

## MODERNE TECHNIEKEN VOOR KREUPELHEIDSONDERZOEK BIJ HET PAARD: BETER DAN DE KLINISCHE BLIK?

M. Oosterlinck, F. Pille, M. Dumoulin, F. Gasthuys

Vakgroep Heelkunde en Anesthesie van de Huisdieren, Faculteit Diergeneeskunde, UGent,  
Salisburylaan 133, B-9820 Merelbeke

maarten.oosterlinck@ugent.be

### SAMENVATTING

**In dit overzichtsartikel komen de mogelijkheden tot objectivering van het kreupelheidsonderzoek bij het paard aan de orde. Allereerst worden de beperkingen van het subjectief evalueren van kreupelheid besproken. De mogelijke voordelen van een kwantitatieve evaluatie worden toegelicht en de verschillende mogelijke kinematische en kinetische methoden worden achtereenvolgens besproken. In experimentele opstellingen hebben deze hun wetenschappelijke waarde bewezen. De klinische toepasbaarheid ervan is voorlopig nog beperkt. De zoektocht naar een systeem dat routinematig ingezet kan worden tijdens het kreupelheidsonderzoek van het paard is echter nog niet ten einde.**

### INLEIDING

Het mogelijke belang van een kwantitatieve analyse van de bewegingen van het paard wordt veelal onderschat. Niet alleen een zeer hoge sensitiviteit, accuraatheid en precisie, maar ook de objectiviteit van de gemeten parameters ten opzichte van een louter visuele observatie zijn de voornaamste troeven van een kwantitatieve analyse. Dit artikel heeft tot doel de beperkingen van een subjectieve beoordeling van beweging aan te tonen en de mogelijkheden te schetsen om tot een klinisch toepasbare, kwantitatieve analyse van bewegingen bij het paard te komen.

### SUBJECTIEF KREUPELHEIDSONDERZOEK

Traditioneel gebeurt de analyse van beweging tijdens het kreupelheidsonderzoek door middel van een subjectieve visuele waarneming van de gangen van het paard. Deze analyse is gebaseerd op het feit dat de gangen van een kreupel paard niet langer de natuurlijke symmetrie vertonen. Het kreupelheidsonderzoek gebeurt voornamelijk in draf (Ross, 2003). De observatie in stap biedt het visuele voordeel van de tragere opeenvolging van bewegingen, doch meestal wordt kreupelheid in draf geaccentueerd door een hogere belasting van de ledematen (Back *et al.*, 1993; Stashak, 2002).

Bij de traditionele visuele beoordeling wordt geen enkele objectieve meting uitgevoerd. Er bestaan verschil-

lende gradatiesystemen om de kreupelheid bij het paard te omschrijven. Beschrijvende systemen, waarin de kreupelheid wordt aangeduid als zijnde 'licht', 'matig' of 'erg', zijn meer onderhevig aan subjectiviteit dan numerieke systemen. Numerieke systemen maken immers gebruik van een schaalverdeling met enkele discrete variabelen en zijn daardoor eventueel in het beste geval semikwantitatief. De meest gebruikte schaalverdelingen gaan van graad 0 tot en met 5 (Ross, 2003). Door anderen worden de gradaties verder onderverdeeld in halve graden (Ishihara *et al.*, 2005), of wordt er direct een schaalverdeling van 0 tot en met 10 gebruikt (Fuller *et al.*, 2006). Deze bijkomende onderverdeling is echter niet algemeen verspreid en bovendien werden er reeds talloze variaties op de internationaal aanvaarde numerieke schaal ontwikkeld (Barrey en Desbrosse, 1996; Buchner *et al.*, 1996a; Keegan *et al.*, 1998).

De subjectieve analyse van beweging heeft door de jaren heen haar waarde maar ook haar beperkingen bewezen. De precisie van een evaluatie is een maat voor de herhaalbaarheid van de waarnemingen van één clinicus, terwijl de accuraatheid een maat is voor de overeenkomst tussen waarnemingen van verschillende clinici. Een clinicus heeft de neiging om een eigen gradatiesysteem te ontwikkelen naarmate hij meer ervaring verwerft (Fuller *et al.*, 2006), wat aanleiding kan geven tot eindeloze discussies. De precisie is rechtstreeks gecorreleerd met de ervaring van de onderzoeker. De accuraatheid, dus de

herhaalbaarheid in de scores van verschillende clinici, laat vaak te wensen over (Keegan *et al.*, 1998; Arkell *et al.*, 2006; Fuller *et al.*, 2006; Hewetson *et al.*, 2006). De accuraatheid van de beoordeling door ervaren personen is bovendien niet noodzakelijk groter dan die van minder ervaren personen (Keegan *et al.*, 1998). De beoordeling van problemen ter hoogte van de achterste ledematen is minder betrouwbaar dan die van de voorste ledematen (Peham *et al.*, 1999, Peham *et al.*, 2001a). De subjectieve beoordeling van een verandering in de gradatie van kreupelheid ('relatieve beoordeling') is meer betrouwbaar dan een 'absolute' beoordeling (Fuller *et al.*, 2006).

Ondanks de bekende beperkingen werden nieuwe technieken voor de analyse van beweging gevalideerd door een vergelijking te maken met de subjectieve evaluatie (Ishihara *et al.*, 2005).

## OBJECTIEVE ANALYSE VAN BEWEGING

### Meerwaarde

Tijdens een objectieve analyse worden bewegingen kwantitatief geanalyseerd. In navolging van de enorme vooruitgang in de humane bewegingsanalyse is er sedert verschillende decennia interesse voor de toepassing van deze technologie bij het paard.

Een subjectieve beoordeling volstaat meestal qua precisie en accuraatheid in gevallen van matig tot ernstige kreupelheid. Om de geringe verschillen in de gradaties van lichte kreupelheid te onderscheiden biedt de subjectieve beoordeling echter onvoldoende precisie en accuraatheid (Keegan *et al.*, 1998). Afwijkingen in de beweging van het paard zijn inderdaad vaak in die mate subtiel dat ze niet of nauwelijks waar te nemen zijn door het menselijk oog. Het menselijk oog heeft immers een frequentie van 24 Hz zodat het oog enkel onderscheid kan maken tussen gebeurtenissen die meer dan 1/24 seconde na elkaar plaatsvinden. Het neerkomen van een hoef van een paard in draf neemt echter minder dan 1/60 seconde in beslag en is aldus niet waarneembaar voor het menselijk oog (Van Heel *et al.*, 2004).

Het toekennen van een continue variabele tijdens een kwantitatieve analyse van beweging betekent verder een meerwaarde om de vaak kleine, maar toch belangrijke verschillen in respons op een diagnostische anesthesie of een behandeling te kunnen kwantificeren (Keegan *et al.*, 2004; Brown *et al.*, 2005; Erkert *et al.*, 2005; Symonds *et al.*, 2006). Ook kunnen objectieve vergelijkende studies, onder meer naar het effect van verschillende types hoefbeslag, uitgevoerd worden (Van Heel *et al.*, 2006). Het objectief kwantificeren van beweging past in het heden-

daags kader van 'evidence based medicine' (Fuller *et al.*, 2006). Zelfs evaluaties die op verschillende locaties gebeuren, en dit door verschillende onderzoekers, kunnen zo op een passende wijze vergeleken worden (Schamhardt *et al.*, 1993). Sommige auteurs suggereren dat subklinische problemen met behulp van een kwantitatieve bewegingsanalyse opgemerkt kunnen worden (Ishihara *et al.*, 2005). De vroegtijdige detectie en adequate behandeling van dergelijke letsels zouden dan eventueel dure, ingrijpende behandelingen en lange rustperiodes kunnen voorkomen.

Ongetwijfeld is het grondig klinisch onderzoek door een ervaren persoon niet te vervangen door een kwantitatieve analyse van beweging. Een deskundige zal immers meer aspecten van beweging gelijktijdig analyseren dan wat voor apparatuur dan ook. Bovendien kan een clinicus de beweging onder talloze omstandigheden en in verschillende gangen bestuderen (Bertone, 2003). Dit kan resulteren in een hogere sensitiviteit op het gebied van de detectie van kreupelheid dan welke elektronica dan ook. De precisie en accuraatheid kunnen desondanks vaak verbeterd worden. De behoefte aan 'evidence based medicine' en de grote variaties tussen beoordelingen van vooral minder ervaren onderzoekers benadrukken het belang van het kwantitatief kreupelheidsonderzoek. In dat opzicht heeft het krachtplaatonderzoek in wetenschappelijke studies de status van gouden standaard verworven (Bertone, 2003).

### Kinesiologie: kinetica en kinematica

De kwantitatieve analyse van beweging kan gebeuren door middel van het bepalen van kinetische en kinematische parameters (Bertone, 2003). De kinetica bestudeert de krachten die inwerken op lichamen en vervolgens resulteren in beweging, zoals beschreven in de fysische wetten van Newton. De kinematica bestudeert de positieveranderingen van de lichamen in de ruimte zonder de krachten die de beweging veroorzaken te beschouwen (Clayton en Schamhardt, 2001). De kinematica kwantificeert in feite de visuele waarnemingen die gebeuren tijdens een subjectief klinisch onderzoek.

Uitgaande van kinematische, kinetische en morfometrische gegevens kunnen parameters, zoals arbeid, moment en vermogen berekend worden (Clayton *et al.*, 2001; Meershoek en Van den Bogert, 2001).

### KINEMATISCHE ANALYSE

De kinematische bewegingsanalyse is gebaseerd op twee- of driedimensionale meting van afstands- en hoekvariabelen in functie van de tijd (Clayton, 1996). Kwali-

tatieve kinematische analyse kan gebeuren door middel van eenvoudige videografische technieken. De beelden worden vertraagd afgespeeld en geïnterpreteerd (Caron, 1998; Marlin en Nankervis, 2003). De kwantitatieve analyse vergt meer gesofisticeerde technieken.

### Optische systemen

Voor de moderne kinematische analyse wordt gebruik gemaakt van één of meerdere camera's met hoge frequentie waarbij de frequentie waarmee de opnames gemaakt worden bepalend is voor het eindresultaat. Voor beoordelingen van gangen met een lage snelheid, zoals stap en trage draf (3 m/s), volstaat een frequentie van 60 Hz; voor de beoordeling van snellere gangen (tot 20 m/s) en bepaalde kortdurende fasen, zoals het landingspatroon van de hoef, is een hogere frequentie noodzakelijk (Clayton, 1996; Clayton en Schamhardt, 2001). In verschillende studies worden de normale kinematische parameters tijdens de verschillende gangen beschreven (Holmström *et al.*, 1993; Clayton, 1995). De intra-individuele variatie in kinematische parameters neemt af met toenemende snelheid, waarschijnlijk ten gevolge van de verhoogde efficiëntie die noodzakelijk is bij snellere beweging (Van Weeren *et al.*, 1993). De voornaamste beperking van stationaire camera-systemen is het beperkte aantal passen dat kan gefilmd worden in het gebied waarin de afstanden gekalibreerd zijn. In combinatie met een loopband kunnen echter vlot grote hoeveelheden kinematische gegevens verzameld worden (Back *et al.*, 1995). Een andere mogelijkheid is het gebruik van camera's die meedraaien in de richting van de beweging ('panning' techniek), zodat meerdere passen met één camera kunnen gefilmd worden (Galloux en Barrey, 1997).

Voor een objectieve analyse van de met hoogfrequente camera's gefilmde beweging worden vaak markeringen op anatomische referentiepunten bevestigd (Drevemo *et al.*, 1993). Er bestaan actieve en passieve markeringen, naargelang ze zelf een signaal uitzenden of enkel een uitgezonden signaal detecteren of reflecteren (Clayton, 1996). Markeringen kunnen bestaan uit het aanbrengen van verf of vastklevende merkers, maar ze kunnen ook door middel van transcorticale pinnen chirurgisch bevestigd worden. Elke niet-invasieve manier van markeren moet gevalideerd worden ten opzichte van invasieve manieren (Lundberg, 1996) waarbij invasieve markerings-technieken uiteraard enkel toepasbaar zijn in een experimentele opstelling. Markeringen kunnen aangebracht worden ter hoogte van het hoofd, de wervelkolom en ter hoogte van een rotatiecentrum van een deel van het lidmaat. De vereiste grootte van de markeringen is omgekeerd evenredig met de resolutie van het opnamesysteem. Voor een

tweedimensionale analyse volstaat een vlakke markering, terwijl voor een driedimensionale analyse bolvormige markeringen noodzakelijk zijn (Schamhardt *et al.*, 1993). Driedimensionale metingen bieden meer informatie dan tweedimensionale metingen, doch zijn technisch complexer. De kalibrering van de opstelling voor een driedimensionale meting is praktisch onuitvoerbaar tenzij in een zogenaamd ganglaboratorium (Schamhardt *et al.*, 1993). Algemeen wordt verondersteld dat de distale segmenten van het lidmaat vooral in een sagittaal vlak bewegen, aangezien de rotatiemogelijkheden van de distale gewrichten minimaal zijn in vergelijking met de mogelijkheden tot flexie en extensie. Zodoende kan de meerwaarde van een driedimensionale analyse van de beweging van het distaal aspect van het lidmaat als verwaarloosbaar beschouwd worden, de verhoogde complexiteit van de analyse indachtig.

De symmetrische verticale beweging van proximaal gelegen markeringen (bijvoorbeeld ter hoogte van het hoofd of het tuber sacrale) is de meest sensitieve variabele in het kinematisch onderzoek van bewegingen bij het paard (Buchner *et al.*, 1996b; Keegan *et al.*, 1997; Audigié *et al.*, 2001). De bijhorende wiskundige analyse, met de toepassing van filters om de zogenaamde ruis in de gegevens te beperken, wordt steeds verfijnder (Peham *et al.*, 1996; Keegan *et al.*, 2001; Audigié *et al.*, 2002; Keegan *et al.*, 2003).

De kwantitatieve analyse van beweging waarbij gebruik gemaakt wordt van hoogfrequente camera's en markeringen heeft een aantal belangrijke beperkingen. Ten eerste is de correcte plaatsing van de markeringen rechtstreeks afhankelijk van de palpatie van de anatomische referentiepunten. Een tweede kritiek punt is de relatieve beweging van niet-invasieve markeringen (Audigié *et al.*, 1998): de relatieve beweging van de huid ten opzichte van de onderliggende benige structuren is vooral van belang proximaal van de carpus en tarsus (Leach, 1993). Correctiefactoren werden opgesteld voor de twee- (Van Weeren *et al.*, 1992) en driedimensionale analyse (Khumsap *et al.*, 2004; Sha *et al.*, 2004). De extrapolatie van deze correctiefactoren naar paarden met een andere conformatie of leeftijd en paarden die met een andere snelheid bewegen, is echter niet vanzelfsprekend (Leach, 1993), zelfs niet na toepassing van normalisatieprocedures (Audigié *et al.*, 1998). De kans op toenemende fouten bij verdere berekeningen op basis van deze correctiefactoren is reëel. Een derde oorzaak van onnauwkeurigheden is het feit dat gewrichtsoppervlakken geen constante kromming vertonen, waardoor het rotatiecentrum in de loop van de beweging verandert van lokalisatie.

## KINETISCHE ANALYSE

### Directe methoden

De krachten die uitgeoefend worden door een hoef op de bodem, kunnen rechtstreeks met behulp van sensoren gemeten worden. Deze sensoren kunnen ingebouwd worden in krachtplaten of zelfs in speciale hoefijzers. De amplitude, de oriëntatie en het aangrijpingspunt van de gemeten krachten worden weergegeven als vectoren in een orthogonaal coördinatenstelsel (Leach, 1993). Volgens de derde wet van Newton lokt elke kracht die uitgeoefend wordt op een voorwerp, een even grote maar tegengesteld gerichte kracht uit. Die reactiekracht wordt 'ground reaction force' (GRF) genoemd.

### Krachtplaten

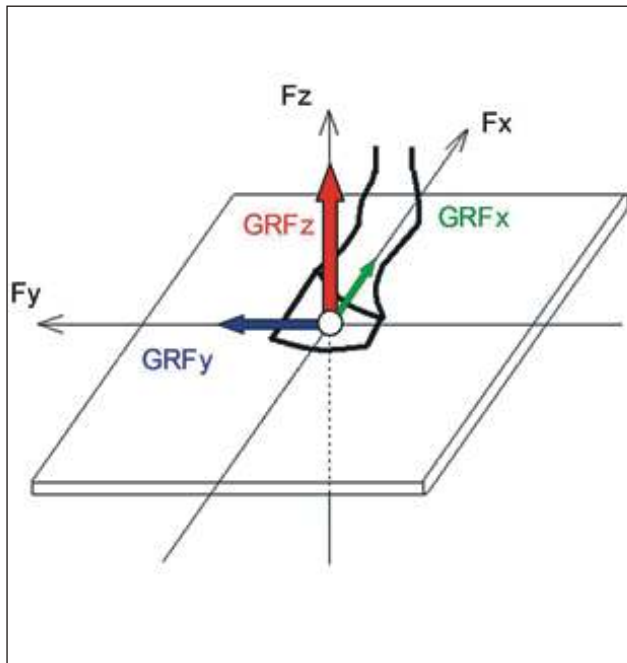
Krachtplaten hebben in het wetenschappelijk onderzoek de status van gouden standaard voor de kwantitatieve analyse van beweging verworven (Bertone, 2003). Een krachtplaat bestaat uit een metalen plaat met sensoren ter hoogte van de hoekpunten; het volledige systeem is verankerd in een stevige fundering. Het meetoppervlak en de rest van het looppad worden bedekt met een rubberen mat om te vermijden dat het paard uitwijkt bij het naderen van de plaat.

De ingebouwde sensoren meten de krachten die op de plaat uitgeoefend worden. De kracht die een hoef tijdens de steunfase uitoefent, en bijgevolg ook de resulterende GRF, kan ontbonden worden in 3 componenten (Figuur 1): één in verticale richting (Fz), één in craniocaudale richting (Fy) en tenslotte één in mediolaterale richting (Fx). De verticale krachtcomponent is de grootste van de drie en vertegenwoordigt bij het voorbeen in stap 60% van het lichaamsgewicht, in draf met matige snelheid 90% en nog meer bij hogere snelheden. In stap kan Fz een bifasisch verloop vertonen (Figuur 2). In dat geval is de tweede piek de hoogste bij de voorbenen, terwijl bij de achterbenen de eerste piek de hoogste is. In draf heeft er bij impact een scherpe piek plaats, gevolgd door een geleidelijke stijging tot een maximum halfweg de steunfase, en tenslotte door een geleidelijke daling. De craniocaudale krachtcomponent is zowel in stap als in draf initieel een afremmende kracht. Dit wordt grafisch voorgesteld door het deel van de curve dat zich onder de tijdsas bevindt. In het tweede deel van de steunfase wordt deze kracht vooruitstuwend. De kracht in mediolaterale richting heeft een vrij grote variabiliteit tussen paarden onderling en is klein in amplitude. Het aangrijpingspunt van de krachten bevindt zich tijdens het begin van de steunfase centraal onder de hoef maar verplaatst zich daarna in de richting van de teen (Clayton en Schamhardt, 2001; Clayton, 2004).

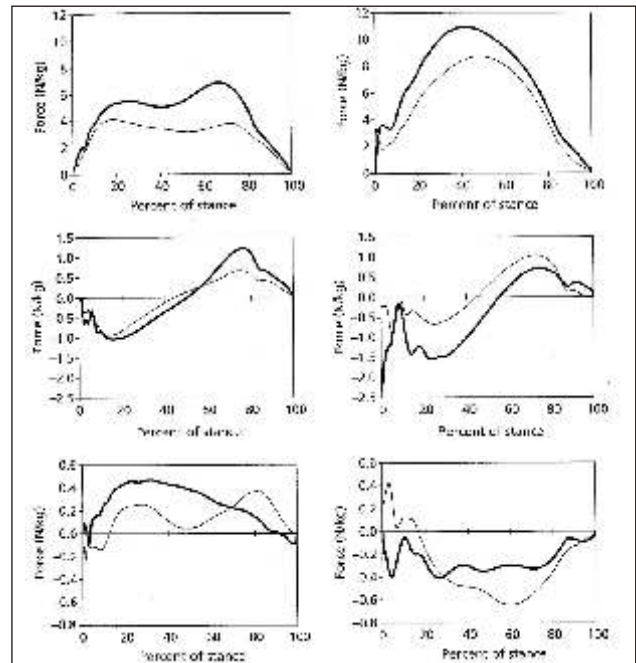
De belangrijkste parameters in de kwantitatieve analyse zijn de maximale waarde van de verticale krachtcomponent ('peak vertical force' of PVF), de impuls en de mate van symmetrie van het krachtenpatroon van de ledematen (Ishihara *et al.*, 2005). De kinetische impuls is de som van de krachten die in een bepaald tijdsinterval worden uitgeoefend. Deze som kan over het verloop van de hele steunfase gemaakt worden door middel van de wiskundige afgeleide van de kracht in functie van de tijd: deze som komt overeen met de zogenaamde 'area under the curve' (Clayton, 2004). Kinetische impuls houdt mogelijk verband met de subjectieve, beschrijvende term 'impuls', die vaak wordt gebruikt in de paardensport (Clayton, 1993). Andere parameters die bepaald kunnen worden, zijn de duur van de steunfase, het centrum van de druk ('center of pressure' of COP) en het tijdstip waarop de maximale kracht wordt uitgeoefend (Clayton, 1996). Het verloop van het COP zou van belang kunnen zijn bij de detectie van neurologische afwijkingen (Clayton *et al.*, 2003). De krachtplaatanalyse is de meest precieze methode om de duur van de steunfase te bepalen (Peham *et al.*, 1999; Witte *et al.*, 2004). Meestal wordt een drempelwaarde van 50 N (Clayton *et al.*, 2001; Witte *et al.*, 2004) tot 75 N (Clayton *et al.*, 1998; Clayton *et al.*, 2000a) ingesteld om het begin en het einde van de steunfase te bepalen.

Een kreupel paard heeft ter hoogte van het kreupel lidmaat een verminderde horizontale, remmende krachtcomponent, een kleinere verticale krachtcomponent en/of een verminderde impuls (Clayton, 1996). Het COP verplaatst zich bovendien sneller in de richting van de teen (Clayton *et al.*, 2000a). De kinetische veranderingen bij kreupelheid kunnen gemeten worden in stap en in draf (Clayton *et al.*, 2000a). Sommige auteurs suggereren dat de analyse van verschillende punten op de kracht-tijdcurve een grotere gevoeligheid heeft dan de vergelijking van bijvoorbeeld enkel de PVF (Williams *et al.*, 1999). Recente studies hanteren desondanks de gemiddelde PVF van een vijftal metingen, genormaliseerd naar het gewicht en de duur van de steunfase, als parameter voor de evaluatie van kreupelheid (Brown *et al.*, 2005; Clayton, 2005; Symonds *et al.*, 2006). Volgens Weishaupt *et al.* (2006) zijn de PVF en de verticale impuls de parameters met de hoogste sensitiviteit en specificiteit voor het gebruik tijdens het kreupelheidsonderzoek.

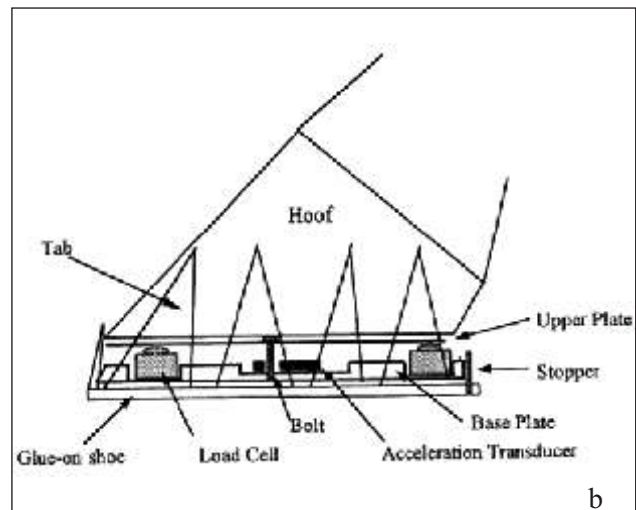
Een belangrijk nadeel van de krachtplaatanalyse is het feit dat slechts één lidmaat tegelijkertijd in contact mag zijn met het meetoppervlak. Een tweede beperking is het feit dat een krachtplaat slechts een beperkte oppervlakte heeft (0,5 m<sup>2</sup>). Het gebruik van meerdere krachtplaten tegelijkertijd is niet alleen technisch zeer complex maar vergt bovendien een grote financiële investering. Boven-



**Figuur 1.** Krachten uitgeoefend door een hoef op de bodem. De 'Ground Reaction Force' (GRF) kan ontbonden worden in 3 componenten volgens een orthogonaal coördinatenstelsel (x, y, z).  
 Fx: mediolaterale kracht, Fy: craniocaudale kracht, Fz: verticale kracht.



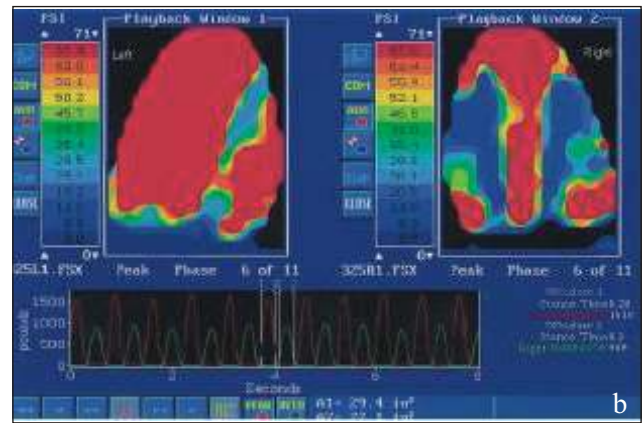
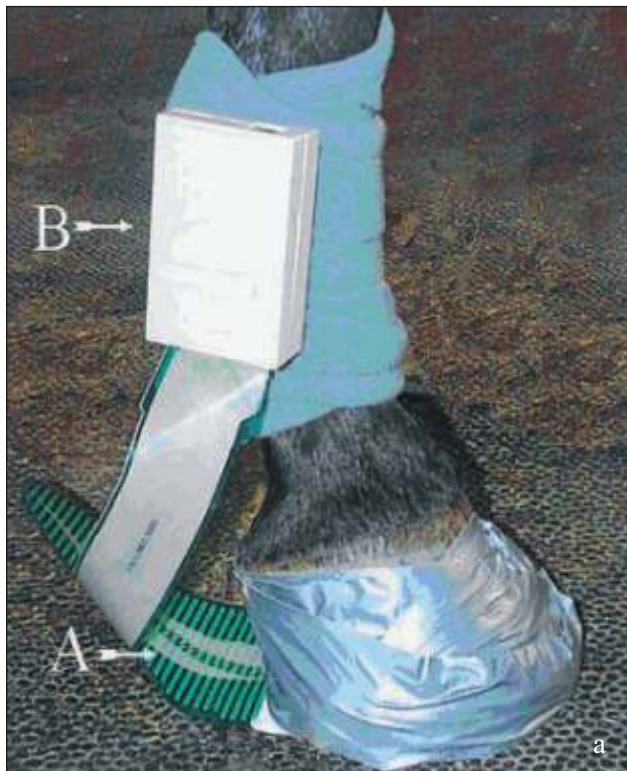
**Figuur 2.** De verschillende componenten van de 'GRF' in functie van de tijd. Verticale (bovenaan), craniocaudale (midden) en mediolaterale (onderaan) componenten van de 'GRF' voor een paard in stap (links) en in draf (rechts). Voorbeen (—); achterbeen (---) (Uit: Clayton en Schamhardt, 2001).



**Figuur 3.** a) Geïnstrumenteerde hoefijzers b) dwarsdoorsnede van deze zogenaamde 'force shoes' (uit: AJVR, 2000, 61: 980-981, Kai *et al.* "Use of an instrument sandwiched between the hoof and shoe to measure vertical ground reaction forces and three-dimensional acceleration at the walk, trot, and canter in horses").

dien is de gevoeligheid van een krachtplaat niet uniform verdeeld over het volledige oppervlak van de plaat zodat de hoefslagen zo veel mogelijk centraal op de plaat moeten komen (Marlin en Nankervis, 2003). In draf is het noodzakelijk om een paard tientallen keren over een opstelling te leiden vooraleer voldoende aanvaardbare metingen kunnen bekomen worden (Schamhardt *et al.*, 1993). Het grote aantal herhalingen maakt de techniek dan ook weinig gebruiksvriendelijk tijdens het routinekreupelheidsonderzoek.

Een bijkomende moeilijkheid vormt de variatie in snelheid tussen de verschillende pogingen. De grenswaarden voor de snelheid moeten vooraf bepaald worden en alleen de metingen die binnen deze grenzen vallen, worden aanvaard (Bertone, 2003). Volgens Khumsap *et al.* (2001) is de snelheid in stap gecorreleerd met de amplitude van de eerste piek in de  $F_z$ -curve. McLaughlin *et al.* (1996) benadrukken ook dat de snelheid in draf in sterke mate de grootte van de gemeten krachten beïnvloedt. De paslengte, de pasfrequentie en dus ook de



**Figuur 4. a) Een drukgevoelige inlegzool aangebracht bij het paard. A: sensor; B: zendsysteem b) De bekomen gegevens kunnen niet alleen weergegeven worden in een grafiek (kracht ten opzichte van tijd), maar ook door middel van een kleurcode. In dit voorbeeld is de lagere 'PVF' van het (kreupele) rechterlidmaat duidelijk zichtbaar (uit: AJVR, 2001, 62: 24-25, Carter E. Judy *et al.* "Evaluation of an in-shoe pressure measurement system in horses").**

snelheid zijn bovendien afhankelijk van de schofthoogte van het paard. Bij vergelijkende studies met paarden van verschillende grootte kunnen de snelheid en de duur van de steunfase aan de hand van correctiefactoren uitgedrukt worden als een absolute waarde ('*dimensionless unit*'), die onafhankelijk is van de individuele schofthoogte (Khum-sap *et al.*, 2001). De meerwaarde van deze complexe berekeningen is bij homogene populaties verwaarloosbaar. Toch wordt in de humane kinesiologie aangeraden steeds de grootte en het gewicht van de onderzochte individuen te vermelden, zodat nadien extrapolatie mogelijk blijft (Hof, 1996). Ook kreupelheid kan de snelheid van beweging beïnvloeden. Galisteo *et al.* (1997) vonden geen significant verschil tussen de snelheid vóór en na de inductie van kreupelheid, terwijl Ishihara *et al.* (2005) aantoonde dat kreupel paarden langzamer draven. Aangezien de draf-snelheid gecorreleerd is met Fz worden zo de kinetische parameters van een ernstig kreupel paard behoorlijk onderschat. Anderzijds zal bij ernstige kreupelheid zelden een kwantitatieve bewegingsanalyse noodzakelijk zijn.

Ondanks de vermelde nadelen blijft de krachtplaat-analyse vanwege de erg accurate en precieze resultaten een vaste waarde in de kinetische bewegingsanalyse, (Witte *et al.*, 2004). De beoordeling van beweging aan de hand van kinetische parameters, zoals 'PVF', heeft een hoge correlatie met de subjectieve visuele waarneming (Bertone, 2003). Bovendien moet er geen apparatuur rechtstreeks op het paard bevestigd worden, zodat het ge-

bruik van krachtplaten buiten experimentele opstellingen aantrekkelijk wordt (Buchner, 2001).

In de zogenaamde ganglaboratoria is het mogelijk om onder gestandaardiseerde omstandigheden te werken, waardoor de variabiliteit van de metingen klein is. Vooral een constante loopsnelheid is van belang. Kreupelheid die slechts bij hoge snelheden zichtbaar wordt, kan op een aangepaste loopband bestudeerd worden (Caron, 1998). Het loopbandonderzoek biedt het bijkomend voordeel dat opeenvolgende passen bestudeerd kunnen worden. Elk paard heeft een individuele, energetisch optimale draf-snelheid (Peham *et al.*, 1998). 'Lichte' kreupelheid van een voorbeen wordt meestal niet geaccentueerd bij hogere snelheden, terwijl 'matige' kreupelheid vaak wel duidelijker wordt (Peham *et al.*, 2000). Enkele nadelen van het loopbandonderzoek moeten echter vermeld worden. De installatie van een dergelijk systeem is technisch veeleisend en vergt de nodige veiligheidsmaatregelen. Het bewegingspatroon op een loopband is bovendien niet volledig vergelijkbaar met de normale beweging: de steunfase duurt namelijk iets langer, de voorbenen worden vroeger neergezet en alle ledematen worden minder opgeheven en verder naar achter gebracht op de loopband. Tevens neemt de pasfrequentie af, terwijl de paslengte toeneemt (Clayton, 1996). De beweging van de loopband tegen de looprichting van het paard in brengt het lidmaat tijdens de steunfase automatisch naar achteren. Dit kan het energieparende effect van arbeid op de loopband verklaren (Clayton, 1996), zodat discrete kreupelheid gemaskeerd kan worden (Keegan *et al.*, 1998). Bovendien kunnen

niet alle paarden onvoorbereid op de loopband worden onderzocht. Een drietal sessies is meestal noodzakelijk om een gewenning aan de bewegende ondergrond te bekomen en zo een stabiel bewegingspatroon te verkrijgen. Zelfs bij paarden die gewoon zijn om op een loopband te bewegen, is een adaptatieperiode van minstens één minuut noodzakelijk bij elke nieuwe evaluatie. Door deze beperkingen is enige voorzichtigheid geboden bij de interpretatie van gegevens die verkregen zijn door middel van een loopbandonderzoek.

De combinatie van een loopband met een geïntegreerde krachtplaat is technisch zeer complex maar op het eerste gezicht veelbelovend (Weishaupt *et al.*, 2002; Clayton, 2005). De gegevens van warmbloedpaarden in draf vertonen een grote gelijkenis met de data die door middel van gewone krachtplaten verkregen zijn (Weishaupt *et al.*, 2004). Recent ontwikkelde systemen voor gebruik bij de mens kunnen zowel de verticale als de horizontale krachtcomponenten meten (Kram, 1998).

#### *Hoefijzers met ingebouwde sensoren*

Om de beperkingen van krachtplaten te omzeilen, werden hoefijzers met ingebouwde sensoren ontworpen (Figuur 3) (Roepstorff en Drevemo, 1993; Rollet *et al.*, 2004). De geïnstrumenteerde hoefijzers hebben als voordeel dat gedurende opeenvolgende passen gemeten kan worden, zelfs op verschillende ondergronden (Ratzlaff *et al.*, 1993). Op het gebied van accuraatheid (Barrey, 1999) en mogelijkheden tot kalibreren scoren deze systemen vaak minder goed dan een krachtplaat. De hoefijzers zijn zo zwaar of dik dat ze de normale beweging van het paard beïnvloeden. Bovendien worden slechts één tot vier sensoren in het hoefijzer ingebouwd, waardoor beperkte gegevens bekomen worden aangezien enkel metingen kunnen gebeuren gedurende de korte periode waarin elke sensor in contact is met de bodem (Roepstorff en Drevemo, 1993; Schamhardt *et al.*, 1993). Technisch is de toepassing van dergelijke speciale hoefijzers in een niet-experimentele omgeving weinig praktisch. Het aanbrengen van de geïnstrumenteerde hoefijzers is bovendien omslachtig werk dat enkel door een gespecialiseerde hoefsmid kan uitgevoerd worden.

### **Indirecte methoden**

#### *Accelerometrie*

Een eerste onrechtstreekse kinetische methode is het meten van de versnelling van een lichaamsdeel. Volgens de tweede wet van Newton resulteert een kracht die uitgeoefend wordt op een voorwerp met een bepaalde mas-

sa in een versnelling van dat voorwerp. Indien de versnelling gemeten wordt en de massa bekend is, kan de kracht berekend worden. Elke meting geeft enkel de versnelling weer van het segment waarop de meting gebeurt (Barrey, 1999). Met behulp van drie orthogonaal geplaatste accelerometers kunnen de 3 krachtcomponenten afzonderlijk berekend worden. Aan de hand van metingen ter hoogte van de hoof werd aangetoond dat bij impact de verticale versnelling van een voorbeen hoger is dan die van een achterbeen; de horizontale versnelling daarentegen is hoger in een achterbeen. De repetitieve hogere verticale belasting bij impact kan een verklaring zijn voor de hogere prevalentie van chronische degeneratieve letsels ter hoogte van de voorste ledematen (Back *et al.*, 1995; Gustas *et al.*, 2004). Indien de accelerometer bevestigd wordt in de buurt van het sternum, benadert de meting de versnelling van het zwaartepunt van het paardenlichaam (Barrey en Desbrosse, 1996; Leleu *et al.*, 2004). Subtiele veranderingen in de beweging van het zwaartepunt kunnen gebruikt worden tijdens het kreupelheidsonderzoek. Een nadeel is dat kreupelheid ter hoogte van de achterste ledematen met deze methode moeilijker te detecteren is (Barrey en Desbrosse, 1996). Wanneer de accelerometer bevestigd wordt aan een lidmaat zijn de grootte en de massa van het apparaat van groot belang om de interferentie met de normale bewegingen te beperken (Kai *et al.*, 2000; Marlin en Nankervis, 2003). Dankzij de technologische vooruitgang worden deze systemen steeds kleiner, lichter, gevoeliger en goedkoper (Barrey en Desbrosse, 1996). De correcte en consequente plaatsing van de sensoren blijft echter een kritieke factor (Leleu *et al.*, 2004). De relatieve eenvoud van de metingen moet afgewogen worden tegen de lagere accuraatheid en precisie (Van den Bogert *et al.*, 1996). Bovendien vormt de aanwezigheid van vier ledematen bij het paard een belemmering voor de eenvoudige toepassing van bij de mens gebruikte systemen.

#### *Drukmeting*

Bij systemen waarin kracht per eenheid van oppervlakte gemeten wordt, wordt druk als parameter gebruikt.

Recent ontwikkelde drukplaten, die in de humane orthopedie sterk ingeburgerd zijn, hebben hun waarde bewezen om de krachtverdeling binnen het oppervlak van een hoof statisch en dynamisch te bestuderen. Aan de hand van de krachtenverdeling werden onder meer de hoefbalans en het effect van hoefbeslag bestudeerd (Van Heel *et al.*, 2004; Van Heel *et al.*, 2005). Uitgebreide validatiestudies zijn echter vereist vooraleer dergelijke systemen kunnen toegepast worden bij het kreupelheidsonderzoek. Een drukplaat lijkt enkele belangrijke nadelen van de krachtplaten weg te werken. Een drukplaat heeft

in tegenstelling tot een krachtplaat een hoge dichtheid van sensoren, die gelijkmatig verdeeld zijn over het meetoppervlak, zodat de hoef niet noodzakelijk in het midden van het oppervlak hoeft neer te komen (Van Heel *et al.*, 2004). Het aantal pogingen om tot een correcte meting te komen, zou op die manier sterk gereduceerd kunnen worden. De hoge dichtheid van sensoren maakt ook metingen mogelijk van hoeven die gelijktijdig met de drukplaat in contact komen. Bovendien kan een drukplaat voortdurend gekalibreerd worden door middel van een krachtplaat die net onder de drukplaat gemonteerd wordt. Bij elke hoefslag wordt de totale kracht per oppervlakte-eenheid vergeleken met de meting van de krachtplaat (Van Heel *et al.*, 2004). De duurzaamheid en kalibreermogelijkheden zijn echter vaak kwetsbare punten (Perino, 2002). Bovendien kan vooralsnog enkel de verticale krachtcomponent gemeten worden.

Drukgevoelige inlegzolen (Figuur 4) afkomstig uit de humane biomechanica werden reeds toegepast bij het paard. De grote hoeveelheid sensoren op een kleine oppervlakte levert gedetailleerde informatie op tijdens de hele steunfase (Judy *et al.*, 2001). Dergelijke inlegzolen zijn echter duur en te fragiel voor gebruik bij het paard. Bovendien laat het kalibreren bij paarden vaak te wensen over (Witte *et al.*, 2004). De complexiteit van de plaatsing van het systeem op een hoef beperkt voorlopig het gebruik ervan tot experimentele opstellingen.

## INTERPRETATIE VAN GEGEVENS

De gegevens die bij een kwantitief onderzoek van beweging voor een lidmaat bekomen worden, kunnen vergeleken worden met deze van het contralaterale lidmaat of met absolute referentiewaarden. Referentiewaarden kunnen idealiter bekomen worden van elk paard vóór het ontstaan van problemen. Bij experimenteel krachtplaat-onderzoek worden vaak modellen gebruikt waarbij tijdelijk kreupelheid geïnduceerd wordt (Back *et al.*, 1993; Galisteo *et al.*, 1997; Clayton *et al.*, 2000a). In een dergelijke situatie kan elk paard als zijn eigen controle dienen aangezien van elk paard waarden beschikbaar zijn vóór de inductie van de afwijkende beweging. Het is duidelijk dat in een klinische situatie zelden gegevens beschikbaar zijn van het paard vóór het optreden van kreupelheid. In een niet-experimentele situatie moeten de gegevens dan ook vergeleken worden met referentiewaarden die niet van hetzelfde paard afkomstig zijn. Een vergelijking tussen verschillende paarden wordt mogelijk gemaakt door de krachten te normaliseren naar het gewicht en de duur van de steunfase (Clayton, 1996; Hodson *et al.*, 2000). Zo werden reeds referentiewaarden opgesteld voor Neder-

landse warmbloedpaarden in stap, draf en galop (Merkens *et al.*, 1993a; Merkens *et al.*, 1993b). De uitgeoefende krachten zijn sterk afhankelijk van de conformatie van het paard (Barr *et al.*, 1995). De extrapolatie van deze gegevens naar paarden van een ander ras of met een andere conformatie is dus niet zonder meer mogelijk (Williams *et al.*, 1999). Er is dus behoefte aan een uitgebreide set van referentiewaarden.

De herhaalbaarheid van kinematische en kinetische parameters bij gezonde, normale paarden is hoog, waarbij de analyse van een beperkt aantal passen (3-5) voldoende beschouwd wordt (Pourcelot *et al.*, 1997; Ishihara *et al.*, 2005). Het gemiddelde van dit vooraf vastgelegd aantal metingen wordt als representatief beschouwd voor het betreffende lidmaat (Clayton en Schamhardt, 2001). De duur van de steunfase, de amplitudes van de uitgeoefende krachten en de impulsen zijn in hoge mate symmetrisch bij gezonde pony's (Barr *et al.*, 1995) en paarden (Merkens *et al.*, 1993a; Merkens *et al.*, 1993b).

De berekening van symmetrie-indices maakt een nauwkeurige analyse mogelijk. Hierbij wordt de verhouding gemeten van de parameters van het kreupel lidmaat tot die van het gezonde lidmaat bij een unilateraal letsel. Een beperking is echter de moeilijkheid om bilaterale problemen te onderkennen, aangezien in dat geval vaak geen asymmetrieën zichtbaar zijn (Buchner *et al.*, 1995; Pourcelot *et al.*, 1997). Een diagnostische regionale anesthesie, unilateraal uitgevoerd met het oog op het accentueren van de problemen aan de contralaterale zijde, kan in dergelijke gevallen uitkomst bieden (Peham *et al.*, 2001b). Het bewegingspatroon na regionale anesthesieën is echter niet altijd volledig identiek aan dat van een klinisch gezond paard (Kramer *et al.*, 2000); regionale anesthesieën kunnen zelfs bij klinisch gezonde paarden zeer lichte verschillen in het bewegingspatroon induceren. Het is onduidelijk of deze asymmetrieën dezelfde grootteorde kunnen aannemen als asymmetrieën die met kreupelheid geassocieerd worden (Buchner *et al.*, 1995). Lichte, 'natuurlijke' asymmetrieën werden reeds vastgesteld bij zeer jonge paarden, doch het mogelijk aangeboren en/of erfelijk karakter hiervan is niet bekend. In hoeverre minimale afwijkingen of asymmetrieën deel uitmaken van een normale interindividuele variatie, of het gevolg zijn van louter een afwijkende hoefconformatie, of een teken zijn van subklinische problemen is tot op heden niet duidelijk (Kramer *et al.*, 2000; Weishaupt *et al.*, 2001). In elk geval bemoeilijken de minimale asymmetrieën enigszins het opstellen van referentiewaarden (Ishihara *et al.*, 2005) en het interpreteren van subtiele verschillen (Buchner *et al.*, 1996b; Clayton, 2005).



## COMBINATIE KINETICA EN KINEMATICA

Kinetische en kinematische parameters kunnen onder ideale, gestandaardiseerde omstandigheden in 'ganglaboratoria' gecombineerd worden (Hodson *et al.*, 2000; Hodson *et al.*, 2001). De kinetische parameters leveren immers geen informatie over de zweeffase van het lidmaat (Peham *et al.*, 1999) én er bestaan correlaties tussen kinematische en kinetische parameters. Zo is de maximale extensiehoek van de kogel positief gecorreleerd met de 'PVF' gedurende de steunfase (Keegan *et al.*, 1997; Clayton *et al.*, 2000a).

## PATHOGNOMONISCHE ANALYSE ?

De mogelijkheid om een patroon in afwijkende bewegingen te herkennen en te correleren met bepaalde aandoeeningen is een typische eigenschap van het menselijk brein. Om patronen in afwijkende kinematische en kinetische data te herkennen en een bijhorende differentiaal-diagnose te formuleren, is de verdere ontwikkeling van geïnformateerde systemen, zogenaamde artificiële neurale netwerken, een belangrijke uitdaging voor de toekomst (Clayton *et al.*, 1998; Keegan *et al.*, 2000). Dergelijke informaticanetwerken zijn opgebouwd naar analogie van het menselijk brein en zijn in staat om in gigantische hoeveelheden gegevens bepaalde patronen te herkennen (Buchner *et al.*, 2001; Clayton en Schamhardt, 2001; Keegan *et al.*, 2003). De hoeveelheid gegevens die ingevoerd moeten worden om tot een aanvaardbaar percentage correcte diagnoses te komen, is voorlopig nog te groot om dergelijke systemen klinisch toepasbaar te maken (Schoberberger en Peham, 2002).

## CONCLUSIE

De voorbije decennia is er een grote vooruitgang geboekt op het gebied van de analyse van de bewegingen van het paard, gebaseerd op de ontwikkelingen bij de mens. Het gebruik van deze nieuwe technologieën bij het paard is echter niet vanzelfsprekend: de grotere massa van het dier met zijn eigen bewegingsamplitude, de vier ledematen en complexe gangen met gelijktijdige hoofslagen zijn slechts enkele complicerende factoren. Vooral nog wordt de klinische toepasbaarheid van de kinematische analyse voornamelijk beperkt door de technische complexiteit. Door de toepassing van draadloze technologie kan de toepassing van vele systemen vereenvoudigd worden, doch het plaatsen van markeringen blijft in kinematische opstellingen echter noodzakelijk. Uitdagingen liggen in de ontwikkeling van een systeem dat

toepasbaar is in een niet-experimentele omgeving zonder ingewikkelde of invasieve procedures aan de ledematen of het lichaam van het paard én met een hoge precisie, accurateid en sensitiviteit. De kinematische analyse lijkt voorlopig moeilijk aan al deze voorwaarden te kunnen voldoen. De kinetische analyse, en in het bijzonder het krachtplaatonderzoek, wordt tot op heden beschouwd als de gouden standaard voor het vaststellen van kreupelheid (Bertone, 2003). De sterk beperkte gebruiksvriendelijkheid van krachtplaten vormt voorlopig echter de belangrijkste limiterende factor voor de routinematige toepassing ervan tijdens het kreupelheidsonderzoek bij het paard. De technologische vernieuwingen volgen elkaar echter snel op, waardoor de toekomstige klinische toepasbaarheid van kinetische systemen haalbaar lijkt. Zoals reeds hoger vermeld lijkt het gebruik van een aangepaste drukplaat veelbelovend voor routinematig gebruik tijdens het kreupelheidsonderzoek. De vereiste aanpassingen liggen niet alleen op het gebied van software, maar ook de beschikbare meetoppervlakte, meetfrequentie en duurzaamheid van de humane systemen moeten aangepast worden aan de extreme belasting tijdens het kreupelheidsonderzoek van het paard.

Hoewel kinetische data onvoldoende informatie opleveren om tot een concrete diagnose te komen, zijn ze wel nuttig om het kreupele lidmaat aan te duiden en de graad van kreupelheid te kwantificeren (Meershoek en Van den Bogert, 2001). In combinatie met de objectieve interpretatie van het effect van diagnostische anesthesieën kan een meer betrouwbare lokalisatie van de oorzaak van de kreupelheid op het lidmaat verkregen worden. Het moet dan ook benadrukt worden dat de analyse van beweging slechts een deelaspect is van een volledig orthopedisch onderzoek (Barrey, 1999; Weishaupt *et al.*, 2001).

## LITERATUUR

- Arkell M., Archer R.M., Guitian F.J., May S.A. (2006). Evidence of bias affecting the interpretation of the results of local anesthetic nerve blocks when assessing lameness in horses. *The Veterinary Record* 9, 346-349.
- Audigié F., Pourcelot P., Degueurce C., Denoix J.-M., Geiger D., Bortolussi C. (1998). Asymmetry in placement of bilateral skin markers on horses and effects of asymmetric skin marker placement on kinematic variables. *American Journal of Veterinary Research* 59, 938-944.
- Audigié F., Pourcelot P., Degueurce C., Geiger D., Denoix J.-M. (2002). Fourier analysis of trunk displacements : a method to identify the lame limb in trotting horses. *Journal of Biomechanics* 35, 1173-1182.
- Back W., Barneveld A., Van Weeren P.R., Van den Bogert A.J. (1993). Kinematic gait analysis in equine carpal lameness. *Acta Anatomica* 146, 86-89.

- Back W., Schamhardt H.C., Hartman W., Barneveld A. (1995). Kinematic differences between the distal portions of the forelimbs and the hind limbs of horses at the trot. *American Journal of Veterinary Research* 56, 1522-1528.
- Barr A.R.S., Dow S.M., Goodship A.E. (1995). Parameters of forelimb ground reaction force in 48 normal ponies. *The Veterinary Record* 136, 283-286.
- Barrey E. (1999). Methods, applications and limitations of gait analysis in horses. *The Veterinary Journal* 157, 7-22.
- Barrey E., Desbrosse F. (1996). Lameness detection using an accelerometric device. *Pferdeheilkunde* 12, 617-622.
- Bertone A.L. (2003). Gait analysis for the quantification of lameness. In: Ross M.W. and Dyson S.J. (editors). *Diagnosis and management of lameness in the horse*, Saunders, St. Louis, Missouri, 222-225.
- Brown K.E., Nickels F.A., Caron J.P., Mullineaux D.R., Clayton H.M. (2005). Investigation of the immediate analgesic effects of extracorporeal shock wave therapy for treatment of navicular disease in horses. *Veterinary Surgery* 34, 554-558.
- Buchner H.H.F. (2001). Gait adaptations in lameness. In: Back W. and Clayton H.M. (editors). *Equine Locomotion*, W.B. Saunders, Harcourt Publishers Ltd, London, 251-279.
- Buchner H.H.F., Obermüller S., Scheidl M. (2000). Body centre of mass movement in the sound horse. *The Veterinary Journal* 160, 225-234.
- Buchner H.H.F., Savelberg H.H.C.M., Schamhardt H.C., Barneveld A. (1995). Bilateral lameness in horses – a kinematic study. *Veterinary Quarterly* 17, 103-105.
- Buchner H.H.F., Savelberg H.H.C.M., Schamhardt H.C., Barneveld A. (1996a). Limb movement adaptations in horses with experimentally induced fore- or hindlimb lameness. *Equine Veterinary Journal* 28, 63-70.
- Buchner H.H.F., Savelberg H.H.C.M., Schamhardt H.C., Barneveld A. (1996b). Head and trunk movement adaptations in horses with experimentally induced fore- or hindlimb lameness. *Equine Veterinary Journal* 28, 71-76.
- Caron J.P. (1998). Objective and subjective gait analysis techniques. In: White N.A., Moore J.N. (editors). *Current techniques in equine surgery and lameness*, 2<sup>nd</sup> ed., Saunders Company, Philadelphia, 501-504.
- Clayton H.M. (1993). The extended canter: a comparison of some kinematic variables in horses trained for dressage and for racing. *Acta Anatomica* 146, 183-187.
- Clayton H.M. (1995). Comparison of the stride kinematics of the collected, medium and extended walks in horses. *American Journal of Veterinary Research* 56, 849-852.
- Clayton H.M. (1996). Instrumentation and techniques in locomotion and lameness. *Veterinary Clinics of North America: Equine Practice* 12, 337-350.
- Clayton H.M. (1998b). Effects of hoof angle on locomotion and limb loading. In: White N.A. and Moore J.N. (editors). *Current techniques in equine surgery and lameness*, 2<sup>nd</sup> edition, Saunders Company, Philadelphia, 504-509.
- Clayton H.M. (2004). In: Clayton H.M. (editor). *The Dynamic Horse: a biomechanical guide to equine movement and performance*. Sports Horse Publications, Mason, 195-216.
- Clayton H.M. (2005). The force plate: established technology, new applications. *The Veterinary Journal* 169, 15-16.
- Clayton H.M., Bialski D.E., Lanovaz J.L., Mullineaux D.R. (2003). Assessment of the reliability of a technique to measure postural sway in horses. *American Journal of Veterinary Research* 64, 1354-1359.
- Clayton H.M., Lanovaz J.L., Schamhardt H.C., Willemsen M.A., Colborne G.R. (1998). Net joint moments and powers in the equine forelimb during the stance phase of the trot. *Equine Veterinary Journal* 30, 384-389.
- Clayton H.M., Schamhardt H.C. Measurement techniques for gait analysis (2001). In: Back W., Clayton H.M. (editors). *Equine Locomotion*. W.B. Saunders, Harcourt Publishers Ltd, London, 55-76.
- Clayton H.M., Schamhardt H.C., Willemsen M.A., Lanovaz J.L., Colborne R.C. (2000a). Kinematics and ground reaction forces in horses with superficial digital flexor tendinitis. *American Journal of Veterinary Research* 61, 191-196.
- Colborne G.R. (2003). Gait analysis: technology looking for a place to happen? *The Veterinary Journal* 168, 112-113.
- Drevemo S., Roepstorff L., Kallings P., Johnston C.J. (1993). Application of Trackeye® in equine locomotion research. *Acta Anatomica* 193, 137-140.
- Erkert R.S., MacAllister C.G., Payton M.E., Clarke C.R. (2005). Use of force plate analysis to compare the analgesic effects of intravenous administration of phenylbutazone and flunixin meglumine in horses with navicular syndrome. *American Journal of Veterinary Research* 66, 284-288.
- Fuller C.J., Bladon B.M., Driver A.J., Barr A.R.S. (2006). The intra- and inter-assessor reliability of measurement of functional outcome by lameness scoring in horses. *The Veterinary Journal* 171, 281-286.
- Galisteo A.M., Cano M.R., Morales J.L., Miró F., Vivo J., Agüera E. (1997). Kinematics in horses at the trot before and after an induced forelimb supporting lameness. *Equine Veterinary Journal Supplement* 23, 97-101.
- Galloux P., Barrey E. (1997). Components of the total kinetic moment in jumping horses. *Equine Veterinary Journal Supplement* 23, 41-44.
- Gustas P., Johnston C., Roepstorff L., Drevemo S., Lanshammar H. (2004). Relationships between fore- and hindlimb ground reaction force and hoof deceleration patterns in trotting horses. *Equine Veterinary Journal* 36, 737-742.
- Hewetson M., Christley R.M., Hunt I.D., Voute L.C. (2006). Investigations of the reliability of observational gait analysis for the assessment of lameness in horses. *The Veterinary Record* 158, 852-858.
- Hodson E., Clayton H.M., Lanovaz J.L. (2000). The forelimb in walking horses: 1. Kinematics and ground reaction forces. *Equine Veterinary Journal* 32, 287-294.
- Hodson E., Clayton H.M., Lanovaz J.L. (2001). The hindlimb in walking horses: 1. Kinematics and ground reaction forces. *Equine Veterinary Journal* 33, 38-43.
- Hof A.L. (1996). Scaling gait data to body size. *Gait & Posture* 4, 222-223.
- Holmström M., Fredricson I., Drevemo S. (1993). Biokinematic analysis of the Swedish Warmblood riding horse at trot. *Equine Veterinary Journal* 26, 235-240.
- Ishihara A., Bertone A.L., Rajala-Schultz P.J. (2005). Association between subjective lameness grade and kinetic gait parameters in horses with experimentally induced forelimb lameness. *American Journal of Veterinary Research* 66, 1805-1815.

- Judy C.E., Galuppo L.D., Snyder J.R., Willits N.H. (2001). Evaluation of an in-shoe pressure measurement system in horses. *American Journal of Veterinary Research* 62, 23-28.
- Kai M., Aoki O., Hiraga A., Oki H., Tokuriki M. (2000). Use of an instrument sandwiched between the hoof and shoe to measure vertical ground reaction forces and three-dimensional acceleration at the walk, trot, and canter in horses. *American Journal of Veterinary Research* 61, 979-985.
- Keegan K.G., Arafat S., Skubic M., Wilson D.A., Kramer J. (2003). Detection of lameness and determination of the affected forelimb in horses by use of continuous wavelet transformation and neural network classification of kinematic data. *American Journal of Veterinary Research* 64, 1376-1381.
- Keegan K.G., Pai P.F., Wilson D.A., Smith B.K. (2001). Signal decomposition method of evaluating head movement to measure induced forelimb lameness in horses trotting on a treadmill. *Equine Veterinary Journal* 33, 446-451.
- Keegan K.G., Wilson D.A., Smith B.K., Wilson D.J. (2000). Changes in kinematic variables observed during pressure-induced forelimb lameness in adult horses trotting on a treadmill. *American Journal of Veterinary Research* 61, 612-619.
- Keegan K.G., Wilson D.J., Wilson D.A., Frankeny R.L., Loch W.E., Smith B. (1997). Effects of anaesthesia of the palmar digital nerves on kinematic gait analysis in horses with and without navicular disease. *American Journal of Veterinary Research* 58, 218-223.
- Keegan K.G., Wilson D.A., Wilson D.J., Smith B., Gaughan E.M., Pleasant R.S., Lillich J.D., Kramer J., Howard R.D., Bacon-Miller C., Davis E.G., May K.A., Cheramie H.S., Valentino W.L., van Harreveld P.D. (1998). Evaluation of mild lameness in horses trotting on a treadmill by clinicians and interns or residents and correlation of their assessments with kinematic gait analysis. *American Journal of Veterinary Research* 59, 1370-1377.
- Keegan K.G., Yonewaza Y., Pai P.F., Wilson D.A., Kramer J. (2004). Evaluation of a sensor-based system of motion analysis for detection and quantification of forelimb and hind limb lameness in horses. *American Journal of Veterinary Research* 65, 665-670.
- Khumsap S., Clayton H.M., Lanovaz J.L. (2001). Effect of walking velocity on ground reaction force variables in the hind limb of clinically normal horses. *American Journal of Veterinary Research* 62, 901-906.
- Khumsap S., Lanovaz J.L., Clayton H.M. (2004). Three-dimensional kinematic analysis of horses with induced tarsal synovitis. *Equine Veterinary Journal* 36, 659-663.
- Kram R., Griffin T.M., Donelan J.M., Chang Y.H. (1998). Force treadmill for measuring vertical and horizontal ground reaction forces. *Journal of Applied Physiology* 85, 764-769.
- Kramer J., Keegan K.G., Wilson D.A., Smith B.K., Wilson D.J. (2000). Kinematics of the hind limb in trotting horses after induced lameness of the distal intertarsal and tarsometatarsal joints and intra-articular administration of anesthetic. *American Journal of Veterinary Research* 61, 1031-1036.
- Leach D.H. (1993). Recommended terminology for researchers in locomotion and biomechanics of quadrupedal animals. *Acta Anatomica* 146, 130-136.
- Leleu C., Bariller F., Cotrel C., Barrey E. (2004). Reproducibility of a locomotor test for trotter horses. *The Veterinary Journal* 168, 160-166.
- Lundberg A. (1996). On the use of bone and skin markers in kinematics research. *Human Movement Science* 15, 411-422.
- Marlin D., Nankervis K. (2003). In: Marlin D., Nankervis K. (editors). *Equine Exercise Physiology*. Blackwell Science Ltd, Oxford, 151-164.
- McLaughlin R.M., Gaughan E.M., Roush J.K., Skaggs C.L. (1996). Effects of subject velocity on ground reaction force measurements and stance times in clinically normal horses at the walk and trot. *American Journal of Veterinary Research* 57, 7-11.
- Meershoek L.S., Van den Bogert A.J. (2001). Mechanical analysis of locomotion. In: Back W., Clayton H.M. (editors). *Equine Locomotion*, W.B. Saunders, Harcourt Publishers Ltd, London, 305-326.
- Merkens H.W., Schamhardt H.C., Van Osch G.J.V.M., Hartman W. (1993a). Ground reaction force patterns of Dutch Warmbloods at the canter. *American Journal of Veterinary Research* 54, 670-674.
- Merkens H.W., Schamhardt H.C., Van Osch G.J.V.M., Van den Bogert A.J. (1993b). Ground reaction force patterns of Dutch Warmblood horses at normal trot. *Equine Veterinary Journal* 25, 134-137.
- Peham C., Licka T., Girtler D., Scheidl M. (1999). Supporting forelimb lameness: clinical judgement vs. computerised symmetry measurement. *Equine Veterinary Journal* 31, 417-421.
- Peham C., Licka T., Girtler D., Scheidl M. (2001a). Hindlimb lameness: clinical judgement versus computerised symmetry measurement. *The Veterinary Record* 148, 750-752.
- Peham C., Licka T., Girtler D., Scheidl M. (2001b). The influence of lameness on equine stride length consistency. *The Veterinary Journal* 162, 153-157.
- Peham C., Licka T., Mayr A., Scheidl M. (2000). Individual speed dependency of forelimb lameness in trotting horses. *The Veterinary Journal* 160, 135-138.
- Peham C., Licka T., Mayr A., Scheidl M., Girtler D. (1998). Speed dependency of motion pattern consistency. *Journal of Biomechanics* 31, 769-772.
- Peham C., Scheidl M., Licka T. (1996). A method of signal processing in motion analysis of the trotting horse. *Journal of Biomechanics* 29, 1111-1114.
- Perino V. (2002). Testing the Tekscan system as a tool for objectively measuring lameness in the horse. MS Thesis, Colorado State University.
- Pourcelot P., Audigié F., Degueurce C., Denoix J.-M., Geiger D. (1997). Kinematic Symmetry Index: a method for quantifying the horse locomotion symmetry using kinematic data. *Veterinary Research* 28, 525-538.
- Pourcelot P., Degueurce C., Audigié F., Denoix J.-M., Geiger D. (1997). Kinematic analysis of the locomotion symmetry of sound horses at a slow trot. *Equine Veterinary Journal Supplement* 23, 93-96.
- Ratzlaff M.H., Wilson P.D., Hyde M.L., Balch O.K., Grant B.D. (1993). Relationships between locomotor forces, hoof position and joint motion during the support phase of the stride of galloping horses. *Acta Anatomica* 146, 200-204.
- Roepstorff L., Drevemo S. (1993). Concept of a force-measuring horseshoe. *Acta Anatomica* 146, 114-119.

- Rollot Y., Lecuyer E., Chateau H., Crevier-Denoix N. (2004). Development of a 3D model of the equine distal forelimb and of a GRF shoe for non-invasive determination of *in vivo* tendon and ligament loads and strains. *Equine Veterinary Journal* 36, 677-682.
- Ross M.W. (2003). Diagnosis of lameness. In: Ross M.W. and Dyson S.J. (editors). *Diagnosis and management of lameness in the horse*, St Louis, Missouri, Saunders, 60-67.
- Schamhardt H.C., Van den Bogert A.J., Hartman W. (1993). Measurement techniques in animal locomotion analysis. *Acta Anatomica* 146, 123-129.
- Schobesberger H., Peham C. (2002). Computerized detection of supporting forelimb lameness in the horse using an artificial neural network. *The Veterinary Journal* 163, 77-84.
- Sha D.H., Mullineaux D.R., Clayton H.M. (2004). Three-dimensional analysis of skin displacement over the equine radius. *Equine Veterinary Journal* 36, 665-670.
- Stashak T.S. (2002). Examination of lameness. In: Stashak T.S. (editor). *Adams' lameness in horses*, 5<sup>th</sup> edition, Philadelphia, Lippincott Williams & Wilkins, 113-183.
- Symonds K.D., MacAllister C.G., Erkert R.S., Payton M.E. (2006). Use of force plate analysis to assess the analgesic effects of etodolac in horses with navicular syndrome. *American Journal of Veterinary Research* 67, 557-561.
- Van den Bogert A.J., Read L., Nigg B.M. (1996). A method for inverse dynamic analysis using accelerometry. *Journal of Biomechanics* 29, 949-954.
- Van Heel M.C.V., Barneveld A., Van Weeren P.R., Back W. (2004). Dynamic pressure measurements for the detailed study of hoof balance: the effect of trimming. *Equine Veterinary Journal* 36, 778-782.
- Van Heel M.C.V., Moleman M., Barneveld A., Van Weeren P.R., Back W. (2005). Changes in location of centre of pressure and hoof-unrollment pattern in relation to an 8-week shoeing interval in the horse. *Equine Veterinary Journal* 37, 536-540.
- Van Heel M.C.V., Van Weeren P.R., Back W. (2006). Shoeing sound Warmblood horses with a rolled toe optimises hoof-unrollment and lowers peak loading during breakover. *Equine Veterinary Journal* 38, 258-262.
- Van Weeren P.R., Van den Bogert A.J., Back W., Bruin G., Barneveld A. (1993). Kinematics of the Standardbred trotter measured at 6, 7, 8 and 9 m/s on a treadmill, before and after 5 months of prerace training. *Acta Anatomica* 146, 154-161.
- Van Weeren P.R., Van den Bogert A.J., Barneveld A. (1992). Correction models for skin displacement in equine kinematic gait analysis. *Equine Veterinary Science* 12, 178-192.
- Weishaupt M.A., Hogg H.P., Wiestner T., Denoth J., Stüssi E., Auer J.A. (2002). Instrumented treadmill for measuring vertical ground reaction forces in horses. *American Journal of Veterinary Research* 63, 520-527.
- Weishaupt M.A., Wiestner T., Hogg H.P., Jordan P., Auer J.A., Barrey E. (2001). Assessment of gait irregularities in the horse: eye vs. gait analysis. *Equine Veterinary Journal Supplement* 33, 135-140.
- Weishaupt M.A., Wiestner T., Hogg H.P., Jordan P., Auer J.A. (2004). Vertical ground reaction force-time histories of sound Warmblood horses trotting on treadmill. *The Veterinary Journal* 168, 304-311.
- Weishaupt M.A., Wiestner T., Hogg H.P., Jordan P., Auer J.A. (2006). Compensatory load redistribution of horses with induced weight-bearing forelimb lameness trotting on a treadmill. *The Veterinary Journal* 171, 135-146.
- Williams G.E., Silverman B.W., Wilson A.M., Goodship A.E. (1999). Disease-specific changes in equine ground reaction force data documented by use of principal component analysis. *American Journal of Veterinary Research* 60, 549-555.
- Witte T.H., Knill K., Wilson A.M. (2004). Determination of peak vertical ground reaction force from duty factor in the horse (*Equus caballus*). *The Journal of Experimental Biology* 207, 3639-3648.