

Dwangrotatie van de humerus

Driedimensionaal onderzoek naar een verklaring voor de noodzaak van de dwangrotatie van de humerus bij maximale adductie

Julien Pronk

Juni, 2013

Opleiding Bewegingstechnologie, Haagse Hogeschool

Dwangrotatie van de humerus

Driedimensionaal onderzoek naar een verklaring voor de noodzaak van de dwangrotatie van de humerus bij maximale adductie

Julien Pronk (07032730)

Eerste begeleider: Herre Faber

Tweede begeleider: Chris Riezebos

Juni, 2013

Opleiding Bewegingstechnologie, Haagse Hogeschool

Samenvatting

De bekendste verklaring voor de noodzaak van de dwangrotatie van de humerus bij maximale abductie is van Hoppenfeld, waarin hij duidt op een ossale beperking. In deze verklaring suggereert Hoppenfeld dat het glenohumeraal gewricht, na exorotatie van de humerus en bij een stilstaande scapula, een gewrichtsuitslag van 180 graden abductie kan bereiken. Bij een geëndoroteerde humerus constateert Hoppenfeld een abductiehoek van 90 graden.

Deze verklaring is onderzocht door de scapula, tijdens een passief bewegingsonderzoek naar abductie van de humerus in endo- en exorotatiestand, te fixeren. Om de scapulaoriëntatie te registreren, is gebruik gemaakt van een Acromion Marker Cluster (AMC).

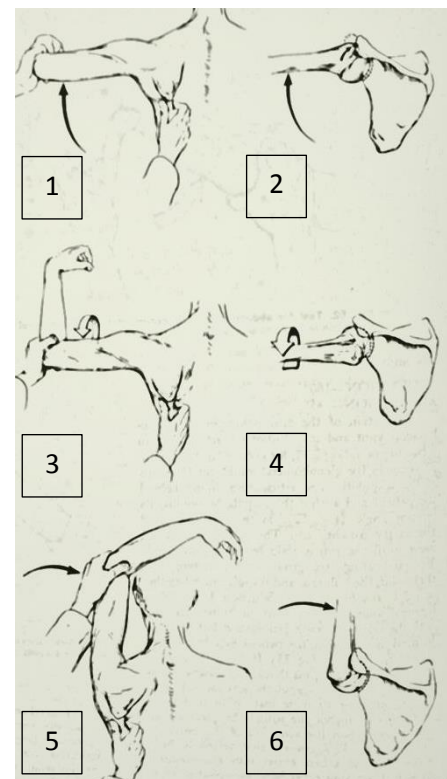
Er bleek geen significant verschil in de abductiehoek van de humerus in endo- en exorotatiestand ($P = 0,215$). Het AMC is, door de huidverschuiving van de opbollende huidplooi, niet representatief geacht voor de scapulaoriëntatie tijdens de fixatie en daarmee geen valide meetinstrument om de eventuele scapulabeweging te registreren bij scapulafixatie. De resultaten duiden op het ongelijk van Hoppenfeld. Er is geen glenohumeraal gewricht dat een abductie van 180 graden toelaat.

1. Inleiding

Proefpersonen zonder klachten aan de schoudergordel kunnen een bewegingsuitslag van de humerus ten opzichte van de thorax van circa 180 graden abductie behalen (Riezebos & Lagerberg, 2003); (Kapandji, 1982); (Inman, Saunders, & Abbott, 1944). Zodra er met een gedwongen humerale endorotatiestand geabduceerd wordt en de arm strikt in het frontale vlak wordt behouden, bedraagt de bewegingsuitslag van de humerus ten opzichte van de thorax circa negentig tot honderd graden (Riezebos & Lagerberg, 2003) (Hoppenfeld, 1976) (Inman, Saunders, & Abbott, 1944). Bij een beweging in een frontaal vlak, die start in een afhangende positie van de arm en eindigt in een maximaal geabduceerde stand (humerus staat in een hoek van circa 180 graden ten opzichte van de thorax), moet de humerus exoroteren. Zonder deze dwangrotatie is het behalen van een bewegingsuitslag van 180 graden bij zuiver abducen onmogelijk (Inman, Saunders, & Abbott, 1944); (Hoppenfeld, 1976); (Kapandji, 1982); (Riezebos & Lagerberg, 2003); (Schuitemaker & Egmond, 2009).

Verklaringen voor deze dwangrotatie zijn noodzakelijk om bewegingen van de schoudergordel beter te begrijpen. Bovendien is kennis van dit soort bewegingsmechanismen van groot belang voor de diagnose en behandeling van patiënten met schouderklachten. De verklaringen voor dwangrotatie bij maximale abductie worden veelal in het glenohumeraal gewricht gezocht. De bekendste verklaring is van Stanley Hoppenfeld (Hoppenfeld, 1976). Hij omschrijft een verklaring die duidt op een ossale beperking. In figuur 1 wordt de afbeelding, die gebruikt is ter illustratie voor Hoppenfeld's verklaring, gegeven. Binnen deze verklaring wordt de exorotatie noodzakelijk geacht, omdat het tuberculum majus van de humerus in endorotatiestand zou botsen tegen het acromion tijdens het abducen (zie figuur 1, afbeelding nummer 1 en 2 ter verduidelijking). Wanneer de humerus zou exoroteren, draait het tuberculum majus weg van het acromion en dit zou volgens Hoppenfeld de ruimte bieden om verder te kunnen abducen (zie figuur 1, afbeelding 3 tot en met 6).

Volgens andere wetenschappelijke inzichten is scapulabeweging vereist om maximaal te abducen (Kibler, Ludewig, McClure, Uhl, & Sciascia, 2009); (McClure, Michener, Sennett, & Karduna, 2001); (Veeger & Van der Helm, 2007); (Van Andel, Van Hutten, Eversdijk, Veeger, & Harlaar, 2009); (Inman, Saunders, & Abbott, 1944); (Kapandji, 1982). Hoppenfeld gaat in zijn verklaring voorbij aan de noodzaak van scapulabeweging bij maximaal abducen. Het is duidelijk dat de illustraties behorend bij deze verklaring (figuur 1) stilstaande scapulae tonen. De auteur heeft zelfs getracht een scapulaire fixatiemethodiek te illustreren. Toch bereikt de humerus in figuur 1 (afbeelding 5 en 6), weliswaar na exorotatie maar met een stilstaande scapula, een eindstand van 180 graden ten opzichte van de thorax en de scapula. Daarmee suggereert Hoppenfeld dat er geen scapulabeweging nodig is en zou een exorotatie van de humerus voldoen om maximaal te kunnen abducen. Aansluitend is dan te concluderen dat het hier gaat om een glenohumeraal gewricht dat een bewegingsuitslag van 180 graden abductie toelaat; een gedachtegang die in strijd is met wetenschappelijke literatuur



Figuur 1: Bovenstaande afbeelding is ter illustratie voor de "botsende structuren verklaring", gebruikt in het boek *Physical examination of the spine and extremities* (Hoppenfeld, 1976).

(Inman, Saunders, & Abbott, 1944); (Kapandji, 1982); (Veeger & Van der Helm, 2007); (Riezebos & Lagerberg, 2003);.

Riezebos & Lagerberg publiceren in 2003 een artikel waarin zij een verklaring voor de noodzaak van de dwangrotatie beschrijven. Dit betreft een verklaring waarin de beweging van de gehele schoudergordel en in het bijzonder de restricties van de scapulabeweging de noodzaak van de dwangrotatie vormt (Riezebos & Lagerberg, 2003). Riezebos en Lagerberg zetten uiteen dat, bij abductie met een geëndoroteerde humerus, de restricties van het scapulathorocale gewricht onmogelijke eisen aan het glenohumerale gewricht opleggen. Bovendien vinden zij geen verschil in bewegingsuitslag (humerus ten opzichte van de thorax) tussen zuivere abductie in humerale exo- en endorotatiestand, bij gebruik van een manuele greep die de scapula zou fixeren (Riezebos & Lagerberg, 2003); (Schuitemaker & Egmond, 2009). Deze bevinding is in strijd met de verklaring van Hoppenfeld; het tuberculum majus botst namelijk niet tegen het acromion.

Helaas zijn er geen kinematische data die de bovenstaande stellingen van Riezebos & Lagerberg verwerpen of bevestigen. Daarom is onderzoek vereist om te bezien of de scapula daadwerkelijk stilstaat bij scapulafixatie middels een manuele greep.

1. Is er, bij gebrek aan scapulabeweging, verschil in de bereikte bewegingsuitslag tussen situatie 1.1 en 1.2?
 - 1.1. De humerus wordt in exorotatiestand passief geabduceerd tot het einde van het bewegingstraject.
 - 1.2. De humerus wordt in endorotatiestand passief geabduceerd tot het einde van het bewegingstraject.
2. Is er scapulabeweging bij een passief bewegingsonderzoek bij scapulaire fixatie middels een manuele greep?

2. Methode

2.1. Proefpersonen

Middels een fixatiemethode (Riezebos & Lagerberg, 2003) (Schuitemaker & Egmond, 2009) is de rechterscapula bij dertien gezonde proefpersonen met een gemiddelde leeftijd van 21 jaar gefixeerd. Alle proefpersonen waren vrij van klachten en pijn aan de schoudergordel. Tevens zijn zij geïnformeerd over het karakter en doel van dit onderzoek en hebben zij een toestemmingsverklaring ondertekend.

Terwijl een onderzoeker de scapula met een handgreep had gefixeerd (zie figuur 2), is de humerus in een zuiver frontaal vlak passief geabduceerd in een tweetal situaties:

1. *maximaal geëndoroteerde stand van de humerus in het glenohumeraal gewricht.*
2. *maximaal geëxoroteerde stand van de humerus in het glenohumeraal gewricht.*



Figuur 2: De onderzoeker heeft de scapula gefixeerd middels een manuele greep. De linker afbeelding toont de eindstand bij een geëndoroteerde arm (situatie 1). De rechter afbeelding toont de eindstand bij een geëxoroteerde arm (situatie 2).

De passieve abductie is in beide situaties drie keer herhaald. Het was van belang dat de proefpersoon zich gemakkelijk voelde en ontspannen was, zodat er zo min mogelijk actieve momenten werden geleverd rond de gewrichten in de schoudergordel. Daarom zijn, voorafgaand aan het onderzoek, alle passieve bewegingen doorgenomen samen met de proefpersoon.

2.2. Registratie

Tijdens de passieve abductie zijn de bewegingen van de humerus, thorax en scapula geregistreerd. De eventuele scapulabeweging is geregistreerd door gebruik van een Acromion Marker Cluster (AMC) (figuur 2 en 3) in combinatie met een opto-elektrisch meetinstrument (OptiTrack, Corvallis). Het AMC is op het laterale en distale uiteinde van het acromion geplaatst. Het cluster bevat een drietal markers waarvan de driedimensionale cartesische coördinaten met een frequentie van 120 hertz werden geregistreerd. Het OptiTrack-systeem bleek over drie meetdagen nauwkeurig op gemiddeld 0,963 mm.



Figuur 3: Het AMC bevat drie markers welke individueel geregistreerd worden door het opto-elektrische meetinstrument.

Het gebruik van een AMC is een beproefde registratiemethode voor scapulabeweging tot 100 graden elevatie van de humerus (Karduna, McClure,

Michener, & Sennett, 2001); (Meskers, Van de Sande, & De Groot, 2007); (Van Andel, Van Hutten, Eversdijk, Veeger, & Harlaar, 2009). Na 100 graden elevatie is de huidverschuiving ten opzichte van de scapula dermate groot dat het AMC de scapulabeweging niet meer valide en betrouwbaar registreert. Ook kan de huidplooi over de m. deltoideus tijdens abductie, bij een juist gefixeerde scapula, dermate “ophopen” dat de huid mogelijk tegen de sensor aanbotst. Daardoor is de oriëntatie van het AMC niet meer representatief voor de scapula. Tijdens het ontwerpen en vervaardigen van de in dit onderzoek gebruikte AMC, is om bovenstaande redenen getracht de afmetingen zo klein mogelijk te behouden (zie figuur 3). De afmetingen van het AMC, exclusief de markers, zijn: 20 x 20 x 20 mm.

Om de bewegingen van de thorax en humerus te bepalen tijdens het passief abducen, werden markerclusters met elk vier markers geplaatst volgens de gestandaardiseerde ISB-aanbevelingen (Wu, et al., 2005). Vlak onder de insertie van m. deltoideus, tuberositas deltoidea, werd het humeruscluster geplaatst, bevestigd door gebruik van een elastische band en klittenband. Op het sternum werd een thoraxcluster geplaatst (zie figuur 2 ter verduidelijking). Het cluster op de thorax werd bevestigd door gebruik van huidvriendelijke tape.

2.3. Kinematica

2.3.1. Assenstelsel

Het assenstelsel bevindt zich op de vloer in het midden van de meetruimte. De richting van de positieve assen is zoals in figuur 4 weergegeven.

2.3.2. Scapulabeweging

De startpositie, waarin de humerus van de proefpersoon afhangt, van de meting is gedefinieerd als de laagste verticale positie van het zwaartepunt van het humeruscluster. De eindpositie waarin de humerus de grootste abductiehoek heeft, wordt gedefinieerd als de hoogste verticale positie van het zwaartepunt van het humeruscluster.

Voor de passieve abductie in zowel de geëndoroteerde als de geëxoroteerde stand van de humerus, zijn er een tweetal (S_a en S_b) matrices gemaakt, bestaande uit de drie driedimensionale markerposities van het AMC in de start- en eindpositie (respectievelijk S_a en S_b , formule (1)) uitgedrukt in kolomvectoren. Hiervoor is het gemeenschappelijk zwaartepunt van de begin- en eindpositie van het AMC in de oorsprong van het assenstelsel gezet. Met deze twee matrices is, door gebruik van Singular Value Decomposition (SVD) (Söderkvist & Wedin, 1993) in Matlab, een rotatiematrix (R) berekend (formule (2), (3) en (4)). Deze rotatiematrix beschrijft de benodigde beweging om van de startpositie naar de eindpositie te roteren.

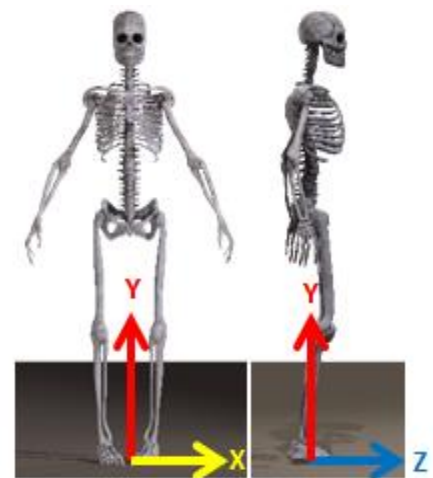
$$(1) \quad S_a = \begin{pmatrix} x_{1a} & x_{2a} & x_{3a} \\ y_{1a} & y_{2a} & y_{3a} \\ z_{1a} & z_{2a} & z_{3a} \end{pmatrix} \quad S_b = \begin{pmatrix} x_{1b} & x_{2b} & x_{3b} \\ y_{1b} & y_{2b} & y_{3b} \\ z_{1b} & z_{2b} & z_{3b} \end{pmatrix}$$

$$(2) \quad Q = S_b S_a^T$$

$$(3) \quad \text{svd}(Q) = (TUV)$$

$$(4) \quad R = T \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \det(TV^T) \end{pmatrix} V^T$$

Door gebruik te maken van de som van de hoofddiagonaal van de rotatiematrix, trace, is de absolute hoekstandsverandering (φ) berekend voor de beweging van afhingende humerus tot de grootste abductiehoek (formule (5)). Deze absolute hoekstandsverandering wordt representatief voor de totale beweging van het cluster geacht. Ter verduidelijking zijn de formules hieronder weergegeven.



Figuur 4: Weergave van het assenstelsel.

$$(5) \quad \varphi = \arccos\left(\frac{\text{Trace}(R)-1}{2}\right)$$

2.3.3. Beweging van de thorax

Vooraf is aangenomen dat de thorax stil heeft gestaan gedurende de passieve bewegingen. Ter controle werd de absolute hoekstandsverandering van het thoraxcluster berekend, volgens dezelfde methode zoals beschreven in paragraaf 2.3.2., echter ditmaal met een viertal markers. Ter verduidelijking is de hoekstandsverandering van de thorax (β) genoemd.

2.3.4. De abductiehoek

De absolute hoekstandsverandering (θ) van het humeruscluster is berekend volgens een identieke methode zoals in paragraaf 2.3.2. beschreven. Deze hoekstandsverandering wordt ontbonden in drie eulerhoeken. Om de abductiehoek te berekenen, is er voor de drie eulerhoeken een theoretische rotatiematrix gemaakt. De rotatievolgorde van de totale passieve beweging van een proefpersoon met de bijbehorende rotatiematrix (zie formule 6 tot en met 8) is zoals in onderstaande formules beschreven. Deze volgorde is standaard volgens ISB-standaards (Wu, et al., 2005) en voorkomt bovendien dat er een gimbal lock optreedt in het vlak van interesse (ab- en adductie).

1. endorotatie en exorotatie (beweging om een longitudinale as, R_y , (6)).
2. abductie en adductie (beweging om een sagittale as, R_z , (7)).
3. anteflexie en retroflexie (beweging om een longitudinale as, R_{yy} , (8)).

$$(6) \quad R_y = \begin{pmatrix} \cos(\theta_y) & 0 & \sin(\theta_y) \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin(\theta_y) & 0 & \cos(\theta_y) \end{pmatrix}$$

$$(7) \quad R_z = \begin{pmatrix} \cos(\theta_z) & -\sin(\theta_z) & 0 \\ \sin(\theta_z) & \cos(\theta_z) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

$$(8) \quad R_{yy} = \begin{pmatrix} \cos(\theta_{yy}) & 0 & \sin(\theta_{yy}) \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin(\theta_{yy}) & 0 & \cos(\theta_{yy}) \end{pmatrix}$$

Om de gehele beweging te beschrijven, is er een totale theoretische rotatiematrix gemaakt (9).

$$(9) \quad R_{tot} = R_{yy} R_z R_y$$

Deze theoretische rotatiematrix (R_{tot}) is gelijk gesteld aan de rotatiematrix van het humeruscluster, verkregen uit formule (4).

$$(10) \quad R_{tot} = R_{hum}$$

Het drietal onbekenden (θ_y , θ_{yy} en θ_z) is berekend door gebruik van substitutie. De abductiehoek is gelijk aan de waarde van θ_z .

$$(11) \quad \theta_z = \arccos(R_{hum}(2,2))$$

$$(12) \quad \theta_y = \arcsin \frac{(R_{hum}(2,3))}{\sin(\theta_z)}$$

$$(13) \quad \theta_{yy} = -\arccos \frac{(R_{hum}(1,2))}{\sin(\theta_z)}$$

2.4. Statistiek

2.4.1 AMC-beweging

Er is per proefpersoon een dataset beschikbaar, bestaande uit ieder drie maal passieve abductie in endo- en exorotatiestand van de humerus. Het gemiddelde van de rotatiehoek van het AMC (φ), abductiehoek (θ_z) en de thorocale rotatiehoek (β) is per dataset berekend. Er zijn nu twee groepen; de gemiddelde hoekstandsveranderingen voor abductie met een geëndoroteerde humerus, en de hoekstandsveranderingen voor abductie met een geëxoroteerde humerus.

Om te bezien of het AMC in beide situaties (abductie bij endo- en exorotatie) stil heeft gestaan, is een eenzijdige t-toets uitgevoerd voor de twee groepen (φ -endorotatie en φ -exorotatie). De arbitraire drempelwaarde is een rotatiehoek (φ) van kleiner dan tien graden. Tevens is er een gepaarde t-toets voor eveneens φ -endorotatie en φ -exorotatie uitgevoerd, om te onderzoeken of deze data significant van elkaar verschillen. Als significantieniveau werd $P = 0,05$ gekozen.

2.4.2 Humerusbeweging

Het verschil in abductiehoek (θ_z) is onderzocht middels een gepaarde t-toets met de variabelen θ_z -endorotatie en θ_z -exorotatie. Als significantieniveau werd $P = 0,05$ gekozen.

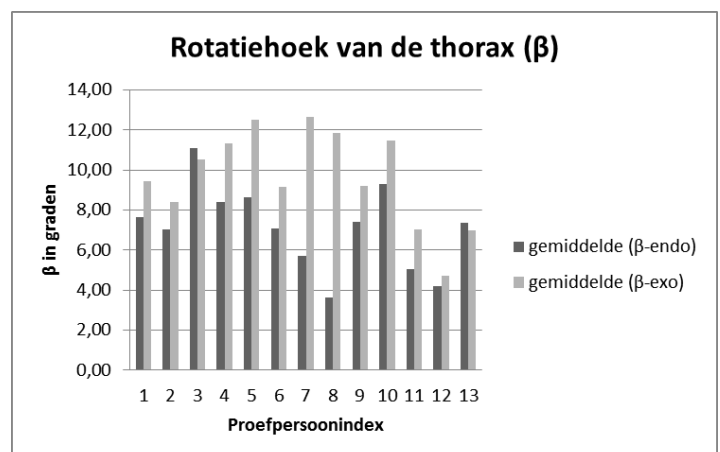
2.4.3 Thoraxbeweging

Om te bezien of de thorax gedurende het onderzoek stil heeft gestaan, is de hoekstandsverandering van de thorax (β) eveneens per subgroep (endo- en exorotatie) getoetst, met behulp van eenzijdige t-toets aan de arbitraire drempelwaarde van een rotatiehoek (β) van kleiner dan tien graden. Tevens is, door gebruik van een gepaarde t-toets, het verschil tussen de variabelen β -endorotatie en β -exorotatie bepaald. Als significantieniveau werd $P = 0,05$ gekozen.

3. Resultaten

3.1. Thorocale rotatiehoek (β)

De gemiddelde waarden van de rotatiehoek van het thorocale cluster (β) is per proefpersoon weergegeven in figuur 5. Per proefpersoon wordt het gemiddelde van de rotatiehoek (β) voor zowel de geëndoroteerde als de geëxoroteerde stand van de humerus weergegeven. Aangenomen werd dat, gedurende het gehele onderzoek, de rotatie van de thorax kleiner was dan tien graden. Deze aanname is gecontroleerd middels een eenzijdige t-toets (2.5.3). Zowel in de geëndoroteerde als geëxoroteerde stand van de humerus bleek de rotatiehoek van de thorax (β) significant kleiner (respectievelijk ($P = 0,5$) en ($P = 0,203$)) dan tien graden. Bovendien is middels de gepaarde t-toets gebleken dat beide variabelen significant gelijk zijn ($P = 0,236$). Het overzicht van de uitkomsten van de statistische toetsen is weergegeven in tabel 1.



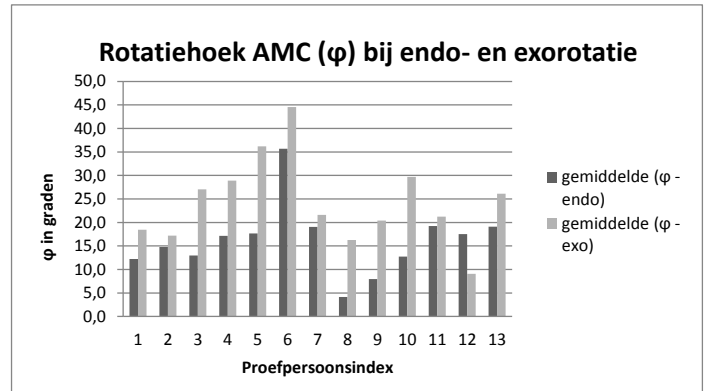
Figuur 5: De gemiddelde rotatiehoeken (β) per situatie (geëndoroteerde of geëxoroteerde humerus).

Eenzijdige t-toets	% Std. Deviatie			Betrouwbaarheids-		
	Gemiddelde	Std. Deviatie	t.o.v. gemiddelde	Drempelwaarde	interval	Significantie (P)
gemiddelde (β - endo)	7,1	2,1	29,2	< 10	95%	0,500
gemiddelde (β - exo)	9,6	2,4	25,0	< 10	95%	0,203
Gepaarde t-toets						
(β - endo) & (β - exo)	n.v.t.	n.v.t.	n.v.t.	n.v.t.	95%	0,236

Tabel 1: De uitkomsten van de statistische toetsen ter controle van de thorocale rotatiehoek.

3.2. Scapulaire (AMC) rotatiehoek (φ)

Middels een manuele greep is getracht de scapula te fixeren gedurende de passieve abductie. Stilstand van de scapula wordt arbitrair gedefinieerd als een rotatiehoek (φ) kleiner dan tien graden. In figuur 6 is de gemiddelde waarde van de rotatiehoek van het acromion cluster (φ) per proefpersoon weergegeven. Per proefpersoon wordt het gemiddelde van de rotatiehoek (φ) weergegeven voor zowel de geëndoroteerde als de geëxoroteerde stand van de humerus. Middels eenzijdige t-toetsen is gecontroleerd of de scapulaire rotatiehoek kleiner was dan tien graden. Zowel in geëndoroteerde als geëxoroteerde stand was de scapulaire rotatiehoek (φ) significant groter dan tien graden (respectievelijk ($P = 0,006$) en ($P = 0,000$)). Middels een gepaarde t-toets is gebleken dat de twee variabelen, φ -endo en φ -exo, significant verschillend ($P = 0,002$) van elkaar waren. Ter verduidelijking zijn de uitkomsten van de statistische toetsen weergegeven in tabel 2.



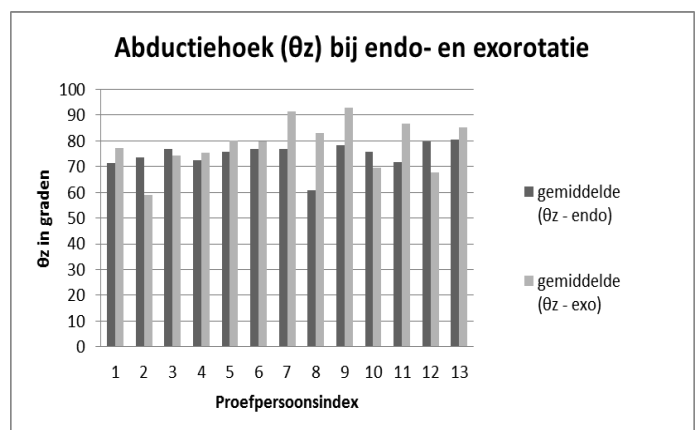
Figuur 6: De gemiddelde scapulaire (AMC) rotatiehoeken (φ) per groep (endo- en exorotatiestand van de humerus).

Eenzijdige t-toets	% Std. Deviatie			Betrouwbaarheids-		Significantie (P)
	Gemiddelde	Std. Deviatie	t.o.v. gemiddelde	Drempelwaarde	interval	
gemiddelde (φ - endo)	16,2	7,4	46,0	< 10	95%	0,006
gemiddelde (φ - exo)	24,4	9,2	37,9	< 10	95%	0,000
Gepaarde t-toets						
(φ - endorotatie) & (φ - exorotatie)	n.v.t.	n.v.t.	n.v.t.	n.v.t.	95%	0,002

Tabel 2: De uitkomsten van de statistische toetsen ter controle van de scapulaire (AMC) rotatiehoek (φ).

3.3. Abductiehoeken (θ_z)

De gemiddelde waarden van de abductiehoeken (θ_z) in geëxoroteerde en geëndoroteerde stand van de humerus, zijn weergegeven in figuur 7. Om te zien of er significant verschil was tussen abductie met geëndoroteerde en geëxoroteerde stand van de humerus, is gebruik gemaakt van een gepaarde t-toets (2.3.2). Het resultaat van de gepaarde t-toets is dat er geen significant verschil ($P = 0,215$) tussen de abductiehoek in endo- en exorotatiestand van de humerus was. In tabel 3 wordt een overzicht gegeven van de uitkomsten van de gepaarde t-toets.



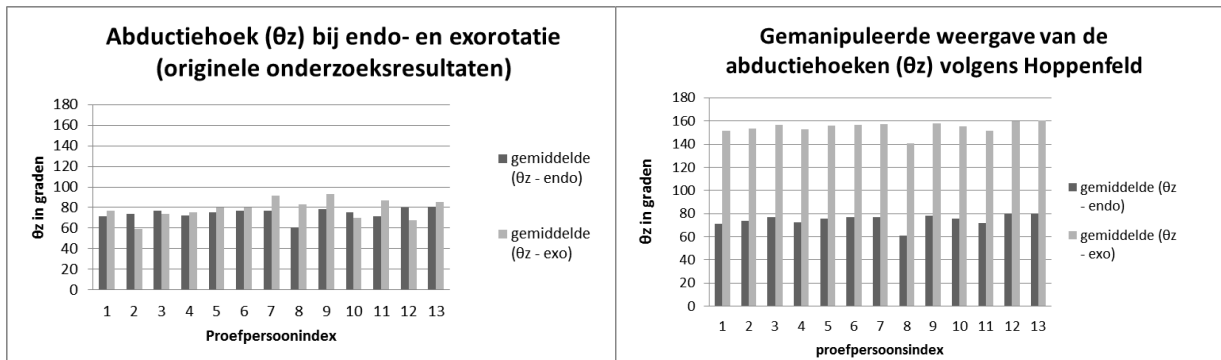
Figuur 7: De gemiddelde waarden per situatie (endo- of exorotatiestand van de humerus) per proefpersoonsindex.

Gepaarde t-toets	Gemiddelde	Std. Deviatie	% Std. Deviatie-gemiddelde	Betrouwbaarheidsinterval	Significantie (P)
θ_z - endorotatie	74,7	5,1	6,8		
θ_z - exorotatie	78,6	9,6	12,3	95%	0,215

Tabel 3: Een overzicht van de resultaten van de gepaarde t-toets met de abductiehoek in endo- en exorotatiestand van de humerus.

4. Discussie

Er blijkt geen significant verschil in abductiehoek tussen passief abduceren met een geëxoroteerde en geëndoroteerde stand van de humerus. Deze bevinding is in strijd met de verklaring van Hoppenfeld. In figuur 8 wordt een fictieve situatie afgebeeld, waarin de uitkomsten van dit onderzoek dermate gemanipuleerd zijn, dat zij overeenkomstig met Hoppenfeld's verklaring zouden zijn. Ter vergelijking worden de originele onderzoeksresultaten afgebeeld.



Figuur 8: In de rechtergrafiek worden gemanipuleerde resultaten weergegeven die in samenspraak zouden zijn met de verklaring van Hoppenfeld. Ter vergelijking worden in de linkergrafiek de originele onderzoeksresultaten weergegeven.

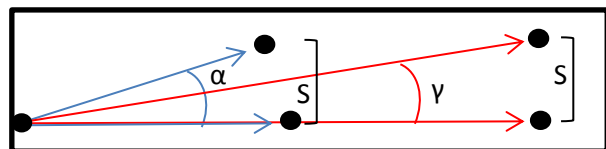
Hoppenfeld suggereert dat er een groot verschil (90 graden abductie) zit tussen de maximale abductiehoek met geëndoroteerde en geëxoroteerde humerus. Duidelijk is dat de originele onderzoeksresultaten niet overeenkomstig zijn met Hoppenfeld's verklaring, aangenomen dat de scapulaire rotaties toegeschreven kunnen worden aan huidverschuiving.

Intermezzo

Veronderstel dat Hoppenfeld's verklaring inderdaad datgeen beschrijft wat er in de menselijke schoudergordel plaatsvindt en er na exorotatie van de humerus een glenohumeraal gewrichtsvlak beschikbaar is om 180 graden te abducen. Ter compensatie had de onderzoeker de scapula dan minstens zestig graden moeten medioroteren, om dezelfde abductiehoeken te verkrijgen zoals in dit onderzoek is gevonden. Het scapulathoracale gewricht laat dit soort hoekstanden niet toe, dus is deze compensatie en manipulatie van de onderzoeker onmogelijk.

Helaas is te constateren dat het acromion cluster (AMC) zowel in endo- als exorotatiestand van de humerus niet stil heeft gestaan. Het ligt voor de hand te concluderen dat de scapulafixatie niet goed is verlopen, maar tijdens het onderzoek zijn door de onderzoeker constatering gedaan die invloed op de resultaten zouden kunnen hebben. Zo hoopt de huidplooi over de m. deltoideus, bij scapulafixatie, dermate op dat het AMC niet zozeer de scapulabeweging volgt, maar de opbolling van deze huidplooi. Tevens bevindt de hand van de onderzoeker zich dermate dicht bij het AMC, dat een minieme verplaatsing van de vingertoppen direct invloed heeft op de oriëntatie van het AMC. Beide invloeden kunnen geleid hebben tot manipulatie van de oriëntatie van het AMC, met meetfouten als gevolg. Hoewel een AMC de scapulabeweging zonder fixatie registreert tot honderd graden elevatie (Van Andel, Van Hutten, Eversdijk, Veeger, & Harlaar, 2009); (Karduna, McClure, Michener, & Sennett, 2001); (Meskers, Van de Sande, & De Groot, 2007) is gebruik van een AMC ter registratie van de eventuele scapulabeweging bij een manueel gefixeerde scapula geen goede methode.

Het gebruik van markerclusters is nodig om zogenaamde starre lichamen (Eng.: Ridgid bodies) te maken, zodat de onderlinge oriëntatie en afstand van de markers niet verschillen in één cluster. Deze starre lichamen zijn representatief voor de beweging van een lichaamsdeel. Het nadeel van kleine markerclusters, zoals gebruikt in dit onderzoek, is dat over een kleine onderlinge afstand (figuur 9, blauwe pijlen) tussen markers een kleine meetfout (S) een relatief grotere hoekstandsverandering (α) heeft. Hoe groter de onderlinge afstand (figuur 9, rode pijlen), des te kleiner is hoekstandsverandering (γ) per meetfout.



Figuur 9: Een schematische weergave van het verschil in gebruik van markerclusters waarbij de onderlinge afstand groot of klein is.

Tijdens dit onderzoek is de kracht die de onderzoeker gebruikt om de humerus passief te abducen, niet gemeten. Zonder kennis van de hefkracht zouden de onderzoeksresultaten toegeschreven kunnen worden aan manipulatie van de onderzoeker. Zo zou de onderzoeker subjectief kunnen zijn en de abductiehoek dermate manipuleren dat de voor de onderzoeker gewenste resultaten gevonden worden, simpelweg door te stoppen met abducen terwijl er geen "stotend

eindgevoel" wordt gevonden. Het is aan te bevelen om de hoeveelheid passieve hefkracht te objectiveren door deze te registreren.

Fluoroscopie is een techniek die gebruik maakt van röntgenstraling en dit maakt het mogelijk om de beweging van botten te zien (Giphart, Olivier, van der Meijden, Peter, & Millett, 2012); (Kondo, Hashimoto, Nobuhara, & Takakura, 2004). Dit is de ideale registratietechniek om te bezien of de noodzaak van de dwangrotatie inderdaad duidt op een ossale beperking. Het zou uitsluitend geven of het tuberculum majus inderdaad tegen het acromion aanbotst. Hoewel het voor de hand ligt om van zuiver frontaal naar de botstukken te kijken, moet in een fluoroscopisch onderzoek in de richting van de opening tussen het tuberculum majus en het acromion gekeken worden, zoals de pijl weergegeven in figuur 10. De richting van de pijl is van craniaal en dorsaal naar caudaal en ventraal.



Figuur 10: De kijkrichting voor een fluoroscopisch onderzoek.

5. Conclusie

Het antwoord op de eerste hoofdvraag is dat er geen significant verschil is in de bereikte abductiehoek bij het passief bewegingsonderzoek naar abductie in een geëndoroteerde en geëxoroteerde humerus. Deze conclusie duidt op het ongelijk van Hoppenfeld's verklaring.

Vooraf was de randvoorwaarde gesteld dat de scapula stil moest staan, door middel van scapulafixatie, tijdens het passief bewegingsonderzoek. Het is onduidelijk of de scapula stilstond tijdens het fixeren, en daarmee is een eenduidig antwoord op de tweede hoofdvraag niet mogelijk. Gezien de onderzoeksresultaten zou geconcludeerd kunnen worden dat de onderzoeker niet in staat is geweest om de scapula te fixeren. Er zijn een aantal invloeden benoemd die de huidverschuiving zouden kunnen vergroten, waardoor de oriëntatie van het AMC niet meer representatief is voor de scapulaoriëntatie.

Het ontbreken van significant verschil in abductiehoeken bij endo- en exorotatiestand van de humerus, duidt er op dat er sprake was van stilstaande scapulae. Gebruik van een acromion cluster ter registratie van eventuele scapulabeweging bij scapulafixatie, brengt teveel ongewenste interrupties met zich mee en is daarmee ongeschikt om de scapula te registreren bij fixatie.

Bibliografie

- Burgerhout, W., Mook, G., De Morree, J., & Zijlstra, W. (2006). Fysiologie - leerboek voor paramedische opleidingen. In W. Burgerhout, G. Mook, J. De Morree, & W. Zijlstra, *Fysiologie - leerboek voor paramedische opleidingen* (pp. 136-142). Maarssen: Elsevier gezondheidszorg.
- Giphart, J., Olivier, A., van der Meijden, M., Peter, J., & Millett, M. (2012). The effects of arm elevation on the 3-dimensional acromiohumeral distance: a biplane fluoroscopy study with normative data. *J Shoulder Elbow Surg*, 1593-1600.
- S. Hoppenfeld (1976), *Physical examination of the spine and extremities*. New York: Appleton-Century-Crofts.
- Inman, V., Saunders, F., & Abbott, L. (1944). Observations on the function of the shoulder joint. *Journal of Bone Joint Surgery*, 1-30.
- I. Kapandji, (1982). *The Physiology of the Joints*. Parijs: Maloine S.A.
- Karduna, A., McClure, P., Michener, L., & Sennett, B. (2001). Dynamic Measurements of Three-Dimensional Scapular Kinematics: A Validation Study. *Journal of Biomechanical Engineering*, 184-190.
- Kibler, W., Ludewig, P., McClure, P., Uhl, T., & Sciascia, A. (2009). Scapular Summit 2009. *J orthop Sports Phys Ther*, A1-A13.
- Kondo, T., Hashimoto, J., Nobuhara, K., & Takakura, Y. (2004). Radiographic analysis of the acromion in the loose shoulder. *J Shoulder Elbow Surg*, 404-409.
- McClure, P., Michener, L., Sennett, B., & Karduna, A. (2001). Direct 3-dimensional measurement of scapular kinematics during dynamic movements in vivo. *Journal of shoulder & elbow surgery*, 269-277.

- Meskers, C., Van de Sande, M., & De Groot, J. (2007). Comparison between tripod and skin-fixed recording of scapular motion. *Journal of Biomechanics*, 941-946.
- Riezebos, C., & Lagerberg, A. (2003). Beweging van de schoudergordel als oorzaak van de dwangrotatie van de humerus, tijdens abductie van de arm. *Versus*, 322-352.
- Schuitemaker, R., & Egmond, D. (2009). *Extremiteten: manuele therapie in enge en ruime zin*. Houten: Bohn stafleu van Loghum.
- Söderkvist, I., & Wedin, P.-Å. (1993). Determining the movements of the skeleton using well-configured markers. *Journal of Biomechanics*, 1473-1477.
- Van Andel, C., Van Hutten, K., Eversdijk, M., Veeger, D., & Harlaar, J. (2009). Recording scapular motion using an acromion marker cluster. *Gait & Posture*, 123-128.
- Veeger, H. (2011, 5 11). Opgeroepen op 3 25, 2013, van Personal pages of DirkJan Veeger: <http://homepage.tudelft.nl/g6u61/index.htm>
- Veeger, H., & Van der Helm, F. (2007). Shoulder function: the perfect compromise between mobility and stability. *Journal of Biomechanics*, 2119-2138.
- Wu, G., Van der Helm, F., Veeger, H., Makhsous, M., Van Roy, P., Anglin, C., et al. (2005). ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of hum joint motion- Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of Biomechanics*, 981-992.