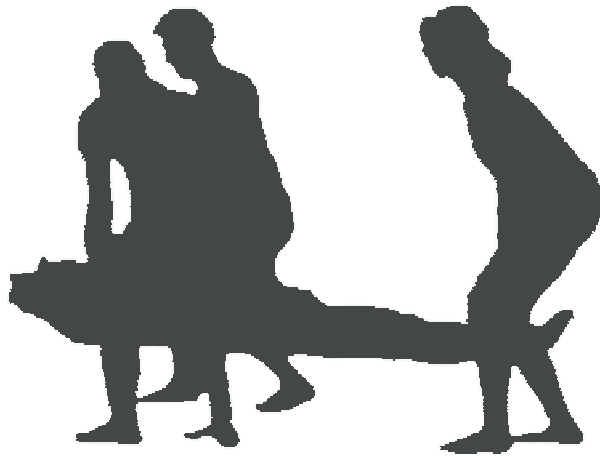


Biomekanisk analys av patientlyft i team

Examensarbete 15 hp, VT 2008



Susanne Fogelberg
Loisa Sessman

FÖRORD

Vi vill passa på att framföra ett varmt tack till er som bidragit med hjälp och stöd under projektets gång.

Staffan Jansson, Curt Jonsson och Moa Carlsson, Modern Arbetsteknik
Sofia Brorsson, Lina Lundgren och Gunnar Weber, Högskolan i Halmstad
Lena Hagberg, Qualisys
Scott Selbie, C-motion
Andreas Welander

Halmstad 2008-05-13



Susanne Fogelberg

susanne_fogelberg@yahoo.se
0739-97 96 32



Loisa Sessman

loisa.sessman@hotmail.com
0703-39 52 87



ABSTRACT

Background: The majority of the occupational accidents and work-related diseases at Swedish workplaces occur due to poor ergonomics during lifts and transportation of objects. The most common consequence of poor ergonomic conditions is low back pain (LBP) and the risk of developing LBP increases as the mechanical loading on the intervertebral disks grows. This study has investigated the biomechanical loading in the low back during two different types of patient lifts. The first lift (lift A) is developed by Modern Arbetsteknik (MA) and the second lift (lift B) is a common lifting technique among care workers.

Objectives: The aim of the study was to identify any advantages or disadvantages with MA's lift, regarding shear and compression forces in the L5/S1 disc. The calculated forces were also compared with lifting recommendations from the Swedish Work Environment Authority and the National Institute for Occupational Safety and Health (NIOSH).

Methods: The lifting techniques were evaluated with biomechanical calculations, Dartfish video analysis software, Qualisys motion capture system and the biomechanical analysis software Visual3D.

Results: Lift A was less stressful on the low back than lift B. Particularly during lift start, when the mechanical loading from the patient reaches the highest level. The disadvantage of lift B is that it results in greater axial rotation and asymmetrical loading. This causes greater shear and torsion forces, which are associated with LBP.

Conclusions: The mechanical loading of the spine exceeds the limits recommended by the Swedish Work Environment Authority and NIOSH. Therefore the maximum allowed patient weight for a three person lift should be lowered, in order to reduce the risk for LBP.

Keywords: Biomechanical analysis, patient lifting in team, low back problems, motion capture system

SAMMANFATTNING

Bakgrund: Belastningsskador är den vanligaste skadeorsaken på svenska arbetsplatser och mer än hälften av belastningsskadorna orsakas av lyft och förflyttningar. Problemen drabbar framför allt ländryggen, och risken ökar då diskarna i ryggraden utsätts för stora belastningar. Denna studie har jämfört två patientlyft i team med avseende på biomekaniska och ergonomiska faktorer. Det ena lyftet (lyft A) är utvecklat av Modern Arbetsteknik (MA), ett företag som arbetar med att förebygga belastningsskador genom att ta fram lyfttekniker. Det andra lyftet (lyft B) är ett vanligt förekommande lyft bland vårdpersonal.

Syfte: Syftet var att jämföra de två lyften med avseende på krafter och moment kring L5/S1-leden i ländryggen, för att studera fördelar och nackdelar med lyft A respektive B. Resultatet jämfördes även med lyftrekommendationer från Arbetsmiljöverket (AV) och National Institute for Occupational Safety and Health (NIOSH).

Metod: Utvärderingen av lyften utfördes med biomekaniska beräkningar, videoanalysprogrammet Dartfish, Qualisys rörelseanalyssystem samt simuleringsprogrammet Visual 3D.

Resultat: Resultatet visade att lyft A medför något mindre biomekanisk belastning än lyft B. Framför allt är lyft A bättre vid lyftstart, då belastningen från patienten är som störst. Den främsta nackdelen med lyft B är att lyftet medför större rotation och asymmetri än lyft A. Detta gör att skjuv-, drag- och vridkrafterna i ryggen ökar, vilka är förknippade med ryggsproblem.

Slutsats: Den mekaniska belastningen i ländryggen överskrider riktlinjerna från AV och NIOSH. Den övre viktgränsen för lyft på tre personer bör därför sänkas, för att skaderisken ska reduceras.

Nyckelord: biomekanisk analys, patientlyft i team, ländryggsproblem, rörelseanalyssystem

INNEHÅLL

1	INLEDNING	1
1.1	PROBLEMFÖRMULERING	2
2	TEORI	3
2.1	MÄNNISKANS RÖRELSEAPPARAT.....	3
2.1.1	RYGGENS ANATOMI	4
2.1.2	MEKANISK BELASTNING PÅ RYGGGRADEN.....	7
2.1.3	SKADOR OCH PROBLEMATIK I RYGGEN	8
2.2	REKOMMENDATIONER VID LYFT.....	9
2.2.1	ARBETSMILJÖVERKET.....	10
2.2.2	NIOSH.....	11
2.3	FORSKNING KRING LYFTTEKNIKER	11
2.4	BIOMEKANIKSTUDIER.....	12
2.4.1	RÖRELSEANALYSYSTEM (MOTION CAPTURE SYSTEM)	13
3	METOD	15
3.1	LYFT A OCH LYFT B	15
3.2	TESTPERSONER	16
3.3	MÄTNINGAR OCH ANALYSER	16
4	RESULTAT	19
4.1	MEKANISK BELASTNING	19
4.2	AXIELL ROTATION OCH FLEXION	20
4.3	KRAFTFÖRDELNING	21
5	DISKUSSION	22
5.1	BIOMEKANISKA FÖRDELAR FÖR LYFT A	22
5.2	NIOSH OCH ARBETSMILJÖVERKETS RIKTLINJER UPPFYLLS INTE.....	22
5.3	SKILLNADER MELLAN FRÄMRE OCH BAKRE LYFT	23
5.4	SYMMETRI OCH STABILITET UTGÖR GRUNDEN FÖR ETT BRA LYFT.....	23
5.5	ANALYSMETODERNA KOMPLETTERAR VARANDRA OCH FÖRSTÄRKER RESULTATET.....	23
6	SLUTSATS	25
7	REFERENSER	26
	BILAGOR	28
1	- ORDLISTA.....	28
2	- BEN-, RYGG- OCH MIXLYFT	29
3	- DATA FRÅN DARTFISH-ANALYSER TILL BERÄKNINGAR	30
4	- MARKÖRUPPSÄTTNING	31
5	- DEFINITION AV SEGMENT	32

1 INLEDNING

Enligt arbetsskadestatistiken är belastningsskador den vanligaste skadeorsaken på svenska arbetsplatser och mer än hälften av alla belastningsskador orsakas av lyft och förflyttningar (Arbetsmiljöverket, 2007). Forskning inom området har visat att lyft och förflyttningar framför allt orsakar en ökad risk för ländryggsproblem även kallat Low Back Disorder (LBD) eller Low Back Pain (LBP). Risken blir speciellt stor då lyft sker asymmetriskt i frontalplanet eller vid lyft av lågliggande objekt (Hye-Knudsen m. fl., 2003; Straker, 2003). Inom vården är patientlyft den främsta orsaken till ländryggsproblem hos personalen. Det är framför allt de manuella lyften som medför de allvarligaste skadorna. Orsakerna till detta tros vara att lyften är asymmetriska och att patientlyft sker med en skadlig hastighet, vilket ökar skjuv- och kompressionskrafter i ländryggen (Hye-Knudsen, m. fl., 2003). Enligt Daynard med flera (2001) är ländryggsproblem förknippade med ökande kompressionskrafter på diskarna. Därför är det av intresse att använda biomekaniska beräkningar för att identifiera krafter och moment som rörelser skapar i ländryggen, så att skaderisken kan reduceras. De flesta tidigare studier som syftat till att analysera belastningar vid lyft har inriktats på att mäta krafter och moment på diskarna mellan kotorna L4 och L5 eller L5 och S1 i ländryggen. Detta beror på att krafter och moment kan bli relativt stora i detta område, samt att vävnaden i ländryggen är extra känslig mot belastningar (Bernard m. fl., 1999).

Ett företag som arbetar med att förebygga och minska arbets- och belastningsskador är Modern Arbetsteknik 3J AB. Företaget utvecklar bland annat behovsanpassade personalutbildningar inom förflyttningskunskap. Modern Arbetsteknik startades 1998 och ägs och drivs av Curt Jonsson och Staffan Janson. Idag arbetar fyra personer med deras kursverksamhet och 2007 omsatte företaget cirka 3 miljoner kr. Modern Arbetstekniks arbetsprinciper grundas på gällande lagstiftning, Arbetsmiljöverkets föreskrifter, ergonomiska principer samt egna erfarenheter och kunskaper. Ett arbetssätt som företaget utvecklat och lär ut är ett patientlyft från golv med hjälpmedlet Fleximove. Detta lyft är inte tidigare analyserat ur ett biomekaniskt perspektiv, företagets önskan var därför att led- och muskelbelastningar hos personalen som lyfter skulle beräknas. Modern Arbetstekniks lyft benämns i denna rapport som lyft A, se figur 1.



Figur 1. Lyft A, lyftet som Modern Arbetsteknik utvecklat.

Uppdraget från Modern Arbetsteknik var att utföra biomekaniska beräkningar för att undersöka de krafter och moment som uppstår i kroppen under lyft A. Som referensvärden för jämförelse av resultat användes befintliga riktvärden samt ett referenslyft, som här benämns som lyft B (figur 2). Referenslyftet anses av Modern Arbetsteknik vara den vanligaste lyfttekniken inom vården.



Figur 2. Lyft B, referenslyft.

1.1 PROBLEMFÖRMULERING

SYFTET med projektet var att studera om lyft A har några biomekaniska fördelar jämfört med lyft B, med avseende på krafter, moment och belastningsergonomi. Resultatet har också jämförts med befintliga riktlinjer från National Institute for Occupational Safety and Health (NIOSH) och Arbetsmiljöverket (AV) för att se om lyft A uppfyller de rekommendationer som finns (se kapitel 2.2).

MÅLET var att ta fram siffror som visar krafter, moment, axiell rotation och flexion i ländryggen för de båda lyftteknikerna.

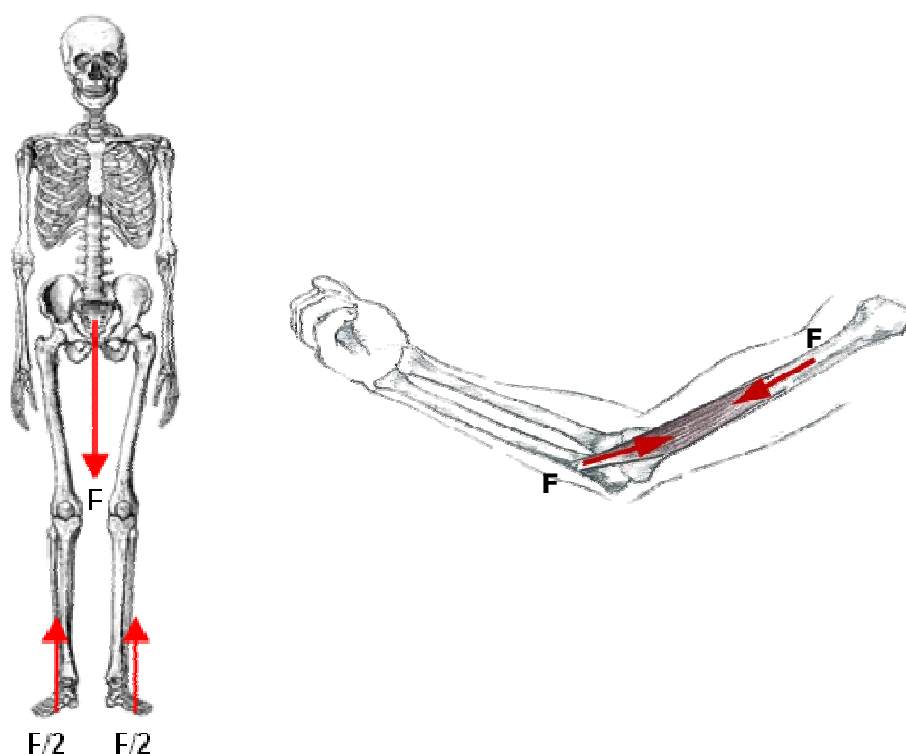
FRÅGESTÄLLNINGARNA som studien har syftat till att besvara var:

- Är lyft A att föredra framför lyft B, med avseende på krafter och moment i disken mellan kotorna L5 och S1 i ländryggen?
- Är lyft A att föredra framför lyft B, med avseende på ergonomiska faktorer som rotation, flexion och stabilitet?
- Är lyft A lämpligt, enligt befintliga riktlinjer från NIOSH och AV?

AVGRÄNSNING har skett genom att fokus lagts på belastning i ländryggen. I studien har endast friska ryggar studerats, och personerna som utfört lyften har varit väl insatta i hur båda lyften ska utföras. Ingen vikt har lagts vid försökspersonernas ålder, muskelstyrka, kön eller andra individuella faktorer. Mätningar har skett på den bakre lyftpersonen och refereras då till bakre lyft (BL) samt på en av de främre lyftpersonerna vilket benämns som främre lyft (FL). Vid jämförelse mellan lyft A och B har resultaten för FL och BL granskats separat. Produktutformningen av hjälpmedlet Fleximove har inte utvärderats, eftersom produkten använts på samma sätt vid båda lyften och därmed inte påverkat jämförelsen mellan lyft A och lyft B.

2 TEORI

Biomekanik beskrivs som ett tvärvetenskapligt kunskapsområde som kombinerar mekanik med biologi. Studier inom biomekanik inriktas främst på belastningar som uppstår i och på rörelseapparaten vid statiska kroppsställningar och dynamiska rörelseförlopp. Dessa belastningar, i form av krafter och moment, kan beräknas med hjälp av biomekaniska modeller, som bygger på välkända mekaniska grundlagar. För att genomföra en biomekanisk analys krävs uppgifter om kroppsdelars storlek och anatomi, men också kännedom om deras kinematik och mekaniska egenskaper. Utifrån denna information kan en biomekanisk modell sammanställas, vilken ger en förenklad bild av verkligheten (NE, 2008). Vid biomekaniska beräkningar görs skillnad på inre och yttre krafter. Inre krafter representerar de krafter som uppstår i muskler, leder och ligament och yttre krafter är de som påverkar kroppen utifrån, vid exempelvis direktkontakt med mark eller ett föremål, se figur 3 (Gordon m.fl., 2004).



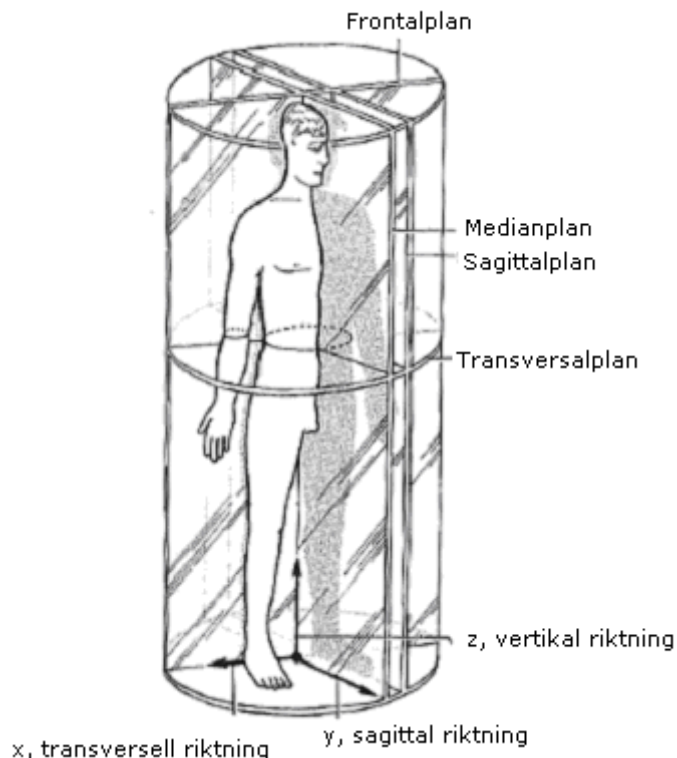
Figur 3. Skelettet till vänster visar hur yttre krafter kan verka på människokroppen. Bilden till höger visar hur inre krafter verkar i människokroppen (efter Wirhed, 2005).

2.1 MÄNNISKANS RÖRELSEAPPARAT

Människans rörelseapparat omfattar ett skelett- och muskelsystem som under friska förhållanden gör det möjligt att utföra rörelser, till exempel vid en förflyttning (NE, 2008). Rörelseapparaten består också av försörjande strukturer såsom nervsystem och kretslopp samt stödjevådnader som bindväv, broskväv och skelettväv (Bojsen-Møller, 2005).

Vid studier av rörelseapparaten beskrivs skelettdelars, musklers och leders position utifrån deras placering i förhållande till andra kroppsdelar. Anatomiska strukturer och rörelser skildras utifrån ett koordinatsystem. Koordinatsystemet består av tre axlar med en vertikal, en sagittal och en transversell riktning och tre plan; sagittal-, transversal- och frontalplanet, se figur 4.

Med utgångspunkt i den anatomiska grundställningen kan rörelser som rotation, flexion och extension beskrivas med hjälp av dessa plan och axlar (Bojsen-Møller, 2005). Anatomiska uttryck som används i denna rapport finns förklarade i ordlistan, se bilaga 1.

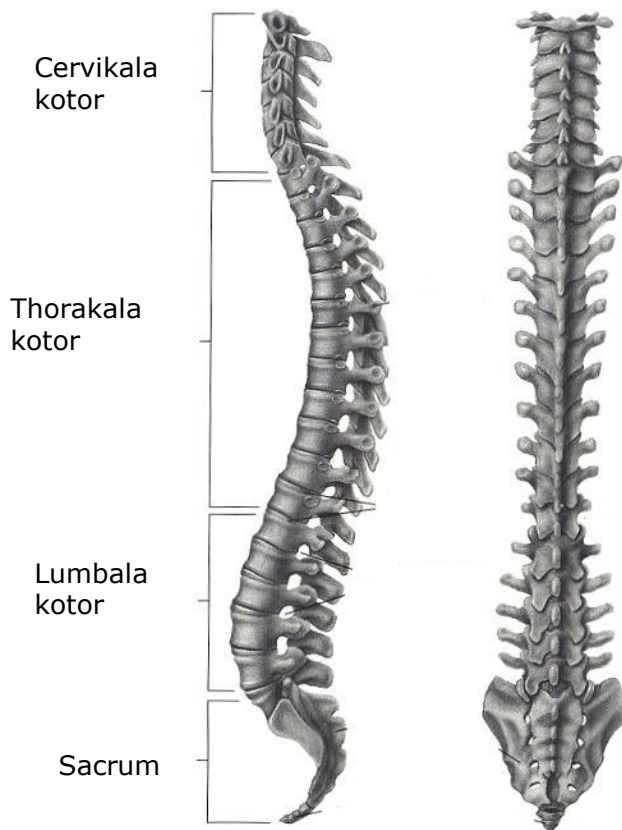


Figur 4. Med utgångspunkt i den anatomiska grundställningen, ett koordinatsystem och tre plan kan rörelser och anatomiska strukturer skildras (Bojsen-Møller, 2005).

2.1.1 RYGGENS ANATOMI

Ryggen är en komplex del av rörelseapparaten. Den är rörlig i alla tre plan, men också tillräckligt stabil och styv för att orka bära upp kroppen och skydda benmärgen (Bojsen-Møller, 2005). Ryggraden byggs upp av kotor, ligament, muskler och diskar. Ligament och leder mellan kotor styr ryggens rörelsefrihet, medan musklerna i bålen styr rörelser och stabilitet. Skelettmusklerna i bålen agerar motor och skapar på så sätt moment kring leder, vilka ger rörelse eller positionering av kroppsdelar. Till bålmuskulaturen hör bukmuskulaturen samt ryggmuskulaturen, som utgörs av erector spinae eller ryggextensorerna och ryggrotatorerna. Ryggextensorernas uppgift är att stabilisera ryggens hållning. Utmattning i ryggextensorerna har visat sig medföra ökade böjmoment i ländryggen (Hall, 2003). Ryggrotatorerna roterar ryggen kring z-axeln (se figur 4). Bukmuskulaturen bidrar till ryggstabiliteten genom att agera antagonist till ryggextensorerna (Wirhed, 2005).

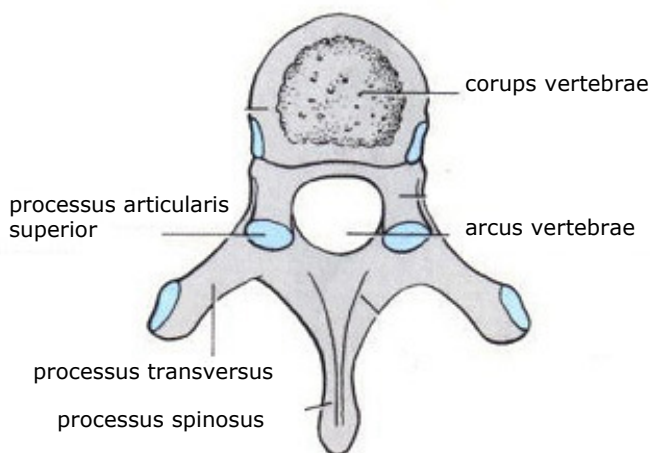
Sedd i sagittalplanet är ryggen s-formad och i transversalplanet är den rak. De 33 kotororna delas uppifrån och ned in i fem segment; cervikalkotor (C1-C7), thorakalkotor (T1-T12), lumbalkotor (L1-L5), sakralkotor (S1-S5) och svansbenet som består av 4 stycken sammanvuxna kotor (Hall, 2003; Bojsen-Møller, 2005), se figur 5. Den karakteristiska s-formen, som skapas av bröstryggens konvexa form och hals- och ländryggens konkava rundning, beror på att bröstkotorna och ländryggens diskar är kilformade (Bojsen-Møller, 2005).



Figur 5. Rygggraden och dess kotor sedd från sidan och bakifrån (Hall, 2003).

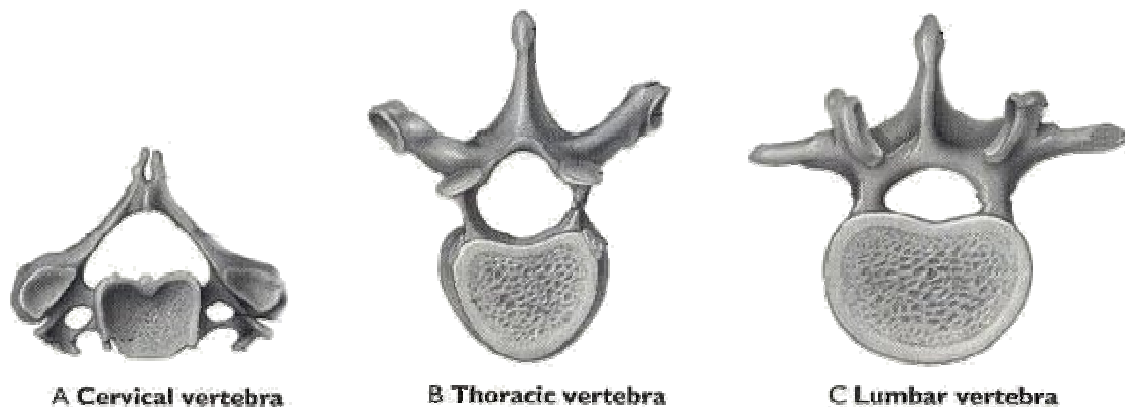
Ryggens kotor

Alla kotor är uppbyggda av kotkropp (corpus vertebrae) och kotbåge (arcus vertebrae). Från kotbågen utgår ledtappar (processus articulares), tvärutskott (processus transversi) och taggutskott (processus spinosus), se figur 6. Ledtapparna finns både som övre (superior), på kotans ovansida, och som nedre (inferior), på kotans undersida, och de är försedda med facettleder och ligament som styr rörelser med grannkotorna. Tvärutskotten är riktade lateralt och dorsalt. De utgör fästen för ledband och muskler. Taggutskotten är riktade dorsalt från kotbågen och tillsammans med tvärutskotten utgör de viktiga momentarmar för ryggmuskulerna (Bojsen-Møller, 2005).



Figur 6. Thorakalkota (Bojsen-Møller, 2005).

Strukturella skillnader mellan olika ryggssegment samt revbenens påverkan på thorakalkotorna gör att rörelseförmågan mellan två kotor varierar beroende på om de är cervikal-, thorakal- eller lumbalkotor (Hall, 2003). De strukturella skillnaderna mellan respektive typ av kota kan ses i figur 7. Kotkropparna ökar också i storlek från halskotorna ner till ländryggskotorna, för att klara av den ökande belastningen från kroppstyngden. Vid bäckenet, i övergången mellan länd- och sakralrygg, förs kroppens vikt över på höftbenen, varför sakralkotorna snabbt minskar i storlek (Bojsen-Møller, 2005). Den mest belastade delen av kotpelaren är därför ländryggen, och kontaktkrafterna i ryggen är allra störst i facettlederna mellan L5 och S1 (Hall, 2003). Enligt Bojsen-Møller (2005) kan skelettets hållfasthet vid kompression grovt uppskattas till 20 000 N/cm².



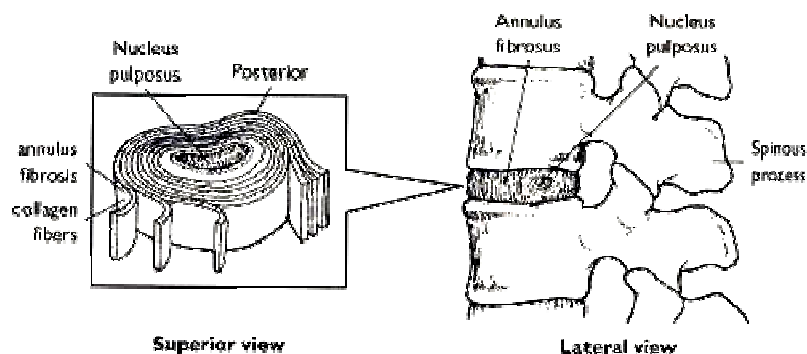
Figur 7. Visar skillnaden i struktur mellan de olika kottyperna (Hall, 2003).

Ryggens leder

Ryggkotorna sammanbinds av ligament, som tillsammans med diskar och facettleder reglerar rörelsefriheten i ryggen (Bojsen-Møller, 2005). Ligament består av buntar av kollagena fibrer, som är starka vid dragbelastning men böjs vid kompression. De kollagena fibrerna är elastiska vid töjning upp till 5-10 %, och hela ligament tål i regel töjning upp till 20 % innan de går av helt (Peterson & Renström, 2003).

Facettlederna mellan övre och nedre ledtappar på kotbågen är synovialleder täckta med hyalint brosk, som hålls samman av ligament. I halsryggen är avståndet mellan höger och vänster facettled stort, vilket ger utrymme för välkoordinerade rörelser. I thorakalryggen är det horisontella avståndet mellan facettlederna litet, ligamenten är strama och kotorna är bundna till revbenen, vilket gör att rörelsefriheten mellan thorakalkotorna är liten. I lumbalryggen är avståndet mellan höger och vänster facettled större, och lederna är vertikalt orienterade vilket gör att närliggande kotor låses fast i varandra vid extension och förhindrar rotation och lateralflexion. Vid flexion däremot frigörs lederna och rörelsefriheten blir stor (Bojsen-Møller, 2005).

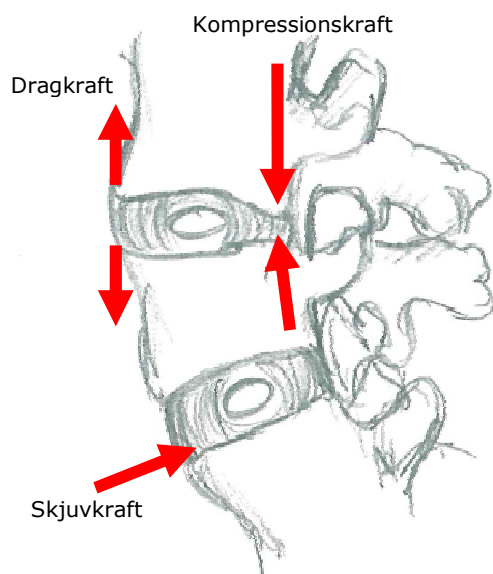
De fjädrande diskarna, mellan kotkropparna är så kallade symfyser, oäkta leder (Bojsen-Møller, 2005). En disk består av en kärna (nucleus pulposus) av gelatinös massa, en perifer fibrös ring (annulus fibrosus), och två ändplattor av hyalint brosk, genom vilka näringsämnen passerar mellan disk och kota. Kotor och diskar hålls samman av ändplattorna, som fäster disken vid kotkroppen, samt av ligament som sträcker längs ryggradens fram- respektive baksida (Wright & Radin, 1993; Bojsen-Møller, 2005). För diskens placering i kotpelaren, se figur 8.



Figur 8. Diskens anatomi och placering i kotpelaren (Hall, 2003).

2.1.2 MEKANISK BELASTNING PÅ RYGGRADEN

Ryggraden utsätts för krafter som orsakas av yttre och inre belastningar, till exempel kroppsvikt och arbetande muskler. Följderna av krafternas verkan är olika beroende på deras riktning, angreppspunkt, varaktighet och storlek. Ryggens skelettvävnad har en anisotrop struktur vilket medför att kotorna tål kompressionskraft bättre än dragkraft och skjuvkraft. Kompressionskraft kan liknas vid en tryckkraft som är riktad vertikalt mot en kropp. Exempelvis skapar kroppsvikt kompressionskrafter på de skelettben som bär upp den. Dragkraft är i motsats till kompressionskraft riktad vertikalt från en kropp och uppstår då muskler drar i anslutande skelettben. Skjuvkraft är parallellt eller tangentiellt riktad mot en tvärsnittsyta och orsakar bland annat förskjutning (Hall, 2003). Figur 9 visar exempel på hur krafter verkar i ryggraden.



Figur 9. Visar hur kompressions-, drag- och skjuvkraft verkar vid extension av ryggraden (efter Hall, 2003).

Vid flexion eller extension av ryggraden dominerar skjuvkrafterna som också tros vara orsaken till diskbråck (Hall, 2003). Vid rörelser som medför flexion i kombination med rotation sker en komplicerad aktivering av muskler, vilket medför att krafterna i ryggraden blir mycket större än vid endast flexion. Facettlederna är avgörande viktbärare vid rotation och skjuvning, men de belastas också vid tryck (Wright & Radin, 1993). Belastningen i facettlederna varierar mellan 0 och 33 % av den totala belastningen beroende på ländryggens ställning. Disk och facettleder upprätthåller cirka 45 % var av vridhållfastheten i ett rörelsesegment. Vid upprättstående avslappnad ställning tas cirka

20 % av kompressionsbelastningen upp av facettlederna, medan disken utsätts för en kompressionskraft motsvarande kroppstyngden (Heijne Wiktorin, 2007). Vid andra statiska kroppspositioner samt vid rörelse beror trycket i disken både på kroppstyngd och på kompressionskraft från omgivande muskler (Wirhed, 2005). När disken utsätts för tryckbelastning ökar det inre trycket i kärnan och ringen pressas utåt. Den geléaktiga diskens mekaniska egenskaper bidrar på så sätt till att minska punktkrafter på kotorna, genom att den omformas och fyller ut mellanrummet mellan två kotor. Detta ökar kontaktytan, vilket är mycket viktigt eftersom ledytornas kurvatur varierar över leden. Diskarna hjälper också till att placera ledytorna rätt och att hålla dem på plats (Wright & Radin, 1993). Diskar degenereras/återbildas med ålder, och omkring 40-årsåldern startar en minskning av kärnan på grund av att fibrösa fibrer växer in från den perifera ringen. Forskning har visat att mekanisk belastning accelererar nedbrytningen av diskar (Wright & Radin, 1993) och enligt Wilke är överbelastning av ryggraden en av huvudorsakerna till degenerering av diskarna (Wilke m fl., 2001). Diskar hos unga personer tål en belastning på cirka 8 000 N, och diskar hos äldre personer tål en belastning på cirka 4 000 N (Wirhed, 2005). Om kompressionsbelastningen på disken blir för stor är det ändplattan som går sönder först (Wright & Radin, 1993). De kollagena fibrer som bildar den perifera ringen är sammanvävda på ett sådant sätt att de är tåligare mot kompressions-, drag- och skjuvkrafter än mot vridkrafter (Hall, 2003).

2.1.3 SKADOR OCH PROBLEMATIK I RYGGEN

Ryggbesvär kan utlösas av till exempel lyft, fysiskt tungt arbete, statiska arbetsställningar och vibrationer. Generellt gäller att de områden i ryggraden där rörligheten är störst, det vill säga hals- och ländryggen, ger mest besvär (Wirhed, 2005). Vanliga orsaker till plötsligt uppkomna ländryggsproblem är arbete i onaturliga kroppsställningar, plötsliga och snabba rörelser, asymmetriskt arbete samt dynamiska arbetsmoment som involverar rörelser i flera plan (Hall, 2003). Längre tids fel- eller överbelastningar kan leda till nedslitning av ledbrosk eller muskelinflammation (Bojsen-Møller, 2005). Enligt Daynard med flera (2001) är ländryggsproblem förknippade med kompressionskrafter på diskarna och risken för skador ökar med ökad kompression. För att minska risken för akuta skador måste därför stora krafter reduceras.

Enligt Hall (2003) beror 15-40 % av alla kroniska ländryggsproblem på slitna facettleder. Förslitning av facettlederna drabbar nästan enbart personer över 40 år. Degenerering av diskar medför att de fjädrande egenskaperna försämras, vilket leder till sammanpressning och förskjutning av kotorna. När det sker, ökar risken för glidning i facettlederna, med broskförslitning som följd. Detta gör att kotbågen klämmer på nerver och orsakar smärta (Peterson & Renström, 2003).

Cirka 1-5 % av ländryggsproblemen beror på diskbråck (Hall, 2003), vilket innebär att diskens fibrösa ring har spruckit så att kärnan pressas bakåt och trycker på intilliggande ligament. Diskbråck kan orsakas av både utmattning och plötslig bristning i den fibrösa ringen (Wirhed, 2005). Utmattningsbråck kan uppstå då den fibrösa ringen utsätts för långvarig dragkraft, vilket medför att den töjs och försvagas. Plötslig bristning kan bero på tunga lyft som ger stora och plötsliga kompressionskrafter, vilket gör att diskens fibrösa struktur sprängs isär. Tungt lyft med vridning av bålen, är extra riskabla eftersom de medför störst tryck i det område av disken som inte skyddas av omkringliggande ligament (Wirhed, 2005). Diskbråck uppstår oftast posterioert eller posterioert-lateralt på disken, och är vanligast i lederna mellan C5 och C6, C6 och C7, L4 och L5 samt L5 och S1 (Hall, 2003).

Smärtor i bröst- och ländrygg kan också bero på skador i ryggmuskulaturen. Smärtande ryggmuskulatur kan bero på muskelbristningar eller inflammation i muskelfästen kring processus spinosus, som orsakats av överbelastning (Peterson & Renström, 2003). Överbelastning eller plötslig rörelse kan också ge ryggskott, ett smärttillstånd som oftast drabbar personer i åldrarna 30-40 år. Enligt Wirhed tros kramp i ryggrotatorerna vara

den vanligaste orsaken till ryggskott (Wirhed, 2005). Smärta i ryggen i samband med belastning kan även bero på så kallad svag rygg, vilket kan förebyggas av förbättrad lyftteknik och arbetsställning, samt förebyggande allsidig träning av ryggmuskulaturen (Peterson & Renström, 2003).

Då leder belastas i ytterlägen motverkas belastningen inte av muskulatur, utan istället av ledband, ledkapslar och bindväv. Långvarig belastning i ledens ytterlägen orsakar därför mer smärta än belastning i ledens neutralläge (Karolinska Institutet, 2008).

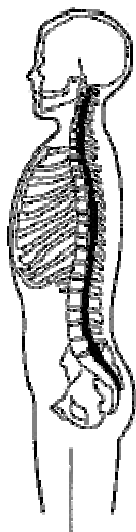
2.2 REKOMMENDATIONER VID LYFT

För att förebygga och undvika skador vid lyft finns normer och rekommendationer. Generellt sett utgår dessa riktlinjer från vad en person kan lyfta som mest, samt hur denna börda kan lyftas på säkraste sätt. Lyftrekommendationer för säkra lyft kan härledas från teori och biomekaniska beräkningar. Det är desto mer komplicerat att känna till den maximala vikt som en person kan lyfta, då denna varierar utifrån individens förutsättningar (Phesant, 1996).

Den vanligaste rekommendationen för ett säkert lyft är att placera bördan så nära kroppen som möjligt. Då förkortas hävarmarna från bördan, vilket medför minskat moment kring rörelseleden. Lyft nära kroppen bidrar också med ökad stabilitet och kontroll över bördan. En annan vanlig lyftrekommendation är att lyfta symmetriskt i frontalplanet. Detta beror på att en roterad rygg är mer ömtålig för skador i sådan position men också på att lyft med roterad bål medför att bäckenet vill leda rörelsen (Phesant, 1996). Ökad lutning av bäckenet samt ökad lordos i ländryggen kan medföra skador på hamstringsmuskulaturen. Stor bäckenlutning gör nämligen att avståndet från muskelns fäste på sittbenet ökar, vilket medför större påfrestning för hamstringsmuskulaturen. Lutning av bäckenet medför också att leden mellan L5 och S1 utsätts för ökad kompression (Glenn Hunter & Speed, 2007).

Asymmetriska lyft bör undvikas i största mån då ryggen i dessa arbetspositioner är mycket mer utsatt för plötsliga belastningar (Hye-Knudsen, m. fl., 2003). Många gånger är det fotplaceringen som bestämmer om lyftet blir symmetriskt eller asymmetriskt. Fotplaceringen avgör också avståndet från bördan (Phesant, 1996).

Forskare har föreslagit att föremål ska lyftas med en normal eller relativt plan kurva i ländryggen, se figur 10. Genom att bibehålla en normal kurva i ländryggen vid lyft, kan extensormuskulerna i lumbalregionen delvis kompensera den främre skjuvkraft som orsakats av kroppsvikten eller yttre belastningar. Detta är att föredra framför den dragkraft som uppstår dorsalt i kotpelaren vid ryggflexion. Extensormuskulaturen kan inte motverka dragkraften lika effektivt, vilket gör att lyft av tyngre föremål med flekterad rygg ökar risken för ryggskador (Hall, 2003).



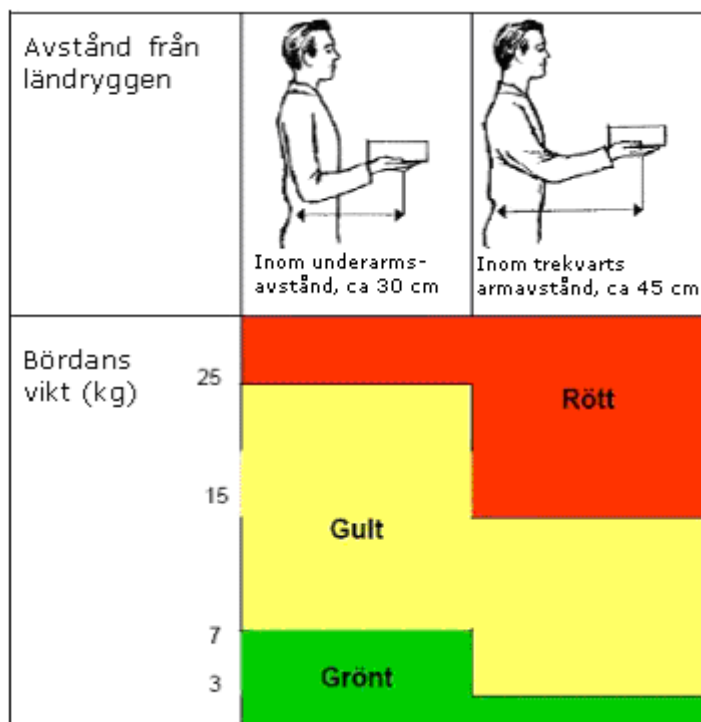
Figur 10. Visar normal kurva för en rygg (Hall, 2003).

Även lyfthastigheten påverkar belastningen på ryggen. Att lyfta snabbt med häftig rörelse orsakar genast större skjuv- och kompressionskrafter, eftersom kraft är proportionell mot acceleration (Hall, 2003). Detta har bland annat observerats av Bernard med flera, som konstaterat att lyfthastigheten har en signifikant påverkan på det inre disktrycket. Vid dynamiska rörelser, som till exempel lyft, uppmättes krafter och moment till mellan 19 och 60 % större då beräkningarna skedde med dynamiska modeller än då krafterna beräknades med statiska modeller. Genom att lyfta långsamt och kontrollerat kan de största krafterna i en rörelse reduceras (Bernard m fl., 1999).

2.2.1 ARBETSMILJÖVERKET

Arbetsmiljöverket (AV) arbetar på uppdrag av Sveriges regering och riksdag med att säkerställa att bland annat arbetsmiljölagstiftningen (AML) efterföljs. I arbetsmiljöverkets föreskrift AFS 1998:1, ges en rad allmänna regler som bör följas för att risken för arbetsskador ska reduceras. Generellt gäller att böjda, asymmetriska och sträckta arbetsställningar ska undvikas, speciellt om arbetet även medför manuell hantering av bördor, eftersom lederna då belastas i ytterlägen. Arbetsmiljöverket rekommenderar att lyft ska ske med rak rygg och böjda knän, för att den fysiska belastningen på framför allt ryggen ska minimeras. Bördan ska hållas nära kroppen, och lyft och vridning bör inte ske samtidigt (Arbetsmiljöverket, 1998).

Enligt AV är det svårt att sätta ett absolut gränsvärde för hur tung en börda får vara, eftersom riskerna med lyftarbete beror på flera samverkande faktorer; vad som lyfts, hur lyftet går till, miljön som lyftet sker i samt vem som lyfter. AV:s bedömningsmodell för lyft (figur 11), kan ändå ge en uppfattning om hur tunga bördor maximalt bör vara. Modellen, som gäller för både män och kvinnor, tar hänsyn till bördans vikt samt avstånd mellan bördans tyngdpunkt och kroppen (framåt i sagittalplanet), men inte faktorer som lyftfrekvens, tid, greppbarhet eller lyfthöjd. Rött är olämpligt, gult betyder att lyftet måste utredas, grönt är acceptabelt (Arbetsmiljöverket, 1998). AV:s bedömningsmodell och de riktvärden som finns i Sverige bygger på NIOSH:s rekommenderade kraftgränser (se NIOSH, 1994).



Figur 11. Arbetsmiljöverkets bedömningsmodell för manuella lyft. Grönt betyder att lyftet är acceptabelt, gult betyder att lyftet måste utredas och rött att det är olämpligt (AV, 2008).

2.2.2 NIOSH

NIOSH är USA:s motsvarighet till Arbetsmiljöverket. Organisationen uppgift är att verka för säkra och hälsosamma arbetsplatser, genom att tillhandahålla forskning, information och utbildning inom arbetsmiljöområdet (NIOSH, 2008). NIOSH:s riktlinjer från 1981 säger att kompressionskrafterna i ryggraden inte får överstiga 3400 N (Schibye m. fl., 2003; Daynard m. fl. 2001), för då ökar riskerna för ländryggsproblem. Denna gräns har stärkts i en studie av Norman 1998 och riktvärdet har bland annat använts som jämförelse i en studie av Daynard, där maxkrafter i ryggen på personal vid patientförflyttningar undersöktes. I samma studie rekommenderas maximal skjuvkraft vara cirka 500 N (Daynard, 2001).

2.3 FORSKNING KRING LYFTTEKNIKER

Många studier tyder på att LBP är starkt förknippad med lyft av börda, och idag är den vanligaste rekommendationen för att minska risken för ländryggsproblem att lyfta med rak rygg och böjda ben, här kallat benlyft eller benteknik (van Dieën, m. fl., 1999). Enligt Schibye säger *de generella principerna för manuell lyftteknik* att det är bättre att skjuta/dra istället för att lyfta, onaturliga lyftställningar ska undvikas, lyftarbete ska ske med armar och ben parallella för att undvika vridning av ryggen samt att rygflexion ska undvikas genom att böja på knäna (Schibye m. fl., 2003). Straker menar också att bentekniken är allmänt accepterad som den rätta metoden vid lyft av lågliggande objekt. Medan lyft med raka ben och böjd rygg, här kallat rygglyft eller ryggteknik, anses vara en felaktig lyftteknik (Straker, 2003).

Fördelarna med bentekniken har verifierats av Schibye, som undersökte förändringar i den mekaniska belastningen på ländryggen, när vårdpersonal gick från att lyfta med självvald lyftteknik till att lyfta med den rekommenderade bentekniken. Resultatet av studien pekade på att belastningen i ländryggen minskade till under 3400 N vid lyft enligt den rekommenderade tekniken. Även den upplevda fysiska ansträngningen var lägre vid lyft med den rekommenderade lyfttekniken än med den självvalda, trots att den

rekommenderade tog längre tid (Schibye m. fl., 2003). I en studie av van Dieën utvärderades ett symmetriskt lyft med rak respektive böjd rygg. Studien visade att böjd rygg generellt sett alltid medför större skjuvkrafter, och att böjande moment och påfrestningar på ligamenten var betydligt större vid flekterad rygg. Men forskarna kunde också dra slutsatserna att rak rygg och böjda ben endast är att föredra då bördan är placerad mellan fötterna. Är den inte det kan effekterna vara minst lika skadliga som vid lyft med exempelvis böjd rygg, eftersom belastningen från bördan då ökar på grund av längre hävarm. Studien påvisade även att lyft med rak rygg och böjda ben medför större risk att förlora balansen. Forskarna anser därför att fokus även bör läggas på andra aspekter än huruvida bålen är flekterad eller ej, som till exempel bördans tyngd, hastighet samt dess horisontella och vertikala position (van Dieën m. fl., 1999).

Forskningsresultaten har gjort att de allmänt vedertagna lyftrekommendationerna ifrågasatts. I dag pågår diskussioner kring vad som egentligen är en korrekt lyftteknik (Straker, 2003). Som ett bidrag till debatten om lyfttekniker har Straker sammanfattat aktuellt forskningsresultat kring de tre lyftmetoderna benlyft, rygglyft och mixlyft, som är en blandning av den båda förstnämnda lyftteknikerna. Lyften visas i bilaga 2. Enligt Straker (2003) har forskningen visat både att momenten i ryggraden blir något mindre vid ben- än vid rygglyft och att momenten blir upp till 17 % större vid ben- än vid rygglyft. Majoriteten av studierna har dock funnit att momenten inte skiljer sig mer än cirka 5 % åt vardera hållen mellan de båda metoderna. Störst skillnad har forskarna hittat när det gäller skjuvkrafter i ryggen. Potvin med flera (1991) har uppskattat att skjuvkrafterna i ryggen blir 180 % större vid rygg- än vid benlyft. Forskarna har även hittat skillnader i teknikernas påverkan på de passiva strukturerna i ryggen. Ryggtekniken medför cirka 75 % större belastning på passiva vävnader än benlyft, vilket kan beror på att rygglyft medför nästan 100 %-ig flexion i ryggen, medan bentekniken medför cirka 80 %-ig böjning. Straker menar därför att fördelarna med benlyft är minskad skjuvspänning samt minskad belastning av passiva vävnader, vilket kan vara positivt eftersom muskelskador är att föredra framför ligament- eller diskskador då muskler läker snabbare. Fördelarna med rygglyft är att metoden kan medföra lägre moment och krafter i ländryggen, och att studier har visat att metoden upplevs som mindre uttröttande än benlyft. Dessutom är det denna metod som flest personer använder om de får välja fritt, förmodligen för att den kräver mindre energi och är mindre ansträngande för quadricepsmuskulaturen. När det gäller mixlyft är mängden forskning begränsad, men intresset för tekniken och liknande metoder har enligt Straker ökat under det senaste decenniet. Förhoppningen med tekniken är att komma undan några av problemen med ben- och ryggteknikerna, genom att kombinera det bästa från dem båda. Flera studier har dock visat att mixtekniken ger något större moment och kompressionskrafter än de båda andra metoderna, samtidigt som andra studier visat att inte heller denna metod skiljer sig mer än 5 % från de andra. Det som talar för metoden är att den består av naturliga rörelser, som inte utsätter involverade leder för extrem lägen (Straker, 2003).

I en studie av Gagnon utvärderades hur effektivt det är att använda sig av instruktioner och träning i lyftteknik för att minska belastningar i ländryggen vid manuella lyft. Ur studien kunde slutsatser dras att direktiv baserade på biomekaniska principer bidrar till att reducera belastningen vid lyft (Gagnon, 2003).

2.4 BIOMEKANIKSTUDIER

Det finns två huvudsakliga faktorer som är av intresse vid studier i biomekanik. Den första är den reaktion som en kraft har på en stel kropp eller partikel, och den andra handlar om inverkan på ett deformerbart material eller kropp. En stel kropp kan beskrivas som en sammansättning av fixerade partiklar, vars placeringar är beroende av varandra. En deformerbar kropp påverkas istället av inre krafter. Skelettben kan liknas vid en stel kropp och biologiska vävnader utgör exempel på deformerbara material.

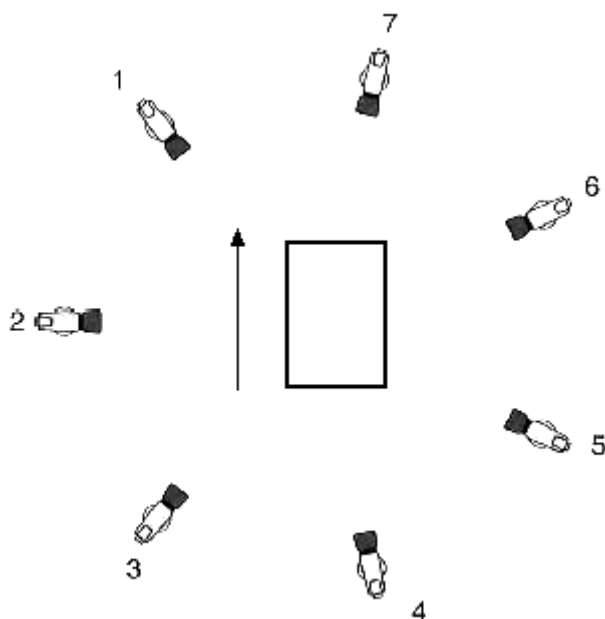
Att förenkla och placera kroppens organ i dessa två kategorier gör det möjligt för biomekaniker att utföra matematiska beräkningar (Gordon, m.fl., 2004).

Inom biomekanik finns två sätt att genomföra beräkningar. Det första tillvägagångssättet baseras på att förutse rörelser i systemet genom att placera in krafter och ledmoment. Denna teknik namnges som en *forward dynamics approach*. Det andra sättet är att beräkna ledmoment och krafter från redan bestämd data, till exempel utifrån externa krafter. Detta är den vanligaste metoden och den benämns som en *inverse dynamics approach* (Gordon, m.fl., 2004).

För att göra en inverse dynamics approach krävs insamling av data som skildrar en stel kropps kinematik. Med uppgifterna kan sedan krafter och moment i ett system av stela kroppar beräknas. Simulering av rörelser med hjälp av biomekaniska modeller är ett effektivt sätt att spara både tid och pengar. Biomekaniska beräkningsmodeller kan delas in i två kategorier, statiska modeller och dynamiska modeller (Gordon, m.fl., 2004).

2.4.1 RÖRELSEANALYSYSTEM (MOTION CAPTURE SYSTEM)

Användning av ett så kallat *Motion Capture System*, eller på svenska rörelseanalyssystem, är en vanlig metod för att samla in data till dynamiska beräkningsmodeller. Ett objekt förses med markörer på fördefinierade landmärken. Markörernas rörelser registreras av kameror (figur 12) och med hjälp av digital teknik erhålls ett referenssystem med koordinater (Gordon m.fl. 2004). Detta koordinatsystem gör det möjligt att redogöra för rörelser i exempelvis en led (Nyberg, 2003).



Figur 12. Rörelseanalyssystem med kameror som registrerar rörelser med hjälp av markörer (Gordon, m.fl., 2004).

Vid tillämpning av rörelseanalyssystem används markörerna för att spegla en rörelse hos ett segment. Markörer kan placeras direkt på huden vid ett anatomiskt landmärke, vilket ger godtyckliga resultat. Det optimala vore att placera markörer direkt på segmentet, vilket dock inte är att föredra eftersom ett ingrepp utsätter testpersonen för infektionsrisk. Kirurgiska ingrepp orsakar även smärta, vilket kan påverka mätresultatet. För att underlätta rörelseanalyser och biomekaniska beräkningar antas kroppens segment fungera som en stel kropp, trots att detta inte överrensstämmer med verkligheten eftersom muskelskelettet inte har en stabil struktur (Gordon m.fl., 2004).

För analys av krafter och moment i leder kan rörelseanalyssystem kopplas samman med kraftplattor, för registrering av *Ground Reaction Force*. Krafter som appliceras på en kraftplatta omvandlas då till data, på samma sätt som de registrerade rörelserna. För insamling av unilateral data behövs en kraftplatta, men vid bilaterala mätningar krävs två kraftplattor. Data registreras i tre dimensioner baserat på ett koordinatsystem som utgår från kraftplattan. Krafterna summeras av systemet och visas som en kraftresultant per kraftplatta (Gordon m.fl., 2004).

3 METOD

I studien användes två metoder för insamling av data; videofilmning med videokameror och rörelseanalyssystemet Qualisys. Insamlad data bearbetades sedan i videoanalysprogrammet Dartfish samt i Qualisys rörelseanalyssystem kombinerat med analysverktyget Visual 3D. Fullständiga utvärderingar gjordes med biomekaniska beräkningar med uppgifter från Dartfish och uträkningar i Visual 3D.

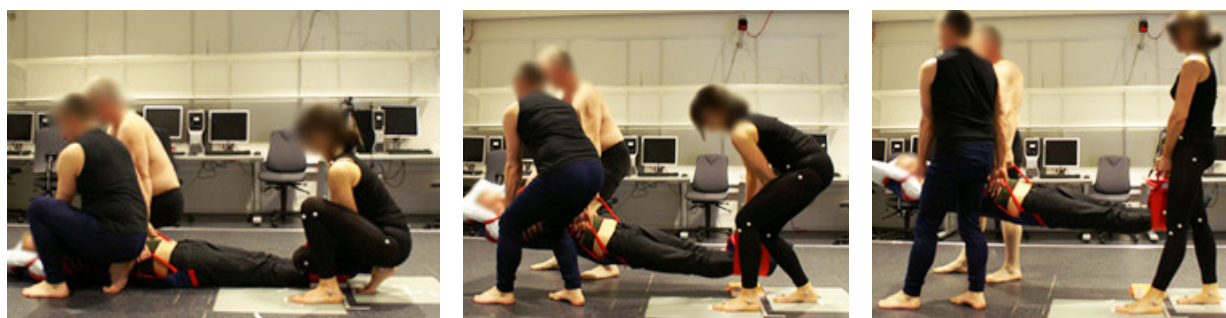
3.1 LYFT A OCH LYFT B

Lyft A (figur 13) är den lyftteknik som Modern Arbetsteknik utvecklat. I utgångsläget intas gångställning med höftbredds avstånd mellan fötterna både i bredd och i djupled samt lätt böjda ben, armarna placeras nära kroppen. Fötterna är parallella och riktade diagonalt mot patienten. Lyftpersonerna står i en framåtlutad ställning med bakdelen vänd uppåt/bakåt och det främre personerna, som bildar ett lyftpar, kan i utgångsläget ha lätt skulderkontakt. Den främre armens armbåge vilar på insidan av det främre benets lår. Sedan utnyttjas benstyrka och kroppstyngd för att föra fram höftpartiet och trycka ifrån till upprätt stående. Är hjälparna olika långa ska de längsta personerna vara vid huvudändan. Knogarna på personer i samma lyftpar bör vara i ungefär samma höjd vid upprätt stående, så att kraftfördelningen blir jämn och patienten hålls i horisontellt läge utan att en i lyftparet lyfter med böjda armar.



Figur 13. Lyft A, som utvecklats av Modern Arbetsteknik. Fötterna är diagonalt placerade mot patienten och utgångspositionen visar att benen endast är lätt böjda och ryggen flekterad.

Lyft B (figur 14), som används som referenslyft, motsvarar enligt Modern Arbetsteknik den vanligaste lyfttekniken inom vården. Lyftet följer den allmänna rekommendationen att lyft bör ske med rak rygg och böjda knän. I utgångsläget är fötterna höftbrett placerade och riktade parallellt med Fleximoves långsida. Benet närmast patienten är flekterat så att endast främre delen av foten har kontakt med golvet. Lyft rörelsen sker från sittande med flekterade knän till upprätt stående.



Figur 14. Lyft B, som representerar den allmänt rekommenderade lyfttekniken som här använts som jämförelseluft. Utgångspositionen visar att benen är kraftigt böjda och ryggen är rak.

Gemensamt för båda lyften är att händerna greppar handtaget så att tummarna riktas mot patientens huvud samt att lyftet sker på givet kommando då en i förväg utvald person säger *vi lyfter nu*. Huvudets placering följer ryggens axiella riktning under hela lyftrörelsen. Rörelsen görs under utandning. Viktigt är att alla lyfter samtidigt och i samma hastighet.

Lyften utförs med hjälp av Fleximove Midi och Mini, se figur 15. Hjälpmidlet består av vadderat tyg och en åttaformad slinga, integrerad i väven, som ger stadga åt lyften och utgör handtag. Fleximove Midi har fyra handtag och används för patientens överkropp, medan Fleximove Mini med två handtag används för att lyfta patientens fötter.



Figur 15. Fleximove Midi (vänster) och Mini (höger), som användes i lyftet (Romedics AB, 2008).

3.2 TESTPERSONER

För analys med Dartfish deltog tre personer från Modern Arbetsteknik. Analyser utfördes på den högra personen (testperson 1) i det främre lyftparet och på lyftpersonen placerad vid patientens fötter (testperson 2). För analys med Qualisys deltog en testperson (testperson 3), som instruerats i lyftmetoderna av Modern Arbetstekniks personal.

Samtliga lyftdeltagare var fria från muskuloskelettala skador och sjukdomar. Testpersonernas längd och vikt presenteras i tabell 1. Testpatienten vägde 75 kg, vilket motsvarar Modern Arbetstekniks rekommenderade maxvikt för lyft med tre personer.

Tabell 1.

	Vikt	Längd	Kön	Ålder
Testperson 1	95 kg	182 cm	Man	52 år
Testperson 2	61 kg	168 cm	Kvinna	43 år
Testperson 3	61 kg	168 cm	Kvinna	26 år
Patient	75 kg	187 cm	Man	22 år

3.3 MÄTNINGAR OCH ANALYSER

Lyft A och lyft B filmades med videokamera i sagittal- och frontalplanet. Filmerna importerades i videoanalysprogrammet Dartfish ProSuite, där vinklar och längder på segment och hävarmar bestämdes, se bilaga 3. Belastningsfördelningen från patienten på varje handtag uppmättes med hjälp av dynamometer. Utifrån dessa värden utfördes biomekaniska handberäkningar för att bestämma moment kring L5/S1-leden, muskelkraft i erector spinae samt skjuv- och kompressionskrafter i disken mellan L5 och S1. Analyser utfördes i lyftens utgångsposition, vid lyftstart (när patienten lämnade golvet) och vid slutposition. Beräkningarna bygger på antagandena att erector spinae ensam motverkar hela det framåtböjande momentet kring leden, att kraften från erector spinae alltid är vinkelrät mot disken och att dess momentarm är 0,05 m, att L5-S1-disken lutar 30° mot horisontalplanet vid upprätt stående och 75° vid 90° ryggböjning, att varje arm utgör 4,8 % av kroppsvikten, att bålen inklusive huvud och hals utgör 56,5 % av den totala kroppsvikten samt att bålen tyngdpunkt är placerad 39,6 % (L_{TPB}) av

längden från L5/S1-disken till översta punkten på huvudet (Heijne Wiktorin, 2007). Friläggningen av rygg och disk visas i figur 16. Beräkningarna har skett med formlerna nedan.

Momentet medurs kring X:

$$M_X = TP_{B\&L} \times L_{TPB} + TP_V \times L_{TPV} + TP_H \times L_{TPH} + F_V \times L_{FV} + F_H \times L_{FH}$$

Vid jämvikt gäller:

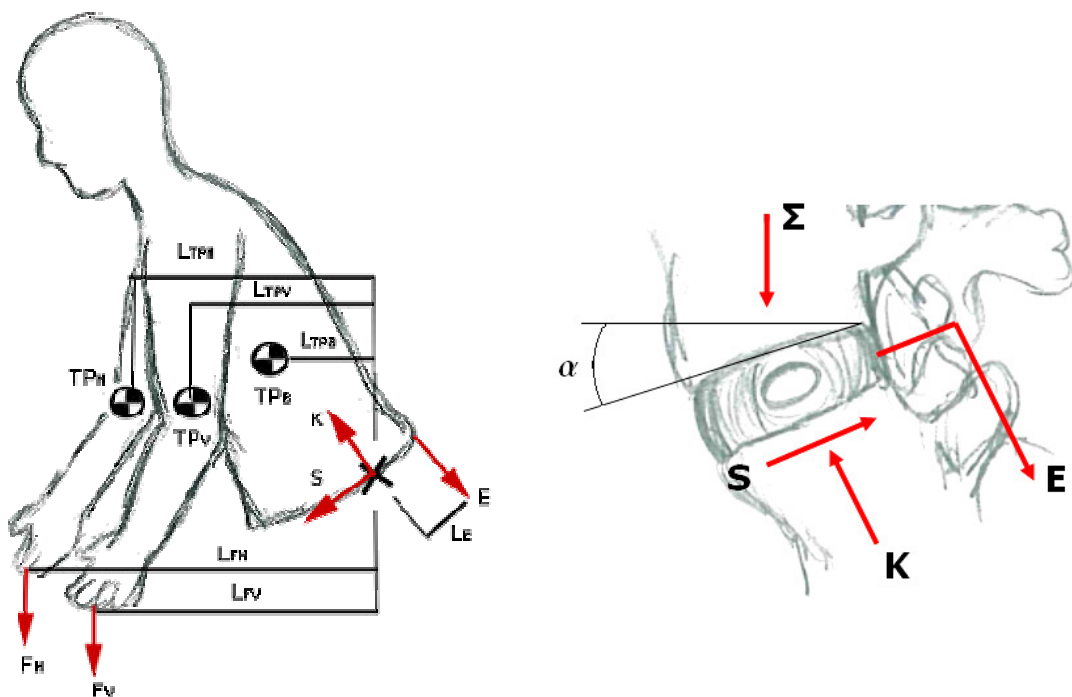
$$M_X = E \times L_E \Rightarrow E = \frac{M_X}{L_E}$$

Jämviktsekvationer på disken ger skjuvkraften S och kompressionskraften K:

$$K = E + \Sigma \times \cos \alpha$$

$$S = \Sigma \times \sin \alpha$$

där Σ är summan av alla yttre pålagda krafter, det vill säga $TP_{B\&L}$, TP_V , TP_H , F_V och F_H .



Figur 16. Bilden till vänster visar friläggning av ryggen för beräkning av moment kring leden och kraft i erector spinae. Bilden till höger visar friläggning av disken för beräkning av skjuv- och kompressionskrafter.

För lyft A och lyft B skapades även biomekaniska modeller med rörelseanalyssystemet Qualisys samt Visual 3D. Systemet från Qualisys bestod av 6 stycken videokameror; fyra av typen MCU 500 Hz ProReflex samt två av typen MCU 1000 Hz ProReflex. Kamerorna sände ut infrarött ljus, och reflexerna från markörerna registrerades av kamerorna med frekvensen 240 Hz (frames per sekund). Systemet kalibrerades med Wand kalibreringssätt med längden 750,4 mm. Till systemet kopplades två kraftplattor; en portabel AMTI Portable Accu Gait och en fast AMTI Gait, för registrering av krafter.

För optimal mätning med Qualisys krävs synliga markörer under hela lyftsekvensen. För att möjliggöra detta simulerades lyft A och lyft B, genom att lyftförelserna utfördes av en enda testperson som fick lyfta skivstång och vikter. Vikternas massa anpassades så att de motsvarade kraftfördelningen från patienten som uppmätts med dynamometern. Testperson 3 försågs med reflexmarkörer enligt marköruppsättningen i bilaga 4. Händernas placering på skivstången motsvarande handtagens avstånd på Fleximove.

Vid filmning med Qualisys dokumenterades totalt fyra lyft; ett FL och ett BL för lyft A respektive B. Utöver detta registrerades även en stående mätning per testperson, som användes till att namnge markörer för analysen i Visual 3D.

I Visual 3D användes rörelsefilerna till att bygga modeller bestående av segmenten fot, underben, lår, pelvis och rygg (C1-L5). Hur segmenten definierats visas i bilaga 5. Sedan användes modellerna för att ta fram uppgifter som moment, flexion och rotation i ländryggen.

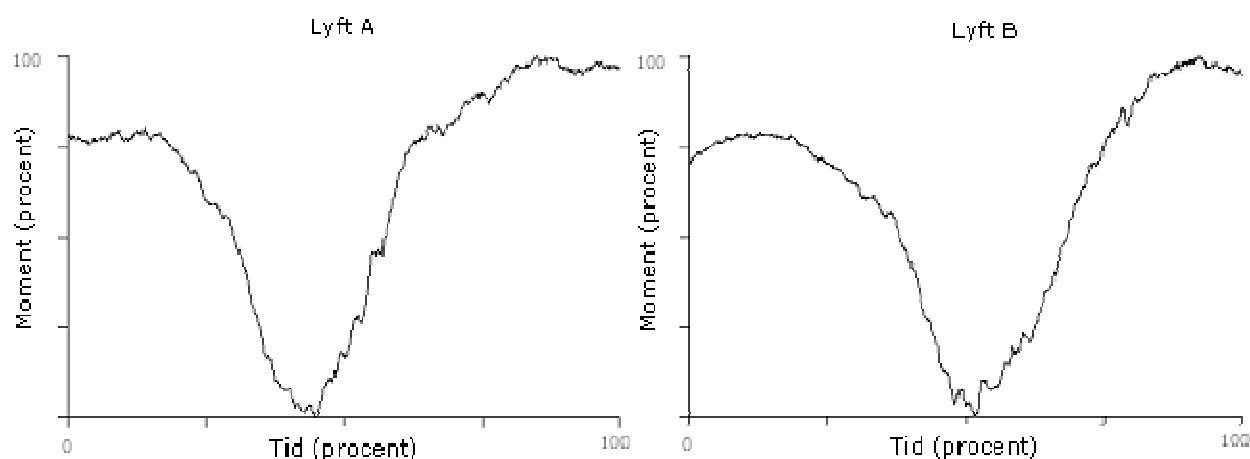
4 RESULTAT

Summering av resultatet visar att kompressionskrafterna vid FL blir stora för båda lyften. Lyft A medför mindre belastning och mindre rotation under lyftstart och slutposition än lyft B, men lyft B medför mindre mekanisk belastning i utgångspositionen.

Skillnader i kraftfördelningen mellan höger och vänster fot i de respektive lyften visar att bättre stabilitet uppnås i lyft A, än i lyft B. Mätningarna visar även att den axiella rotationen är mindre i lyft A.

4.1 MEKANISK BELASTNING

Beräkningar och momentkurvor från Visual 3D visar att momentet är störst vid lyftstart, för både lyft A och lyft B. Därefter minskar momentet med ungefär samma hastighet för lyft A och B. Inga skillnader i momentets variation under lyftsekvensen kan ses mellan FL och BL. Både vid FL och BL är momentet mindre vid utgångsposition och större vid lyftstart i lyft B än i lyft A. Vid slutposition är momentet större vid lyft B i FL, men vid BL är momentet ungefär samma för både lyft A och lyft B. Graferna över momenten visas i figur 17. Skillnaden i början av kurvorna beror på de olika startpositionerna.



Figur 17. Momentens variation under lyftet, för lyft A (vänster) och lyft B (höger) vid främre lyft.

Dynamometermätning av viktfordelning av patientens tyngd visade att de främre lyftpersonerna lyfter 40 % av patientens tyngd var och den bakre lyfter 20 %.

Den mekaniska belastningen i FL är större för lyft A i utgångsposition. Under lyftstart och slutposition är den mekaniska belastningen större i lyft B. Skillnaden är störst för kompressionskrafter. Fullständigt resultat av beräkningar visas i tabell 2.

Tabell 2. Resultatet av biomekaniska beräkningar för lyft A och B i FL.

FL	Kompressionskraft på disk (N)		Skjuvkraft på disk (N)	
	A	B	A	B
Lyft				
Utgångsposition	3 998	3 614	580	534
Lyftstart	5 776	6 022	789	789
Slutposition	2 750	3 495	456	456

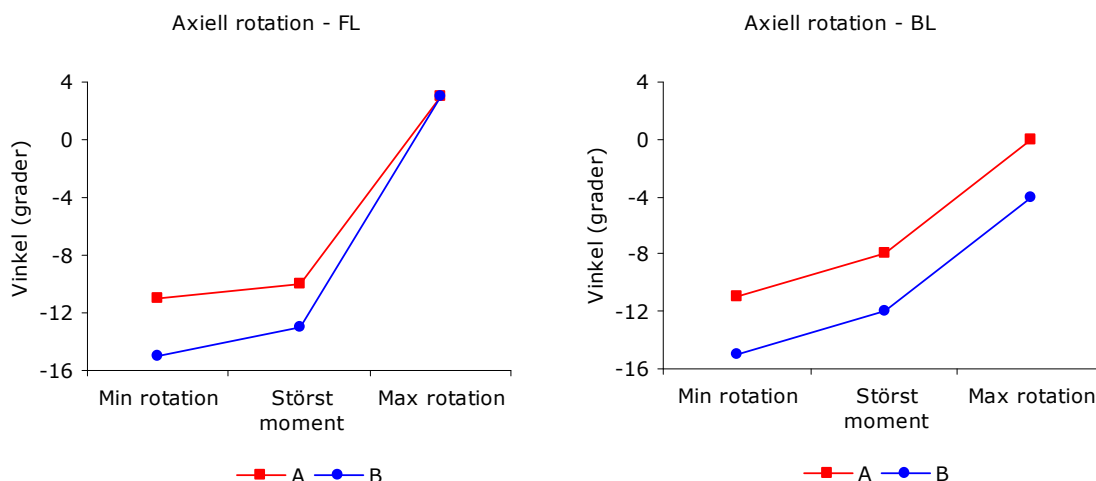
Den mekaniska belastningen i BL är större för lyft A i utgångsposition. I lyftstart är belastningen större i lyft B. Slutpositionen i lyft A medför något större kompressionskraft än slutpositionen i lyft B.

Tabell 3. Resultatet av biomekaniska beräkningar för lyft A och B i BL.

BL	Kompressionskraft på disk (N)		Skjuvkraft på disk (N)	
	A	B	A	B
Lyft				
Utgångsposition	2 252	2 038	383	343
Lyftstart	3 500	3 785	470	524
Slutposition	2 254	2 134	272	272

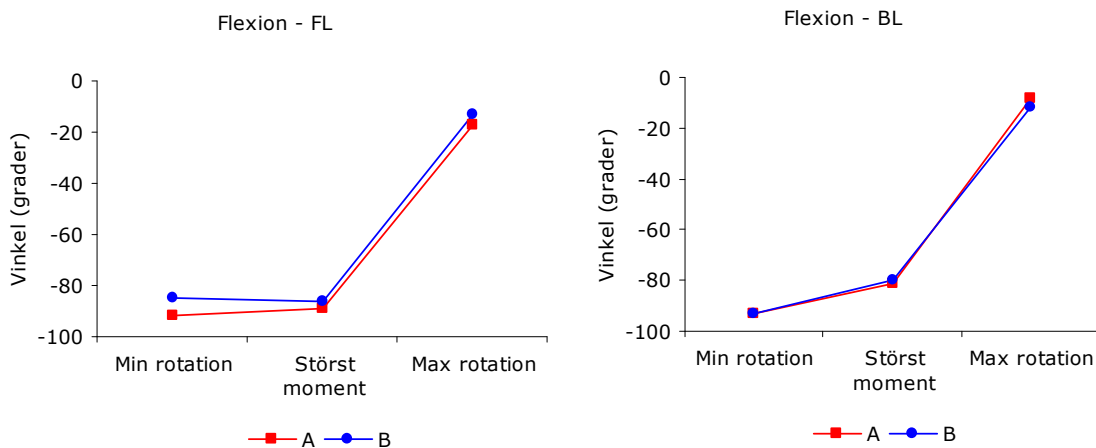
4.2 AXIELL ROTATION OCH FLEXION

Den axiella rotationen åt både vänster och höger (max och min i figur 18) är större i lyft B än A, vid såväl FL som BL (med undantag för maximal rotation då den är samma i FL för både lyft A och B). Lyft B medför större rotation även då belastningen på ländryggen är som störst, både för FL och BL.



Figur 18. Visar skillnaderna i axiell rotation mellan lyft A och B för FL och BL.

Flexionen är något större i lyft A än i lyft B, framför allt i FL.

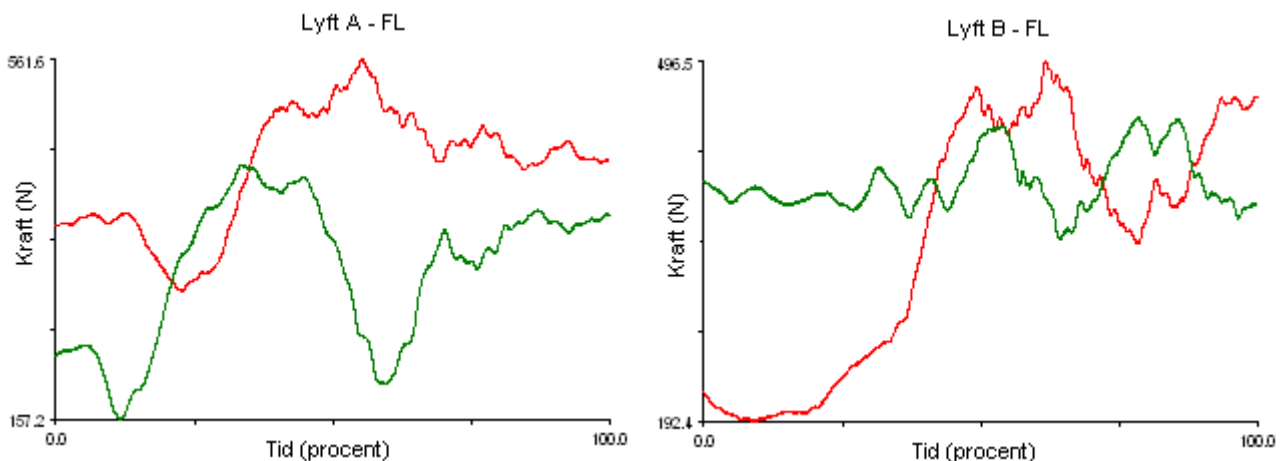


Figur 19. Visar skillnaderna i flexion mellan lyft A och B för FL och BL.

Utgångspositionen i lyft A medför att ryggen är kraftigt krökt i sagittalplanet fram till lyftstart då den rätas ut. Sedan hålls ryggen rak under resten av lyftet. I lyft B är ryggen rak i sagittalplanet under hela lyftet. Vid visualisering i Dartfish noterades även att testpersonen skjuter fram höften i slutet av lyft rörelsen i både lyft A och lyft B.

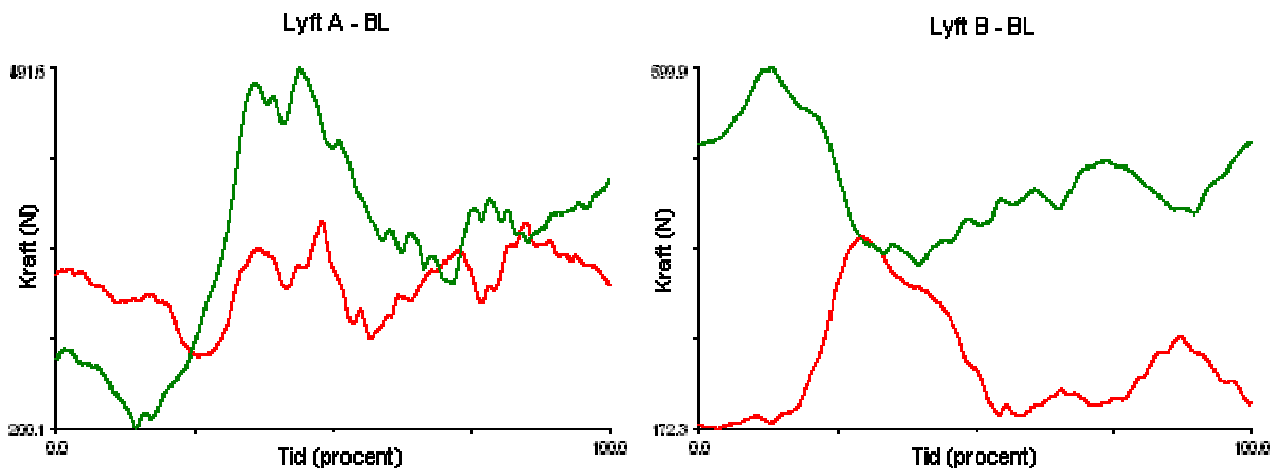
4.3 KRAFTFÖRDELNING

För FL noteras att kraftfördelningen mellan höger och vänster fot växlar som mest i lyft B. I lyft A läggs mer tyngd på vänster än på höger fot under nästan hela lyftsekvensen, se figur 20.



Figur 20. Visar kraftfördelningen för höger (grön kurva) och vänster fot (röd kurva) i FL för lyft A och B.

För BL kan en tydlig skillnad i kraftfördelning urskiljas mellan lyft A och lyft B. I lyft B ligger mest tyngd på höger fot, men i lyft A är kraftfördelningen mer jämn mellan höger och vänster fot.



Figur 21. Visar kraftfördelningen för höger (grön kurva) och vänster fot (röd kurva) i BL för lyft A och B.

Under både FL och BL är vänsterfotens häl i luften under första halvan av lyft rörelsen i lyft B.

5 DISKUSSION

De flesta biomekaniska studier som behandlar lyftteknik är baserade på individuella lyft. Marras forskning har visat att lyft i team medför reducerad belastning (Marras m. fl., 1999), och det finns därför ett behov av forskning som utvärderar lyft i team. Fokus i detta projekt har varit att analysera teamlyft ur ett biomekaniskt och ergonomiskt perspektiv. De faktorer som studerades var storlek på krafter och moment, flexion, axiell rotation, asymmetri och stabilitet, eftersom tidigare forskning visat att dessa faktorer tillsammans påverkar risken för att ländryggsproblem ska uppstå.

5.1 BIOMEKANISKA FÖRDELAR FÖR LYFT A

Resultatet i denna studie visar att den mekaniska belastningen totalt sett är mindre i lyft A, än i lyft B. Både lyftstart och slutposition är mer fördelaktiga i lyft A, eftersom placering av kroppen bidrar till kortare hävarmar mellan börda och led än i lyft B, vilket minskar momentet kring leden. Dessa positioner anses speciellt viktiga då lyftstart är den position som medför störst belastning under lyftet, och eftersom slutpositionen är den position som hålls statistiskt under längst tid.

Utgångspositionen ger större mekanisk belastning i lyft A, jämfört med lyft B. Fördelarna med lyft B i denna position är att ryggkurvaturen är lik normalkurvan och att flexionen och rotationen i höft och ländrygg är liten. Att krafterna är större vid startpositionen i lyft A beror på att bålens och armarnas tyngdpunkter hamnar längre från kroppen än vid lyft B. Lyft A medför också framåtlutad kroppsställning och stor flexion i höften i utgångsläget, vilket är påfrestande för ryggens ligament. Belastningen i utgångspositionen påverkas endast av testpersonens kroppsvikt, eftersom lyftet av patienten inte påbörjats. Denna lyftposition har därför varit av mindre betydelse vid jämförelse mellan lyft A och lyft B.

5.2 NIOSH OCH ARBETSMILJÖVERKETS RIKTLINJER UPPFYLLS INTE

Trots att lyft A är något skonsammare för ländryggen än lyft B uppfyller varken lyft A eller lyft B rekommendationerna från AV och NIOSH. Väger patienten 75 kg eller mindre, rekommenderar Modern Arbetsteknik att lyftet kan utföras av tre personer. Rekommendationen grundas i en uppskattning att vikten från patienten fördelas lika mellan de tre lyftpersonerna. Enligt mätningarna med dynamometer konstaterades att viktfördelningen inte var jämn mellan lyftpersonerna. De främre lyftpersonerna lyfte mer än 25 kg vardera. Detta gör att både skjuv- och kompressionskrafter för FL överskrider rekommendationerna från AV och NIOSH, vid både lyft A och lyft B. De beräknade krafterna vid FL är betydligt större än NIOSH:s rekommenderade 3 400 N och detta trots att våra beräkningar tagits fram med statistiska beräkningsmetoder. Enligt Hye-Knudsen har bålens hastighet ett direkt samband med kompressionskrafterna i ländryggen (Hye-Knudsen m. fl., 2003) och Bernard har visat att acceleration kan göra att krafterna stiger med 19-60 % (Bernard m. fl., 1999). Vid lyftstart där accelerationen är som störst innebär det att krafterna kan vara upp till 60 % större än beräknat, och därmed överskrida maxvärdet för vad en disk klarar av.

Om vårdpersonal fortsätter att lyfta så här tungt är risken för att de utvecklar ryggsproblem stor (Norman, 1998), detta gäller speciellt äldre personal med degenererade diskar som riskerar ökad förslitning i facettlederna med påföljande smärta (Hall, 2003). För att undvika detta bör maxvikt av patientvikt för tre personer sänkas till 62 kg, väger patienten mer än så bör lyftet ske med fyra lyftpersoner. Eventuellt kan en produktutveckling av Fleximove ändra fördelningen av patientens viktfördelning och på så sätt kan belastningen för främre lyftparet minska. Nelson & Baptiste (2006) uppmärksammar i sin studie att en större uppmärksamhet kring utveckling av produkterna för patientlyft avsevärt kan underlätta för personal inom sjukvården.

5.3 SKILLNADER MELLAN FRÄMRE OCH BAKRE LYFT

Att jämförelsen mellan lyft A och lyft B i vissa lägen får olika resultat för FL och BL beror troligen på olika stort rörelseutrymme fram och bak samt handtagens utformning på Fleximove. Personen som lyfter fram har ett begränsat rörelseområde, som beror på den andra lyftaren i lyftparet och på att patienten tar upp mer utrymme än bak. Fleximoves handtag fram är placerade symmetriskt så att personerna i lyftparet står jämsides, vilket gör att lyftpersonerna måste anpassa kroppsrörelserna för att inte krocka. Handtagen är också kortare fram än bak, vilket gör att de som lyfter framtill måste närmare marken för att få ett bra grepp än den som lyfter bak.

5.4 SYMMETRI OCH STABILITET UTGÖR GRUNDEN FÖR ETT BRA LYFT

Av den axiella rotationen att döma är lyft A mer fördelaktigt då detta lyft medför mindre rotation och därmed minskad asymmetri. Att lyft A är mer symmetriskt beror på den diagonala fotplaceringen mot patientens huvud. Rotation och asymmetri har spelat stor roll vid utvärderingarna eftersom de skapar skjuv-, drag- och vridkrafter i ryggen (Marras, 1998). Både skelett och diskar tål dessa krafter sämre än kompressionskrafter (Hall, 2003), varför de bör undvikas. Forskning har visat att även liten rotation medför en stor ökning av belastningen i ländryggen (Marras, 1998). Även om skillnaderna i rotation i ländryggen inte är mer än några grader kan de alltså göra stor skillnad i belastning. Om rotationen hålls under en längre tid, som i slutpositionen vid lyft B, ökar risken för utmattnings i ryggrotatorerna. Detta bör undvikas eftersom det enligt Wirhed är en trolig orsak till ryggskott (Wirhed, 2005).

Som resultatet visar är kraftfördelningen mellan höger och vänster fot olika beroende på vilket lyft som utförs. Detta beror troligtvis på hur fötterna är placerade. Den diagonala fotplaceringen i lyft A bidrar till större understödsyta, vilket inverkar positivt på lyftpersonens stabilitet. En annan faktor som inverkar på lyftpersonens stabilitet är benens utgångsläge. Precis som studien av van Dieën (1999) visar kan vi i våra analyser också se att lyft B, med utgångsläget böjda ben och rak rygg, medför större risk att förlora balansen. Att lyfta med god stabilitet och stor kontroll är att föredra eftersom det bidrar direkt till ett säkrare lyft för både lyftperson och patient.

Asymmetri kombinerat med dålig stabilitet kan medföra plötsliga rörelser, vilket ytterligare ökar risken för skelett- och ligamentskador samt diskbräck.

5.5 ANALYSMETODERNA KOMPLETTERAR VARANDRA OCH FÖRSTÄRKER RESULTATET

De biomekaniska bedömningarna bygger på observationer som inhämtats både genom visualisering i Dartfish och från analyserna med Qualisys och Visual 3D. Metoderna valdes för att jämförelsen mellan lyften skulle bli så heltäckande som möjligt. Resultaten från de båda metoderna har varit liktydiga och förstärkt varandra. Till exempel har vi i Dartfish kunnat se att lyft B inneburit större rotation i bälgen, medan Visual 3D givit oss värden på hur mycket större rotationen varit. I Dartfish har vi kunnat se om testpersonen svajat fram och tillbaka, och i Visual 3D har kraftpilar och grafer över belastningen från vardera fot avslöjat hur stabilt lyftet varit.

Beräkningarna med biomekaniska beräkningsmodeller och Dartfish-värden bygger på videosekvenser av ett lyft som utförs på samma sätt som i en verklig vårdsituation. Beräkningsmodellerna och antagandena är beprövade och hämtade från litteratur och forskning inom området (Heijne Wiktorin, 2007). Beräkningarna med biomekaniska formler har utförts på tre statiska lyftögonblick sedda ur sagittalplanet. Sagittalplanet valdes eftersom det är här hävarmar, och därmed moment och krafter är som störst (Heijne Wiktorin, 2007). Utgångspositionen valdes eftersom den hålls statiskt en stund innan varje lyft och därför bör vara så bekväm som möjligt. Accelerationen är störst vid

lyftstart, samtidigt som belastningen från patienten plötsligt läggs på och ryggflexionen är störst. Detta gör att belastningen blir större här än under resten av lyftet, vilket bekräftas av momentkurvorna från Visual 3D. Slutpositionen är viktig i detta lyft, då den positionen hålls längst. Om patienten även ska förflyttas till exempel till en närliggande säng eller bår kommer vårdgivarna att bibehålla slutpositionen under förflyttningen. Det är därför viktigt att den medför så liten belastning som möjligt.

Eventuella felaktiga uppskattningar av diskens lutning i förhållande till horisontalplanet kan ha påverkat resultatet. Framför allt de beräknade skjuvkrafterna, där vinkeln är avgörande för den beräknade kraften. Antagandena har gjorts systematiskt och på samma sätt för lyft A som för lyft B. Detta betyder att eventuella fel inte bör påverka jämförelsen mellan de båda lyften. De biomekaniska beräkningarna skulle ge ett mer noggrant resultat om vinkeln mellan L5/S1-disken och horisontalplanet kan bestämmas mer exakt. Vidare studier bör utreda om detta kan göras med hjälp av Visual 3D, eller om vinkeln kan bestämmas på något annat sätt.

Analyser med Qualisys och Visual 3D är en vanlig metod vid rörelseanalyser som har använts i andra liknande forskningsprojekt (Gagnon, 2003). Avgörande för resultatet är att marköruppsättningen är anpassad till rörelsen. Vi har utarbetat en egen marköruppsättning (bilaga 2), med utgångspunkt i att trackingmarkörerna ska placeras där hudens glidning i förhållande till segmentets landmärke är så liten som möjligt. Detta för att rörelsen som uppfattas av systemet ska överrensstämma med verkligheten. I studiens inledningsskede gjordes testmätningar med Qualisys, där tre personer deltog i lyftet precis som vid patientlyft i verkliga vårdssituationer. Större delen av lyft-rörelsen i mätningarna kunde då inte analyseras på grund av bortfall av markörer, som skymdes av Fleximove eller de andra lyftpersonerna. För att rörelserna skulle kunna följas under hela lyftet utfördes mätningar på ett simulerat lyft, där belastningen från patienten representerades av skivstång (FL) och lösa vikter (BL). I och med simuleringen kunde mätningar av korrekt utförda lyft genomföras, men eventuella effekter av att lyfta i team uteblev.

Beslutet att endast analysera en av testpersonerna i lyftparet grundas i att personerna lyfter med samma teknik och samma belastning, eftersom deras knogar är i jämnhöjd. Det beror också på att vi ville börja med att göra en liten jämförelse mellan lyften samtidigt som vi utarbetade en passande metod. Om en liknande studie ska genomföras i framtiden vore det intressant att studera lyftet med en större testgrupp och ett större antal mätningar, så att jämförelsen kan säkerställas statistiskt. Om mätningar sker både före och efter lyftträning kan studien även utreda hur väl Modern Arbetsteknik lyckas med utläringen av lyfttekniker.

Vid vidare studier rekommenderar vi att samma metoder används. Eventuellt kan då trackingmarkörerna på pelvis placeras lite högre för att minska risken för att huden rör sig olika i förhållande till segmentets landmärken. Vid omplacering av trackingmarkörer är det viktigt att kontrollera att de fortfarande syns under hela rörelsen. Kontroll av mätresultatet bör också ske i Qualisys efter varje mätning för att säkerställa att mätningen går att använda för analys i Visual 3D. För mätning av rotation i ländryggen samt krafter och moment högre upp i ryggen måste ett separat segment för ländryggen modelleras, för detta krävs minst 3 markörer på ländryggssegmentet.

Om marköruppsättningen arbetas om kanske den går att använda även vid lyft i grupp. Om mätningarna med Qualisys kan genomföras även på ett lyft av tre personer med Fleximove, innebär det att biomekaniska analyser av lyft i team kan genomföras på ett enkelt och behändigt sätt. Förhoppningsvis skulle det betyda fler studier och ökad kunskap om effekter av att lyfta i team.

6 SLUTSATS

Denna studie har syftat till att undersöka om lyft A har några biomekaniska fördelar, jämfört med lyft B. Fokus har lagts på den mekaniska belastningen, men också andra faktorer som axiell rotation, flexion och stabilitet. Resultatet som redovisats i form av siffror och grafer har jämförts med andra studier inom området, samt befintliga riktlinjer från NIOSH och Arbetsmiljöverket. Genom detta har vi konstaterat att lyft A är att föredra framför lyft B, med avseende på krafter och moment i disken mellan kotorna L5 och S1 i ländryggen. Vi har också visat att lyft A är att föredra framför lyft B, med avseende på ergonomiska faktorer som rotation, flexion och stabilitet. Både lyft A och lyft B överskrider rekommenderade gränsvärden från NIOSH och Arbetsmiljöverket. Rekommendationen till Modern Arbetsteknik är därför att sänka maximal patientvikt för lyft med tre personer. Vidare produktutveckling av hjälpmedel samt forskning inom lyftteknik i team är ett måste om ländryggsproblemen ska kunna förebyggas.

7 REFERENSER

Arbetsmiljöverket. (1998). *Belastningsergonomi, Arbetarskyddsstyrelsens föreskrifter om belastningsergonomi samt styrelsens allmänna råd om tillämpningen av föreskrifterna*. Tillgänglig på Internet [2008-03-18]: http://www.av.se/dokument/afs/AFS1998_01.pdf

Bernard, T.M., Ayoub, M.M. & Lin, C.J. (1999). Effects of speed of lift in static and inertial moments at the joints. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 24, 39-47.

Bojsen-Møller, F. (2005). *Rörelseapparatens anatomi*. Stockholm: Liber.

Ciavarro, G.L, Santambrogio, G.C, & Andreoni, G. (2006). Biomechanical model of flexion/extension mobility of the lumbar spine: consideration on soft artifacts. *Journal of Biomechanics*, 39, 542.

Čihalová, L. (2006). Biomechanical model of human thorax. *Journal of Biomechanics*, 39, 155.

Daynard, D., Yassi, A., Cooper, J. E., Tate, R., Norman, R. & Wells, R. (2001). Biomechanical analysis of peak and cumulative spinal loads during simulated patient-handling activities: a substudy of a randomized controlled trial to prevent lift and transfer injury of health care workers. *Applied Ergonomics*, 32, 199-214.

Gagnon, M. (2003). The efficacy of training for three manual handling strategies based on the observation of expert and novice workers. *Clinical Biomechanics*, 18, 601-611.

Glenn Hunter, D. & Speed, C.A. (2007). The assessment and management of chronic hamstring/posterior thigh pain. *Best Practice & Research Clinical Rheumatology*, 21, 261-277.

Hall, S. J. (2003). *Basic Biomechanics fourth edition*. Newark, Delaware: McGraw-Hill.

Heijne Wiktorin, C. V. (2007). *Exempelsamling I biomekanik*. Lund: Studentlitteratur.

Hye-Knudsen, C.T., Schibye, B., Hjortskov, N. & Fallentin, N. (2003). Trunk motion characteristics during different patient handling tasks. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 33, 327-337.

Karolinska Institutet. (2008). *Belastningsrelaterade besvär - konsekvenser och behandling*. Tillgänglig på Internet [2008-04-25]: <http://ki.se/ki/jsp/polopoly.jsp?d=2090&a=4372&l=sv>

Marras, W.S., Davis, K.G., Kirking, B.C. & Granata, K.P. (1999). Spine loading and trunk kinematics during team lifting. *Ergonomics*, 42, 1258-1273.

Nationalencyklopedin. (2008). *Biomekanik*. Tillgänglig på Internet [2008-02-12]: http://www.ne.se.ezproxy.bib.hh.se/jsp/search/article.jsp?i_art_id=129365

Nelson, A. & Baptiste, A. S. (2006). Evidence-Based Practices for Safe Patient Handling and Movement. *Orthopaedic Nursing*, 25, 366-379.

NIOSH. (2008). *About NIOSH*. Tillgänglig på Internet [2008-03-29]: <http://www.cdc.gov/niosh/about.html>

NIOSH. (1994). *Applications Manual for the Revised NIOSH Lifting Equation*. Cincinnati: Department of Health and Human Services.

Peterson, L. & Renström, P. (2003). *Skador inom idrotten, Handbok om förebyggande, behandlande och rehabiliterande åtgärder för aktiva, ledare, instruktörer, sjukgymnaster, läkare m fl.*. Stockholm: Prisma.

Pheasant, S. (1996). *Bodyspace – Anthropometry, Ergonomics and the Design of Work*. United States of America: CRC Press.

Rohlmann, A., Bauer, L., Zander, T., Bergmann, G. & Wilke, H-J. (2006). Determination of trunk muscle forces for flexion and extension by using a validated finite element model of the lumbar spine and measured in vivo data. *Journal of Biomechanics*, 39, 981-989.

Romedics AB. (2008). *Fleximove 110 x 53*. Tillgänglig på Internet [2008-04-22]: <http://www.romedic.com/sv/Produkter/Katalog/FlexiMove>

Schibye, B., Faber Hansen, A., Hye-Knudsen, C.T., Essendrop, M., Böcher, M. & Skotte, J. (2003). Biomechanical analysis of the effect of changing patient-handling technique. *Applied Ergonomics*, 34, 115-123.

Straker, L. (2003). Evidence to support using squat, semi-squat and stoop techniques to lift low-lying objects. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 31, 149-160.

van Dieën, J.H., Hoozemans, M.J.M. & Toussaint, H.M. (1999). Stoop or squat: a review of biomechanical studies on lifting technique. *Clinical Biomechanics*, 14, 685-696.

Wilke, H.-J., Neef, P., Hinz, B., Seidel, H. & Lutz, C. (2001). Intradiscal pressure together with antropometric data – a data set for the validation of models. *Clinical Biomechanics*, 16, 111-126.

Wirhed, R. (2005). *Anatomi och rörelselära inom idrotten*. Motala: Alatryck.

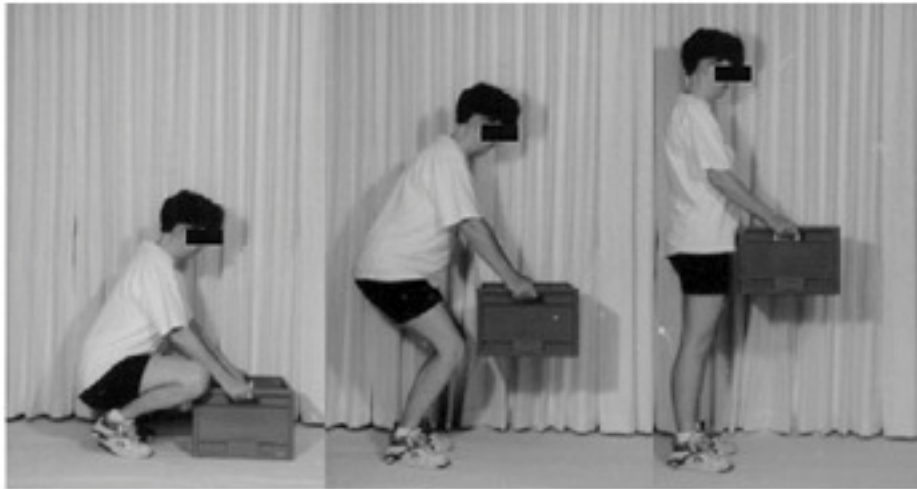
Wright, V. & Radin, E. L. (1993). *Mechanics of Human Joints – Physiology, Pathophysiology, and Treatment*. New York: Marcel Dekker Inc.

BILAGOR

1 - ORDLISTA

Anatomisk grundposition	Kroppspostion som används som utgångspostion inom medicinområdet för att beskriva rörelser.
Anatomiskt landmärke	Genom huden kännbara skelettutskott, som kan användas som referenser för att lokalisera kroppsegment.
Antagonist	Muskel som verkar i motsatt riktning kring led, jämfört med den muskel som skapar rörelsen.
Antropometri	Läran om människokroppens måttförhållanden
Bilateral	På båda sidor om en kropp
Dorsal	Närmast ryggen/pelvis
Dynamisk	Med rörelse
Dynamometer	Mätinstrument för krafter
EMG	Mätteknik för muskelaktivitet
Ergonomi	Ett tvärvetenskapligt ämne som behandlar samspelet mellan människa, teknik, arbetsuppgifter och organisation.
Extension	Rörelse i led som medför att leden rätas ut, ursprung från fäste
Flexion	Rörelse i led som medför att leden böjs, ursprung mot fäste
Goniometer	Mätinstrument för ledvinklar
In vitro	Experiment och observationer utförda i konstgjord laboratorisk miljö
In vivo	Experiment och observationer utförda på levande organismer
Kinematik	Rörelsesamband inom mekaniken (utan krafter och moment)
Konkav	Inåtbuktad yta
Kontraktion	Sammandragning i muskel då den arbetar
Konvex	Utåtbuktad yta
Lateral	Beskrivning av rörelse eller position mot/på sidan av kroppen
Lordos	Böjning av ländryggen som ger större svank
Momentarm	Hävstång, avstånd från kraft till rörelseaxel
Pelvis	Bäckenbenet
Posterior	Kroppens bakre
Proximal	Längst från ryggen/pelvis
Ryggrotatorer	Muskler i ryggen som roterar ryggen kring z-axeln då de kontraherar
Statisk	Utan rörelse
Unilateral	På ena sidan av kroppen

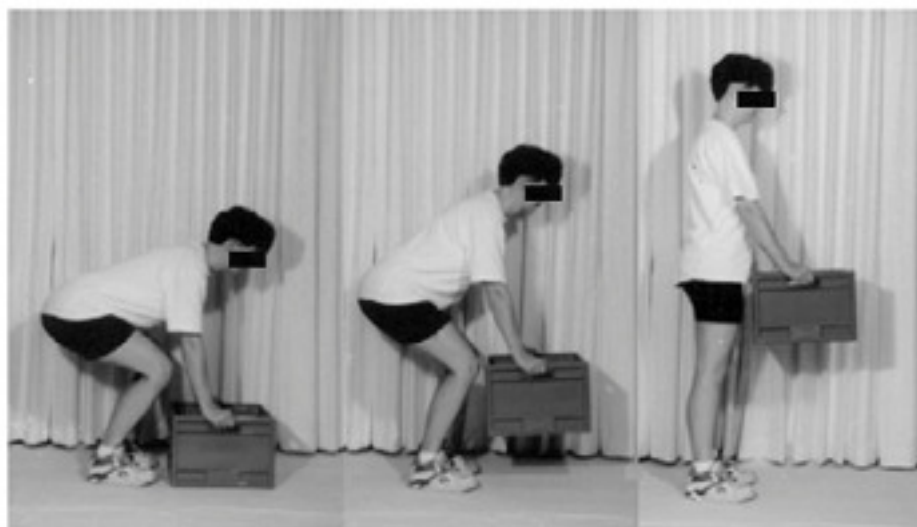
2 – BEN-, RYGG- OCH MIXLYFT



Ett typiskt benlyft (Straker, 2003).



Ett typiskt rygglyft (Straker, 2003).



Ett typiskt mixlyft (Straker, 2003).

3 – DATA FRÅN DARTFISH-ANALYSER TILL BERÄKNINGAR

Hävvarmar och värden från Dartfish-analyser som användes vid biomekaniska beräkningar.

FRÄMRE LYFT

	L_{TP}	L_V	L_H	L_{FV}	L_{FH}	F_V	F_H	α	M_{ARM}	M_{BÄL}
LYFT A										
- startposition	0,287	0,33	0,52	-	-	0	0	70	44,8	527,1
- lyftstart	0,203	0,26	0,53	0,22	0,62	147,3	147,3	60	44,8	527,1
- längst hävvarmar	0,196	0,22	0,51	0,25	0,63	147,3	147,3	60	44,8	527,1
- slutposition	0,053	0,04	0,21	0,04	0,36	147,3	147,3	30	44,8	527,1
LYFT B										
- startposition	0,255	0,26	0,43	-	-	0	0	60	44,8	527,1
- lyftstart	0,211	0,34	0,43	0,32	0,58	147,3	147,3	60	44,8	527,1
- längst hävvarmar	0,171	0,31	0,39	0,31	0,57	147,3	147,3	50	44,8	527,1
- slutposition	0,061	0,10	0,23	0,17	0,43	147,3	147,3	30	44,8	527,1

BAKRE LYFT

	L_{TP}	L_V	L_H	L_{FV}	L_{FH}	F_V	F_H	α	M_{ARM}	M_{BÄL}
LYFT A										
- startposition	0,247	0,36	0,47	-	-	0	0	75	28,8	338,4
- lyftstart	0,203	0,35	0,44	0,40	0,55	73,65	73,65	60	28,8	338,4
- längst hävvarmar	0,180	0,34	0,46	0,40	0,58	73,65	73,65	55	28,8	338,4
- slutposition	0,073	0,19	0,26	0,30	0,40	73,65	73,65	30	28,8	338,4
LYFT B										
- startposition	0,220	0,35	0,26	-	-	0	0	60	28,8	338,4
- lyftstart	0,267	0,32	0,44	0,44	0,51	73,65	73,65	75	28,8	338,4
- längst hävvarmar	0,259	0,35	0,42	0,47	0,54	73,65	73,65	70	28,8	338,4
- slutposition	0,069	0,17	0,17	0,34	0,34	73,65	73,65	30	28,8	338,4

4 – MARKÖRUPPSÄTTNING

Landmärken: Markörerna används för att definiera segment

Trackingmarkörer: Markörerna används för att definiera rörelsen som segmentet utför



Landmärken (framsida, bilateralt):

1. Acromion
2. Crista Iliaca
3. Trochanter
4. Knäled, lateralt
5. Knäled, medialt
6. Malleous, lateralt
7. Malleous, medialt
8. 2:metatarsalleden

Trackingmarkörer:

Två trackingmarkörer placerades på framsida lår, tre markörer placerades lateralt på underbenet och en markör placerades på foten.



Landmärken (baksida, bilateralt):

1. L5
2. Calcaneus

Trackingmarkörer:

Två trackingmarkörer placerades på ländryggen, två markörer placerades dorsalt på pelvis samt en markör på baksida lår.

5 – DEFINITION AV SEGMENT

För alla segment nedan gäller Visual 3D som *segment type*

Segment	Proximal joint			Distal joint				Antal tracking targets	Depth [m]
	<i>Lateral</i>	<i>Medial</i>	<i>Radius [m]</i>	<i>Lateral</i>	<i>Joint</i>	<i>Medial</i>	<i>Radius [m]</i>		
Thorax/Ab	R_shoulder	L_shoulder		R_crista		L_crista		3	0.1*
Pelvis	R_crista	L_crista		R_troch		L_troch		4	0.14*
Right Thigh	R_troch	None	0,081*	R_knjntl		R_knjntmed		3	
Left Thigh	L_troch	None	0,081*	L_kntntl		L_knjntmed		3	
Right Shank	R_knjntl	R_knjntmed		R_ankle		R_anklemed		3	
Left Shank	L_knjntl	L_knjntmed		L_ankle		L_anklemed		3	
Right Foot	R_ankle	R_anklemed		None	R_toe	None	0,01*	3	
Left Foot	L_ankle	L_anklemed		None	L_toe	None	0,01*	3	

*Värden givna från C-motion