: Elsevier.
- Bret, C., Rahmani, A., Defour, A. B., Messonnier, L., & Lacour, J. R. (2002). Leg strength and stiffness as ability factors in 100m sprint running. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 274-281.
- Edwards, W. (2011). *An introduction to Motor Learning and Motor Control.* United States of America: Wadsworth, Cengage Learning.
- Fisher, A. J., Newman, M. G., & Molenaar, P. C. (2011). A Quantitative Method for the Analysis of Nomothetic Relationships Between Idiographic Structures: Dynamic Patterns Create Attractor States for Sustained Posttreatment Change. *Journal Consult Clin Psychol*, 552-563.
- Gratton, C., Jones, I., & Robinson, T. (2011). *Onderzoeksmethoden voor Sportstudies.* New York: Routledge.
- Kashiwagi, A., Urabe, I., Kaneko, K., & Yomo, T. (2006). Adaptive Response of a Gene Network to Environmental Changes by Fitness-Induced Attractor Selection. *PLoS ONE*.
- Kelso, J. A. (1995). *Dynamic Patterns: The Self-Organization of Brain and Behavior.* London.
- Liu, Y., Wei, S., Sun, Y., & Zhong, Y. (2012). *The Dynamic Load on Hamstring Muscles During Sprinting.* School of Kinesiology, Shanghai University of Sport, Shanghai.
- Mann, R. (2011). *The Mechanics of Sprinting and Hurdling.* Las Vegas.
- Young, M. (z.j). *Maximal Velocity Sprint Mechanics.* United States Military Academy . Human Performance Consulting.

Bijlagen

Tabellen

Correlations 95% (N=5)											
		Tijd tussen 30- 60m:	gem. Contacttijd 30-60m:	gem. Positie bovenlicha am binnen Sag. Vlak	gem. Positie bovenlicha am binnen Front. Vlak	gem. Hoek bovenbee n in Sag. vlak	gem. Graden bekken abductie	Aantal Passen:	Gem. Paslengte:	Pasfreque ntie:	Beenlengt e:
Tijd tussen 30- 60m:	Pearson Correlatio n	1	.537	.531	.034	-.161	-.175	.666	-.701	-.334	-.864
	Sig. (2- tailed)		.351	.358	.957	.796	.779	.220	.187	.583	.059
	N	5	5	5	5	5	5	5	5	5	5
gem. Contacttijd 30-60m:	Pearson Correlatio n	.537	1	.265	-.264	-.382	.090	-.120	.058	-.777	-.198
	Sig. (2- tailed)	.351		.667	.668	.525	.886	.847	.927	.122	.750
	N	5	5	5	5	5	5	5	5	5	5
gem. Positie bovenlicha am binnen Sag. Vlak	Pearson Correlatio n	.531	.265	1	.680	-.858	.608	.770	-.796	.358	-.162
	Sig. (2- tailed)	.358	.667		.207	.063	.276	.127	.107	.554	.795
	N	5	5	5	5	5	5	5	5	5	5
gem. Positie bovenlicha am binnen Front. Vlak	Pearson Correlatio n	.034	-.264	.680	1	-.622	.822	.529	-.523	.636	.229
	Sig. (2- tailed)	.957	.668	.207		.262	.088	.359	.366	.249	.711
	N	5	5	5	5	5	5	5	5	5	5
gem. Hoek bovenbee n in Sag. vlak	Pearson Correlatio n	-.161	-.382	-.858	-.622	1	-.837	-.344	.376	-.257	-.309
	Sig. (2- tailed)	.796	.525	.063	.262		.077	.571	.533	.677	.613
	N	5	5	5	5	5	5	5	5	5	5
gem. Graden bekken abductie	Pearson Correlatio n	-.175	.090	.608	.822	-.837	1	.113	-.128	.359	.595
	Sig. (2- tailed)	.779	.886	.276	.088	.077		.857	.837	.552	.290
	N	5	5	5	5	5	5	5	5	5	5
Aantal Passen:	Pearson Correlatio n	.666	-.120	.770	.529	-.344	.113	1	-.998	.481	-.598
	Sig. (2- tailed)	.220	.847	.127	.359	.571	.857		.000	.413	.287
	N	5	5	5	5	5	5	5	5	5	5
Pasfreque ntie:	Pearson Correlatio n	-.701	.058	-.796	-.523	.376	-.128	-.998	1	-.437	.608
	Sig. (2- tailed)	.187	.927	.107	.366	.533	.837	.000		.462	.277
	N	5	5	5	5	5	5	5	5	5	5
Gem. Paslengte:	Pearson Correlatio n	-.334	-.777	.358	.636	-.257	.359	.481	-.437	1	.266
	Sig. (2- tailed)	.583	.122	.554	.249	.677	.552	.413	.462		.665
	N	5	5	5	5	5	5	5	5	5	5
Beenlengt e:	Pearson Correlatio n	-.864	-.198	-.162	.229	-.309	.595	-.598	.608	.266	1
	Sig. (2- tailed)	.059	.750	.795	.711	.613	.290	.287	.277	.665	
	N	5	5	5	5	5	5	5	5	5	5

Tabel 2: Correlaties bij 95% van de maximale snelheid

Correlations 90 % (N=5)											
		Tijd tussen 30- 60m:	gem. Contacttijd 30-60m:	gem. Positie bovenlicha am binnen Sag. Vlak	gem. Positie bovenlicha am binnen Front. Vlak	gem. Hoek bovenbee n in Sag. vlak	gem. Graden bekken abductie	Aantal Passen:	Pasfreque ntie:	Gem. Paslengte:	Beenlengt e:
Tijd tussen 30- 60m:	Pearson Correlatio n	1	.600	.187	.178	-.295	-.739	.492	-.501	-.295	-.858
	Sig. (2- tailed)		.285	.763	.774	.630	.153	.400	.390	.630	.063
	N	5	5	5	5	5	5	5	5	5	5
gem. Contacttijd 30-60m:	Pearson Correlatio n	.600	1	.337	.580	-.923	-.229	.194	-.208	-.280	-.111
	Sig. (2- tailed)	.285		.580	.306	.025	.712	.755	.738	.648	.859
	N	5	5	5	5	5	5	5	5	5	5
gem. Positie bovenlicha am binnen Sag. Vlak	Pearson Correlatio n	.187	.337	1	.507	-.507	.327	.741	-.745	.668	-.050
	Sig. (2- tailed)	.763	.580		.383	.383	.591	.152	.149	.218	.937
	N	5	5	5	5	5	5	5	5	5	5
gem. Positie bovenlicha am binnen Front. Vlak	Pearson Correlatio n	.178	.580	.507	1	-.642	-.165	.580	-.584	.490	.077
	Sig. (2- tailed)	.774	.306	.383		.243	.791	.305	.301	.402	.902
	N	5	5	5	5	5	5	5	5	5	5
gem. Hoek bovenbee n in Sag. vlak	Pearson Correlatio n	-.295	-.923	-.507	-.642	1	-.134	-.156	.168	.064	-.215
	Sig. (2- tailed)	.630	.025	.383	.243		.829	.803	.787	.919	.729
	N	5	5	5	5	5	5	5	5	5	5
gem. Graden bekken abductie	Pearson Correlatio n	-.739	-.229	.327	-.165	-.134	1	-.307	.309	.291	.794
	Sig. (2- tailed)	.153	.712	.591	.791	.829		.615	.613	.635	.109
	N	5	5	5	5	5	5	5	5	5	5
Aantal Passen:	Pearson Correlatio n	.492	.194	.741	.580	-.156	-.307	1	-1.000	.687	-.548
	Sig. (2- tailed)	.400	.755	.152	.305	.803	.615		.000	.200	.339
	N	5	5	5	5	5	5	5	5	5	5
Pasfreque ntie:	Pearson Correlatio n	-.501	-.208	-.745	-.584	.168	.309	-1.000	1	-.679	.550
	Sig. (2- tailed)	.390	.738	.149	.301	.787	.613	.000		.208	.337
	N	5	5	5	5	5	5	5	5	5	5
Gem. Paslengte:	Pearson Correlatio n	-.295	-.280	.668	.490	.064	.291	.687	-.679	1	.121
	Sig. (2- tailed)	.630	.648	.218	.402	.919	.635	.200	.208		.846
	N	5	5	5	5	5	5	5	5	5	5
Beenlengt e:	Pearson Correlatio n	-.858	-.111	-.050	.077	-.215	.794	-.548	.550	.121	1
	Sig. (2- tailed)	.063	.859	.937	.902	.729	.109	.339	.337	.846	
	N	5	5	5	5	5	5	5	5	5	5

Tabel 3: Correlaties 90% van de maximale snelheid

Atleet:	Gevraagde %:	Max 30-60m (s)	Geleverde %:	Tijd (30-60m):	gem. Contacttijd:	gem. Positie bovenlichaam binnen Sag. Vlak	gem. Positie bovenlichaam binnen Front. Vlak	gem. Hoek bovenbeen in Sag. vlak	gem. Graden bekken abductie	Aantal Passen:	Gem. Paslengte:	Pasfrequentie:	Vluchtijd:
A	95%	3.15	96.0%	3.28	0.096	3	3	78	13	13.5	2.22	4.12	0.147
A	90%	3.15	89.4%	3.52	0.100	3	3	74	13	14.0	2.14	3.98	0.151
					-4%	0%	0%	5%	0%	-4%	4%	3%	-3%
B	95%	3.38	94.6%	3.57	0.118	5	2	73	12	14.2	2.11	3.98	0.133
B	90%	3.38	89.6%	3.77	0.112	5	2	70	14	14.2	2.11	3.77	0.153
					5%	0%	0%	4%	-14%	0%	0%	6%	-13%
C	95%	3.29	93.9%	3.51	0.098	7	5	69	17	15.5	1.94	4.42	0.128
C	90%	3.29	91.0%	3.62	0.106	8	4	70	16	15.8	1.90	4.36	0.123
					-8%	-13%	25%	-1%	6%	-2%	2%	1%	4%
D	95%	3.54	93.8%	3.77	0.102	5	3	78	10	15.5	1.94	4.11	0.141
D	90%	3.54	90.7%	3.90	0.104	5	3	75	8	15.8	1.90	4.05	0.143
					-2%	0%	0%	4%	25%	-2%	2%	1%	-1%
E	95%	3.51	94.4%	3.72	0.122	6	4	71	16	14.6	2.05	3.92	0.133
E	90%	3.51	90.5%	3.88	0.126	6	5	65	10	15.4	1.95	3.97	0.126
					-3%	0%	-20%	9%	60%	-5%	5%	-1%	5%

Tabel 4: Verschil tussen 90 & 95% per atleet per parameter

Het functioneren van de bekken bij vrouwen tijdens het lopen op hoge snelheid