



Det här verket har digitaliserats vid Göteborgs universitetsbibliotek och är fritt att använda. Alla tryckta texter är OCR-tolkade till maskinläsbar text. Det betyder att du kan söka och kopiera texten från dokumentet. Vissa äldre dokument med dåligt tryck kan vara svåra att OCR-tolka korrekt vilket medför att den OCR-tolkade texten kan innehålla fel och därför bör man visuellt jämföra med verkets bilder för att avgöra vad som är riktigt.

This work has been digitized at Gothenburg University Library and is free to use. All printed texts have been OCR-processed and converted to machine readable text. This means that you can search and copy text from the document. Some early printed books are hard to OCR-process correctly and the text may contain errors, so one should always visually compare it with the images to determine what is correct.



Rapport

R23:1992

**Produktionsekonomisk
beskrivning av ergonomiska
effekter vid byggnadsarbete**

Ergo-Index 2

Linda Rose

V-HUSETS BIBLIOTEK, LTH



15000

400129224

Byggforskningsrådet

R23:1992

LUNDS TEKNISKA HÖGSKOLA
VÄG- OCH VATTENBYGGNAD
BIBLIOTEKET

**PRODUKTIONSEKONOMISK BESKRIVNING AV
ERGONOMISKA EFFEKTER VID BYGGNADSRARBETE**

Ergo-Index 2

Linda Rose

Denna rapport hänför sig till forskningsanslag 881040-7
från Byggeforskningsrådet till Tekniska högskolan i
Stockholm, Byggnadsekonomi, Stockholm.

REFERAT

För att lyckas införa en ergonomiskt sett bättre arbetsmetod måste metoden även ha ekonomiska fördelar. Ergo-Index modellen möjliggör jämförelse mellan olika metoder att genomföra ett arbete både ur ergonomisk och ekonomisk synvinkel. Den totala tiden för ett arbetsmoment består av den tid det tar att genomföra själva arbetet plus den tid det tar för kroppen att återhämta sig från tröttheten efteråt. Den ursprungliga modellen fungerar väl då den yttre belastningen är måttlig eller hög, men ger osäkra resultat vid låga belastningar.

Syftet med detta projekt har varit att förfina modellen så att den ger mer tillförlitliga resultat även då den yttre belastningen är låg och arbetsställningen ogynnsam. I detta syfte har studier genomförts vid låga yttre belastningar. I Ergo-Index II modellen har sambanden mellan belastning och uthållighet och beräkning av återhämtningsbehov modifierats. Modellen ger upplysning om fysisk belastning, återhämtningsbehov och total tidåtgång för ett givet arbete och varnar när kompressionskraften på ländryggen överstiger 3 400 N. Detta möjliggör en jämförelse och val av arbetsmetoder redan i projekteringsstadiet. Ett dataprogram av modellen är under utveckling och kommer till en början att användas av skyddsingenjörer. Modellen är utvecklad för byggbranschen men kan även användas för andra typer av arbeten.

I Byggforskningsrådets rapportserie redovisar forskaren sitt anslagsprojekt. Publiceringen innebär inte att rådet tagit ställning till åsikter, slutsatser och resultat.

Denna skrift är tryckt på miljövänligt, oblekt papper.

R23:1992

ISBN 91-540-5462-1
Byggforskningsrådet, Stockholm

gotab 96026, Stockholm 1992

INNEHÅLLSFÖRTECKNING

Innehållsförteckning

Förord

Sammanfattning

	sid
1. Inledning	1
1.1 Bakgrund	1
1.2 Målsättning och syfte	1
1.3 Avgränsning	2
1.4 Genomförande	3
2. Litteraturstudie	6
2.1 Smärtgenerering i vävnader och smärtupplevelse	6
Skattning av smärta	6
2.2 Ytterlägesbelastning	7
2.3 Muskel- och EMG-teori	8
Muskelteori	8
EMG-teori	8
Återhämtning	11
Kraft och uthållighet	13
Ryggen kraftigt framåtböjd	14
2.4 Arbete med armarna över axelhöjd	14
2.5 Belastning orsakad av kroppssegmentens egentyngd	15
2.6 Gräns för lyft - skaderisker	16
3. Leder i ytterläge i övre extremiteten	17
3.1 Målsättning och frågeställningar	17
3.2 Armbågsled	17
3.2.1 Armbåge i ytterläge	17
Metod och material	17
Resultat - armbåge i ytterläge	19
3.2.2 Jämförelse mellan försök med armbågarna i ytterläge och grad av ytterläge	22
Metod och material	23
Resultat - armbåge i grad av ytterläge	23
3.3 Axelled	24
Metod och material	24
Resultat - axelled	25
3.4 Diskussion	25
3.5 Slutsatser	26

4.	Arbete med ryggen i djup framåtböjning	28
4.1	Målsättning	28
4.2	Labförsök – metod och material	28
4.2.1	Resultat – armeringssimulering (lab. försök)	31
4.2.2	Resultat, 10 kg belastning i kraftigt framåtböjt läge (lab. försök)	33
4.2.3	Förändring av max benvinkel och bålmskelstyrka	35
4.2.4	Olika värden vid olika försökstillfällen	36
4.3	Studie av EMG – smärtsamband	36
	Metod och material	36
	Resultat	36
4.4	Amplitud- och frekvensanalys av EMG	37
4.4.1	Amplitudanalys	37
	Metod och material	38
	Resultat	38
	Diskussion	39
4.4.2	Frekvensanalys	39
	Metod och material	39
	Resultat	40
	Diskussion	40
4.5	Fältförsök	40
	Material och metod	40
	Resultat, fältförsök	40
4.6	Jämförande studie av lab- och fältförsök	42
4.7	Diskussion och slutsatser	42
5.	Arbete i statisk kroppsställning i ögonhöjd med låg yttre belastning	45
5.1	Målsättning	45
5.2	Belastning i ögonhöjd	45
	Metod och material	45
	Resultat	46
5.3	Repetitiv belastning	48
	Metod och material	48
	Resultat	48
5.4	Cyklisk belastning	49
	Metod och material	49
	Resultat	50
5.5	Diskussion	51
5.6	Slutsatser	52
6.	Belastning orsakad av kroppssegmentens egentyngd	53
6.1	Metod och material	53
6.2	Resultat	54
7.	Trötthetsanalys	55
7.1	Målsättning	55
7.2	Metod och material	55
7.3	Resultat	58
7.4	Diskussion	60
7.5	Slutsatser	61

8.	Diskussion av resultaten	63
8.1	Belastningsmodell	63
8.2	Återhämningsmodell	64
8.3	Ledbelastning	64
8.4	Belastning orsakad av kroppssegmentens egentygnd	64
8.5	Tidskonstanter	64
8.6	Faktorer som påverkat modellens giltighet	65

9.	Modelluppbyggnad	66
9.1	Belastningsmodell	66
9.2	Återhämningsmodell	70
9.3	Ledbelastning	71
9.4	Modellens giltighet	71

	Ordlista	72
--	-----------------	-----------

Referenser

Bilagor

Bilaga 1 Resultat från försök med ryggen kraftigt framåtböjd

Bilaga 2 Spridningen i uthållighetstid vid olika försökstillfällena vid försök med ryggen kraftigt framåtböjd.

Bilaga 3 Resultat från borrsimuleringsförsök

Bilaga 4 Begränsande faktorer

Bilaga 5 Resultat från försök i LiTH, 1991

Bilaga 6 Moment orsakat av kroppssegmentens egentygnd i % av max

Bilaga 7 Moment orsakat av kroppssegmentens egentygnd i % av max jämfört med maximala lyft-, tryck- och dragkapaciteten.

Förord

Det är inte helt enkelt att beskriva människans reaktion på fysisk belastning med matematiska modeller eftersom människan är komplicerad vad gäller fysiologi och psykologi och många olika fenomen samverkar till den respons som individen uppvisar vid fysisk belastning. Ändå har det varit ambitionen i detta projekt. Syftet har varit att förfina Ergo-Index 1 modellen så att den ger mer tillförlitliga värden för belastning och återhämtningstid då den yttre belastningen är liten.

I detta tvärvetenskapliga forskningsprojekt, där de medicinska och tekniska vetenskaperna kompletterat varandra har många varit engagerade. I huvudsak BELAB, Byggergolab AB i Stockholm, Rehabiliteringskliniken vid Akademiska sjukhuset i Uppsala, Institutionen för industriell ergonomi vid Linköpings tekniska högskola, LiTH och Institutionen för arbetsvetenskap vid Tekniska högskolan i Stockholm, KTH.

Mina handledare i detta projekt, som är en del av en licentiatexamen har varit docent Mats Ericson, KTH, projektledaren civ. ing. Bo Glimskär, BELAB, docent Bengt Nordgren, Akademiska sjukhuset i Uppsala och professor Roland Örtengren, LiTH och numera CTH. Jag vill tacka dem för deras engagemang, uppmuntran och kunnande och att de, var och en på sitt sätt stöttat, mig i detta projekt. Det har varit lärorikt och intressant att samarbeta med några av de personer som utgör en del av spjutspetsen inom svenskt ergonomikunnande. Dessutom har det varit roligt.

Flera andra personer har varit engagerade i projektet och gjort denna studie möjlig genom gott samarbete. Bland dem vill jag nämna Mats Lindberg och Håkan Linderhed på LiTH, Michael Mattsson på Akademiska Sjukhuset i Uppsala och Ulf Orrenius vid KTH samt alla försökspersoner.

Projektet har finansierats av Arbetsmiljöfonden, AMFO, och Statens råd för byggnadsforskning, BFR.

Stockholm i oktober 1991

Linda Rose

Sammanfattning

Syftet med detta projekt har främst varit att förbättra den tidigare framtagna modellen "Ergo-Index I", som inte fungerar tillfredsställande för analys av arbeten med låggradig belastning (< 15 % av den maximala viljemässiga styrkan, MVC).

I detta projekt har vi försökt åstadkomma en förbättring av den befintliga Ergo-Index modellen genom att:

- * inkludera kroppens egentyngd i beräkningarna
- * studera muskulär uttröttning och återhämtning vid låggradiga belastningar
- * studera smärta och återhämtning orsakade av belastningar på själva lederna, främst så kallad ytterlägessmärta.

Att inkludera kroppens egentyngd i Ergo-Index modellen leder till att modellens användbarhet väsentligt förbättras och utesluter tidigare orimligheter såsom att man till exempel skulle kunna hålla armen rakt ut från kroppen under oändlig tidsrymd om man inte höll någon börda i handen. Genom att hänsyn tas till kroppens egentyngd blir Ergo-Index en bättre metod än tidigare.

I våra försök att studera muskulär uttröttning och återhämtning vid låggradiga belastningar har den långa raden av experiment som vi utfört givit vid handen att den så allmänt erkända och spridda Rohmert kurvan (1960) inte verkar vara giltig för belastningar under 15 - 20 % av MVC. Våra data visar på kortare uthållighetstider vid låga belastningar än Rohmert kurvan förutsäger. Denna kurva måste sannolikt både flyttas till vänster och få en flackare stigning samt inte ha någon asymptot. De studier som genomförts inom föreliggande projekt utgör dock tyvärr inte ett tillräckligt stort och säkert underlag för att på ett tillfredsställande sätt fastställa en ny modell och kurva för uttröttning och återhämtning som Rohmert har gjort. Detta skulle kräva mycket mer omfattande experimentella studier på ett större och mer representativt material.

En del av Ergo-Index I modellen baseras på Rohmerts kurva och eftersom denna inte tillfredsställande hanterar belastningar under 15 % av MVC har vi ändå försökt att göra en enklare modell, baserad på våra egna experimentella data. Detta bör dock betraktas som en temporär förbättring i avvaktan på att nya data för låggradig belastning kan tas med i framtiden. Vår modifikation av Rohmert kurvan för låga belastningar förbättrar den tidigare Ergo-Index modellen.

Vad gäller studierna av belastning och smärta i själva lederna, vilka huvudsakligen var inriktade på effekterna av belastning i ledernas ytterläge kan vi konstatera att ny och intressant information har kommit fram. Sambanden för smärtutveckling och återhämtning efter belastning i ytterläge för rygg och armbåge följer i stor utsträckning de funktioner som används för att beskriva muskulär uttröttning och återhämtning. Detta gör att man även framledes sannolikt kan använda en exponentiellt utformad modell för beskrivning av smärta och uttröttning i såväl leder som muskulatur. Dessutom har de flesta försökspersonerna i vår studie angett smärta och obehag från muskulatur och inte från led som begränsande för arbetsförmågan då leden är i ytterläge. Ergo-Index modellen har därför sannolikt en generell giltighet även för ledrelaterad smärta.

1. Inledning

1.1 Bakgrund

Den fysiska belastningen är stor i många vanliga arbetssituationer inom byggbranschen och förekomsten av smärta, värk, stelhet och obehag i muskulatur, senor och ledstrukturer är hög bland byggnadsarbetare. I många situationer finns goda möjligheter att reducera belastningarna, men stora svårigheter har noterats med att få in ergonomisk medvetenhet vid projektering, planering och metodval. Effektiva metoder för att karaktärisera och jämföra arbetssituationer saknas.

I projektet "Ergo-Index, En beskrivning av ergonomiska effekter" (Glimskär et. al.) har en metod tagits fram där en arbetssituation analyseras och belastningens ergonomiska effekter beskrivs. Tiden för belastning samt hur stor belastningen är, anges. Erforderlig tid för muskulaturens återhämtningsfas bestäms också. Ett arbetsmomentets belastning förändrar produktionstiden, eftersom en muskels återhämtningstid förlängs vid större belastning. Överskrider belastningen 3400 N på ländryggen, anger modellen som tagits fram att risk för ryggskada föreligger. Ergo-Index värde ligger i att den kan användas vid jämförelse mellan arbetsmetoder. Modellen har lagts in i ett datorprogram.

Metoden ger ett värde på den förväntade maximala kapaciteten för att utveckla kraft i olika arbetsställningar. Den gäller primärt endast för krafter i planet framåt-bakåt, sagittalplanet. Dessutom ska arbetsställningen vara symmetrisk så tillvida att båda armarna ska befinna sig på samma avstånd och höjd från kroppen. Idén med metoden är att med en simulerad person kunna beräkna den maximala kraft som denna person kan prestera i olika positioner. När arbetsställningen är definierad beräknar programmet den maximala yttre kraft som kan utövas eller motverkas med händerna utan att kroppen kommer i obalans.

Utgångspunkten i studien är inte att på individnivå få fram exakta siffervärden för belastning och återhämtningsbehov. Däremot är det väsentligt att vid planering av arbeten och arbetssituationer räkna med ett återkommande återhämtningsbehov av viss storleksordning. Om kroppen ges möjlighet till återhämtning med avbrott i den fysiska belastningen för engagerade muskelgrupper kan muskulaturen utveckla större kraft och precision under hela arbetet.

Modellen baseras på en förenkling av fysiologiska samband och har därigenom begränsningar. Endast statiska arbetsmoment beaktas. Arbetsställningen kan endast beskrivas tvådimensionellt i planet framåt-bakåt, sagittalplanet. Låga belastningsnivåer vid arbete i dåliga arbetsställningar utan inverkan av större yttre laster ger osäkra värden. Moment och resulterande krafter på kroppen orsakade av kroppens egentyngd beaktas ej tillräckligt. Exakta siffervärden för individen fås inte fram, utan resultaten bygger på befolknings-gruppmedelvärden.

1.2 Målsättning och syfte

Den övergripande målsättningen med detta vidareutvecklingsprojekt "Ergo-Index 2 - En produktionsekonomisk beskrivning av ergonomiska effekter" är att förfina den be-

fintliga Ergo-Index metoden. Målsättningen är att

- 1) förfina den redan befintliga Ergo-Index metoden så att även belastningar orsakade av kroppssegmentens egentygnd beaktas
- 2) modellen för beräkning av återhämtningsbehovet vidareutvecklas och valideras i ett antal försök.
- 3) Ledbelastningens inverkan på belastningssituationen studeras.

Syftet är att skapa en modell för att beskriva produktionstidens variation med den ergonomiska belastningen för arbetsmoment, från lätta arbeten, där en besvärlig arbetsställning utgör den huvudsakliga begränsningen, till tunga arbeten där de yttre belastningarna dominerar belastningssituationen.

1.3 Avgränsning

Projektet avgränsas på flera sätt. För att nå målsättningen med att förfina modellen genomförs försöksserier där den yttre belastningen är låg, under 25 % av den maximala förmågan. Ett par typiska arbetsställningar studeras och ett begränsat antal försökspersoner deltar i studien. För att nå målsättningen studeras ledernas betydelse vid belastningar i dåliga arbetsställningar och de metoder som används är självskattningar av försökspersonerna, kraftmätningar, vinkelmätningar och analys av EMG effektspektrums centerfrekvensförändringar.

1.4 Genomförande

Projektet genomförs utgående från den befintliga Ergo-index-modellen genom vidareutveckling enligt följande.

Litteraturstudie

En litteraturstudie görs med inriktning på belastning av leder i ytterläge, arbete med liten yttre belastning i ogynnsamma arbetsställningar, och EMG-teori samt olika smärtmekanismer.

Leder i övre extremiteten

Även vid relativt låg muskulär belastning kan smärtor och besvär uppkomma som begränsar arbetsförmågan. I dessa arbetssituationer är det troligt att andra faktorer än belastningen på muskulaturen är begränsande. Det har visats, att om leder och ledgångar belastas i ytterlägen uppkommer smärtor och besvär i dessa. Kroppsställningar som medför att någon led belastas i ytterläge skulle kunna utgöra begränsande faktor för arbetsförmågan. En målsättning är att undersöka ursprunget för smärta – om den härrör från muskulatur eller led vid belastning av led i ytterläge.

Med bakgrund av detta görs en studie där ledgångar i övre extremiteten belastas i olika grad av ytterlägen under olika lång tid för att kartlägga när ledpositionen utgör begränsande faktor. Eftersom repetitiv belastning är vanlig innefattar denna studie upprepad belastning av samma led med olika tidsintervall.

Studier av ledbelastningens inverkan på belastningssituationen görs i laboratorium för

- i) armbågsleden
- ii) axelleden

Uthållighetsförsök genomförs och följande studeras.

- * Sambandet mellan uthållighetstid och pålagd yttre belastning
- * Sambandet mellan obehag/smärta och belastning och tid för belastning
- * Lokalisation av smärta
- * Sambandet mellan återhämtningstid, belastning och tid för belastning.

Försök görs med repetitiv belastning för att kunna studera de effekter på uthållighet och återhämtning som uppkommer vid upprepad belastning.

Arbete med ryggen i djup framåtböjning

Leder och ledgångar i bålen, särskilt ryggen, kan inte selektivt belastas i ytterläge. Det är inte möjligt att utifrån bedöma om ytterläge föreligger. Studier med bland annat elektromyografi, EMG, har visat att ingen elektrisk aktivitet registreras från ryggmuskulaturen i vissa lägen av flexion av ryggen. Detta talar för att belastningen tas upp av andra mjukdelar såsom leder, ligamentstrukturer, det vill säga dessa mjukdelar belastas selektivt utan samtidig kontraktion av ryggmuskulatur. Vid bedömning av total belastning på rygg/bål bör även belastningen av leder och ligamentstrukturer tas med. Av detta skäl görs försök för att studera tidsförloppet med successivt tillkommande smärta som försökspersoner kan stå med ryggen i flexionsställning (utan EMG-aktivitet i ryggsträckarmuskulerna). Försöken innefattar upprepad, repetitiv, belastning, med vila med rak rygg mellan belastningarna för att bestämma effekten av olika återhämtningsintervall.

För att försöka bestämma vilka strukturer som är begränsande i arbetssituationer med ryggen kraftigt framåtböjd genomförs uthållighetsförsök i sådana arbetsställningar. Vidare undersöks om det förekommer någon EMG-aktivitet i ryggsträckarmuskulaturen i dessa arbetsställningar. Då det är möjligt att belastningen tas upp av lårmuskulaturen görs EMG-registreeringar även på sådan muskulatur.

Försöken som genomförs kan delas in i två kategorier:

- i) laboratorieförsök
- ii) fältförsök

Laboratorieförsöken genomförs i kraftigt framåtböjda arbetsställningar. Försökspersonerna, fp, hanterar vikter i två olika belastningssituationer. I det ena fallet flyttar fp flyttat spikar med båda händerna på en spikbräda, placerad i fotnivå. Den yttre belastningen utgörs av spikvikten, således något gram. I det andra fallet står fp i kraftigt framåtböjt läge med ryggen så avslappnad som möjligt - "står och hänger i ryggen". Fp tillåts att böja något på knäna. I denna ställning håller fp en 10 kg vikt med båda händerna. Den yttre belastningen utgörs således i detta fall av 10 kg vikten. Under det senare av de här beskrivna försöken är inte fp tvungen tvungen att nå ner till fotnivå med händerna.

Följande samband studeras.

- * Sambandet mellan uthållighetstid och pålagd yttre belastning
- * Sambandet mellan obehag/smärta och belastning och tid för belastning
- * Lokalisation av smärta
- * Sambandet mellan återhämtningstid, belastning och tid för belastning.
- * Sambandet mellan elektromyografiska signalernas karakteristika och smärtskattning
- * Sambandet mellan EMG-aktivitet och trötthet i ryggsträckarmuskulaturen och lårmuskulaturen

Repetitiva försök genomförs.

Arbete i dålig arbetsställning med låg yttre belastning – i ögonhöjd

För att få underlag för att kunna förfina den befintliga Ergo-Index modellen så att den ger säkrare värden då den yttre pålagda belastningen är liten men arbetsställningen dålig studeras av arbete i dåliga arbetsställningar. Arbete med ryggen kraftigt framåtböjd är ett sådant exempel. Arbete med armarna i ögonhöjd med relativt låg yttre belastning är relativt ofta förekommande i byggbranschen och är ett exempel på dålig arbetsställning. En studie med uthållighetsförsök, repetitiva och cykliska försök genomförs i en arbetsställning i ögonhöjd. Den pålagda belastningen varieras till storlek och riktning. Försöken genomförs i laboratorium och följande studeras.

- * Sambandet mellan uthållighetstid och pålagd yttre belastning.
- * Sambandet mellan obehag/smärta och belastning och tid för belastning.
- * Lokalisation av smärta.
- * Sambandet mellan återhämtningstid, belastning och tid för belastning.

EMG – trötthetsanalys

Resultaten från det tidigare genomförda projektet visar hur trötthet eller besvär kan utvecklas i en arbetsställning som bibehålls under längre tid. Denna utveckling av trötthet och besvär går snabbare om inga eller för korta pauser förekommer. Trötthets- eller besvärnivån utvecklas olika i olika kroppsdelar. Det är därför så att besvären från en kroppsdel verkar begränsande på kapaciteten. Analysen med hjälp av den biomekaniska modellen antyder att det är den kroppsdel som har den högsta belastningen som blir kapacitetsbegränsande.

En viss trötthetspåverkan kan tolereras under längre periodiskt eller intermittent arbete. För en given acceptabel trötthetspåverkan och en given operationstid kan pausbehovet beräknas med de i det tidigare projektet framtagna ekvationerna.

Med elektromyografi kan trötthetstecken från muskulaturen studeras. I kapitel 2 ges en kort beskrivning av teorin bakom metoden att använda sig av EMG. Vid lokal muskeltrötthet ökar i regel EMG signalernas amplitud och effektspektrumets centerfrekvens sjunker. Genom att studera hur centerfrekvensen förändras kan man "mäta" tröttheten under uttröttnings och påföljande återhämtning. En sådan analys tillsammans med EMG-teori gör det möjligt att sätta upp ekvationer som beskriver uttröttningen och återhämtningen.

I detta syfte utförs laboratorieförsök där ett par olika muskler studeras. Den första modellen Ergo-Index har sådana ekvationer föreslagits. Målsättningen med föreliggande studie är att bestämma:

- * Konstanterna i uttröttningskvationerna.
- * Konstanterna i återhämtningskvationerna.
- * Undersöka om olika muskler har olika uttröttningskaraktistik.
- * Undersöka om det finns något samband mellan de strukturer som fp anger som begränsande och resultaten från EMG-analysen.

Försöken utförs med arbete i ögonhöjd med yttre belastningar som utgör upp till cirka 21 % av den maximala styrkan. Det föreligger en viss tveksamhet om det är möjligt att använda EMG metoder då belastningssituationer där den yttre belastningen är så pass låg studeras.

Belastning orsakad av kroppssegmentens egentyngd

Ett annat steg i förfiningen av Ergo-Index modellen är att ta hänsyn till belastningen som uppstår på grund av kroppssegmentens egentyngd. I detta syfte görs biomekaniska beräkningar och detta ger hur stora momenten som orsakas av kroppssegmentens egentyngder är på de viktigaste lederna i 72 olika arbetsställningar.

Modellutveckling

Sammanställning av de ovan nämnda delresultaten ligger till grund för en ny modelluppbyggnad.

Fullskaleutvärdering

En målsättning har varit att om arbetet med att förfina modellen lyckas, så ska modellen utvärderas i fullskaleförsök och försök göras med att införa metoden i beslutsprocessen vid projektering och metodval.

Tanken har varit att göra jämförande studier mellan traditionella arbetsmetoder och förändrade och förbättrade metoder framtagna med Ergo-Index metoden. Som mätmetoder används självskattningar av akut upplevda besvär under arbetet samt besvärens lokalisation enligt metod av Corlett & Bishop.

Arbetet med att förfina modellen har tagit mer tid än beräknat, varför inte modellen utvärderats i fullskaleförsök. Däremot har fältförsök gjorts med armerare.

Målsättningen med att föra in metoden i beslutsprocessen var att undersöka hur väl metoden fungerar i förebyggande syfte för att undvika dåliga arbetsmetoder. Tanken har varit att genomföra detta i samarbete med ett byggföretag där metod-, material- och maskinval ska utföras med Ergo-Index som utgångspunkt för ett verkligt byggobjekt. Detta har inte genomförts främst på grund av att förfiningen av Ergo-Index modellen tagit mer tid i anspråk än beräknat.

2. Litteraturstudie

2.1 Smärtgenerering i vävnader och smärtupplevelse

Smärta är någonting vi alla känner till, men har svårt att beskriva. Med liknelser och ord och med vårt kroppsspråk kan vi försöka uttrycka den smärta vi känner, men smärtan kan inte mätas objektivt så som t. ex. synen.

I The International Association for the Study of Pain (IASP) definieras klinisk smärta som "En obehagligt sensorisk och emotionell upplevelse i samband med verklig eller potentiell vävnadsskada eller beskriven i termer av sådan skada."

Många faktorer påverkar vår upplevelse av smärta. Det psykiska tillståndet med bland annat sinnesstämningen påverkar hur starkt vi uppfattar smärtan. Bland annat har studier (se Kaada, 1989) visat att om man tror att man blir av med smärtan om man tar en medicin så är möjligheten att man blir det stor, även om man istället för medicinen får sockerpiller, placebo. Vad som händer är att kroppens system för hämmande av smärta startar genom att det aktiveras psykiskt. Negativa förväntningar, nocebo, kan bland annat leda till försvagning av positiva behandlingseffekter. Ett extrempåfall av nocebo-effekten är Voodoo-döden. Den förklaras av Kaada (1989) med att fruktan för dödsdomen leder till skräck-paralysering, med döden som följd.

Man skiljer på olika typer av smärta beroende på vad som orsakar den. Om smärtan kan förklaras av en kroppslig funktion eller felfunktion kallas den somatisk (kroppslig). Denna särskiljs från psykiskt betingad smärta. Kortvarig smärta kallas akut. Om smärtan varar i mer än tre till sex månader benämns den kronisk.

Smärtans uppgift är att varna för vävnadsskada och att påminna om den. Man anser idag att speciella smärtreceptorer, nociceptorerna reagerar på stimuli som är vävnadsskadande. De är högröskliga, dvs de reagerar först när retningen är så stark att vävnaden skadas eller riskerar att skadas. Via nervfibrer går impulserna till ryggmärgen, där den första synaptiska omkopplingen sker. Impulserna leds vidare till bl. a. thalamus i hjärnan. För att hindra skada har kroppen reflexer (inte medvetna, snabba, rörelser), exempelvis drar man undan en arm från en varma spislatta. För att bli medveten måste smärtimpulsen passera hjärnan. Detta tar längre tid.

I många arbetssituationer belastas muskler i sådan utsträckning att man känner en trötthet som så småningom kan övergå i lokal smärta i den eller de trötta musklerna.

Skattning av smärta

Försök har gjorts att finna kemiska smärtmarkörer som skulle återspegla hur stark smärtan är, se Hægerstam (1987). Genom att mäta halten av smärtmarkörersubstansen i vävnaden skulle man kunna mäta hur stark smärtan är. Hittills har man inte nått detta mål och det är tveksamt om det är överhuvudtaget är möjligt, bland annat eftersom flera olika substanser samverkar till smärtan.

Eftersom man inte objektivt kan mäta smärtans styrka har olika metoder att skatta smärta tagits fram. Borg har tagit fram en modell för skattning av smärta/obehag. På en skala från 0 till 10 samt en friliggande maximumpunkt, kan personer skatta hur stark smärtan/obehaget är. Figur 1 visar Borgs skattningsskala. Den Visuella Analoga Skalan, VAS, är en liknande metod. På en linje med extrempunkterna ingen respektive outhärdlig smärta i var sin ände av linjen gör man en markering som återger hur stark

smärtan är i förhållande till dessa extrempunkter. Genom självskattning erhålls en beskrivning som gäller för hur personen uppskattat smärtan i ett visst ögonblick. I föreliggande arbete används Borgs skattningsskala för smärta. Borgs skala är intervallet mellan 0 och 0,5 lika stort som mellan 1 och 2. I föreliggande rapport är dock intervallet mellan 0 och 0,5 endast hälften av intervallet mellan 1 och 2. Detta på grund av datatekniska skäl.

Ingen alls	0
Mycket, mycket svag (knappst kännbar)	0,5
Mycket svag	1
Svag (lätt)	2
Måttlig	3
Ganska stark	4
Stark (kraftig)	5
	6
Mycket stark	7
	8
	9
Mycket, mycket stark (nästan max)	10
Maximal	

Figur 1: Borgs skattningsskala

2.2 Ytterlägesbelastning

Harms-Ringdahl m.fl. (1983) har studerat uthållighet då knä och armbåge utsatts för passiv belastning i ytterläge. Klinisk erfarenhet med studier gjorda av Brodin (1977) och Troisier (1979) visar att smärta kan provoceras fram då passiva ledstrukturer belastas under relativt lång tid. De fysiologiska mekanismerna som ligger bakom smärtperception under mekanisk sträckning av passiva ledstrukturer verkar vara okända, då författarna inte funnit några andra experimentella studier som berör smärtprovokation från belastade passiva ledstrukturer.

En förklaring skulle kunna vara att smärtorna utlöses från ligament som utsätts för hög spänning under för lång tid.

Harms-Ringdahls studie ledde fram till en matematisk beskrivning av hur försökspersonerna skattade smärtan och obehaget under försöken. Regressionsanalys ledde till följande ekvationer för skattning av obehag/smärta för armbågen (R_e) och för knäet (R_k);

$$R_e = 0,39 + 0,0273X - 0,0909 \quad (1)$$

$$R_k = 0,49 + 0,00582X - 1,103 \quad (2)$$

där X anger tiden.

Under ett av belastningsfallen studerades muskelaktiviteten med EMG hos M biceps brachii med hjälp av ytelektroder. Under en 6 minuters belastning av armbågen med 3

kg visade Biceps ingen aktivitet. I studien dras slutsatsen att det inte är troligt att muskelkontraktion kan förklara utvecklandet av obehag och smärta under försöken. Men, en förklaring skulle kunna vara att ingen EMG-aktivitet kan registreras eftersom muskulaturen utsätts för passiv töjning och då inte kan kontrahera. Muskulaturen är då passivt belastad men detta kan inte mätas med EMG.

I föreliggande arbete görs försök där försökspersonerna skattar smärta/obehag med Borgs skattningsskala med övre extremiteters leder i ytterläge och även anger var smärtan/obehaget är som störst. Detta för att utreda om det är muskler eller andra strukturer som är begränsande vid sådan belastning. Eftersom det inte finns något sätt att registrera smärta, är man ändå hänvisad till försökspersonernas beskrivning av sin smärtupplevelse..

Passiv belastning skiljer sig från aktiv genom det att muskulaturen inte är aktiv. Muskel fibrerna kontraheras inte vilket leder till att ingen EMG-aktivitet förekommer, dvs muskeln tänjs ut passivt.

2.3 Muskel- och EMG-teori

Muskelteori

En muskel består av många muskelfibrer, arrangerade i motoriska enheter (motor units). En motorisk enhet består av en motorisk nervfibertråd och de muskeltrådar som den försörjer. Nervtråden leder impulser från ryggmärgen till muskelfibrerna. De muskeltrådar som nervtråden grenar sig till drar ihop sig vid en impuls i nerven. En svag elektrisk signal i muskeltråden, en så kallad aktionspotential kan registreras vid sammandragningen (kontraktionen). Denna kan mätas med elektromyografi.

Om muskeln får en ny impuls innan kontraktionen är över, läggs den nya kontraktionen till den gamla. En serie av impulser som når den motoriska enheten i snabb följd kan resultera i en enda lång kontraktion. Ju oftare impulserna kommer och ju fler muskelfibrer som kontraheras, desto större är den utvecklade kraften.

Muskelfibrerna följer "allt eller intet lagen", varmed menas att om en signal är tillräckligt stark aktiveras de, inte annars. Vid en signal aktiveras de antingen fullständigt eller inte alls.

EMG-teori

Vanliga metoder för att studera arbetsbelastning är att mäta pulsfrekvensen och syrekonsumtionen, det vill säga effekter på hjärta/cirkulation och andning.. Men i många situationer är belastningen på någon eller några strukturer hög utan att detta ger effekt på hela kroppen. Rohmert (1960) genomförde experiment som visade att pulsfrekvensen varierade, vid, under och efter statisk kontraktion. Hansen och Maggio (1960) rapporterade å andra sidan att pulsfrekvensen inte nödvändigtvis illustrerade den känsla av trötthet som orsakas av statiskt arbete.

Muskelkontraktioner som överstiger 10 - 20 % av styrkan medför att blodflödet genom muskulaturen minskar (Barcroft och Millen, 1939). Detta leder till att metabolismen blir anaerob, det vill säga sker utan syre. Orsaken till att sura metaboliter ansamlas är att blodflödet minskar vid sådana kontraktioner. Detta leder till en känsla av muskeltrötthet. Vid muskeltrötthet ansamlas sura metaboliter - slaggprodukter från cellerna och detta leder till att ledningshastigheten i muskeltrådar sjunker enligt Mor-

timer, Magnusson och Petersén (1970). Även kontraktionsstyrkan minskar. pH-sänkningen på grund av den försämrade blodförsörjningen i muskelfibrerna medför att den elektriska retbarheten hos muskelfibrernas membran minskar, se Ekholm et. al. (1978), vilket medför förändringar i den muskelelektriska signalen. Förändringen avspeglar ansamlingen av mjölksyra, vilket medför att elektromyografiska metoder är väl användbara då man vill undersöka lokal muskeltrötthet. Müller (1935), visade att ansamlingen av slaggprodukter vid statiskt arbete kan leda till att uthållighetstiden blir kortare vid upprepat statiskt arbete. De här nämnda påvisbara förändringarna leder således till att man indirekt kan mäta tröttheten.

Elektromyografiska metoder kan användas för att studera trötthet i muskler och man kan studera enskilda musklers uttrötning. Principen är att avleda signaler genom elektroder som antingen placeras på huden eller sticks in i muskeln. Signalerna lagras på dator eller band och man analyserar förändringarna i effektspektrums centerfrekvens och i signalamplituden.

Allt sedan Piper (1912) visade att amplituden ökar och frekvensen sjunker i EMG vid muskeltrötthet har många studier kommit fram till samma resultat. Lindström et. al. (1977) har visat att effektspektrums centerfrekvens är proportionell mot aktionspotentialernas utbredningshastighet i muskulaturen. I föreliggande arbete koncentreras uppmärksamheten på EMG-studier av effektspektrums centerfrekvensförändringar.

Hayes (1960) och Kogi och Hakamada (1962), visade att frekvensspektrat av yt-EMG är kontinuerligt fördelat med frekvenskomponenter mellan 10 och 200 Hz. De rapporterade också att ökningen av de lågfrekventa komponenterna under 40 Hz var specifikt parallell med ökningen av muskeltrötthet. Vid trötthet sker en sänkning av effektspektrums centerfrekvens, vilket innebär att högfrekventa komponenter minskar och lågfrekventa ökar.

Effektspektrum $W(\omega)$ kan enligt Lindström et. al. (1970), skrivas som

$$W(\omega) = v^{-\gamma} G(\omega/v) \quad (3)$$

där v anger utbredningshastigheten hos aktionspotentialerna längs muskelfibrerna, ω anger vinkelfrekvensen ($\omega = 2\pi f$, där f är frekvensen), γ är en konstant med värdet mellan två och fyra och

$G(\omega/v)$ är en funktion som sammanfattar egenskaperna hos såväl de enskilda muskelfibrernas signaler som inflytandet av signalsummationseffekter och elektrodplacering.

De spektrala momenten av nollte och första ordningen, M_0 respektive M_1 , definieras som

$$M_0 = \int_0^{\infty} W(\omega) d\omega \quad (\text{signaleffekt}) \quad (4)$$

$$M_1 = \int_0^{\infty} \omega W(\omega) d\omega \quad (5)$$

Genom att bilda kvoten mellan de två spektralmomenten erhålls

$$\frac{M_1}{M_0} = v \frac{\int_0^{\infty} (\omega/v) G(\omega/v) d(\omega/v)}{\int_0^{\infty} G(\omega/v) d(\omega/v)} \quad (6)$$

det vill säga

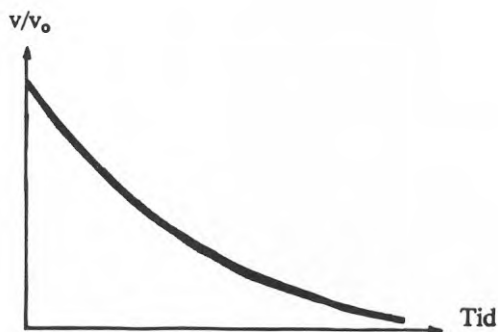
$$v = C (M_1/M_0) \quad (7)$$

där C är oberoende av hastigheten, men innehåller slumpmässiga komponenter. Lindström visade att denna kvot är proportionell mot utbredningshastigheten.

Lindström et. al. (1970) fann experimentellt att utbredningshastigheten under tröttande isometriskt och isotont muskelarbete avtar exponentiellt enligt formeln

$$v = v_0 \exp (-t/ \tau_f) \quad (8)$$

där v_0 är begynnelsehastigheten och τ_f är tidskonstanten för trötthet som anger hur snabbt hastigheten minskar.



Figur 2: Ledningshastigheten sjunker vid trötthet. Kurvan har ett exponentiellt utseende.

Genom att logaritmera de två ovanstående ekvationerna (7) och (8) erhålls

$$\ln (M_1/M_0) = \ln (C) - \ln (v_0) + t/\tau_f \quad (9)$$

som beskriver en rät linje med lutningen $\beta = 1/\tau_f$, som benämns trötthetsindex. Genom linjär regression erhålls en uppskattning av β , $\hat{\beta}$. Trötthetsindexet anger hur snabbt en trötthet inträder under muskelarbete.

En av målsättningarna med föreliggande studie är att bestämma trötthetskonstanten τ_f vid arbetssituationer där en yttre belastningen är låg, mindre än 20 % av den maximala kapaciteten. Eftersom blodtillförseln enligt litteraturen minskar först vid belastningar som är över 10–20 % av maxbelastningen är det osäkert om detta går att genomföra.

Kogi och Hakamada (1962) utförde frekvensanalys av yt-EMG på Biceps brachii under isometrisk-isotona kontraktioner. De kom bland annat fram till följande samband mellan muskelkraften i procent av maximala styrkan, P , och tiden då försökspersonerna avbröt försöket på grund av uttröttnings, T_m :

$$T_m = 5012 / P^{1,99} \quad (10)$$

De visade också god överensstämmelse mellan försökspersonernas skattning av tröttheten och frekvenssänkningen i EMG't. Dock rapporterade de att lokal smärta vid

svagare kontraktioner uppkom tidigare än med EMG-förändringar. En förklaring kan vara att subjektiv trötthet känns kraftigare när kontraktions-durationen förlängs. Deras resultat indikerar också att kraftig muskeltrötthet utvecklas nästan direkt proportionellt mot kvadraten av muskelkraften i % av den maximala yttre kraft på den studerade muskeln.

Mekanismen för EMG's spektralförändringar och amplitudökning vid trötthet har diskuterats livligt. Bland andra Buchthal och Madsen (1950) har föreslagit att förekomsten av synkronisering och gruppering av neuromuskulära enheters avlastning skulle kunna förklara förändringarna i effektspektum vid muskeltrötthet.

Mycket små positionsförändringar under en isometrisk kontraktion kan medföra att en muskels läge förändras. Enligt Monod (1972) är denna rotation mellan samma muskels olika fibrer inte alltid möjlig att avläsa via ytelektrod-EMG. Detta kan, enligt vissa författare förklara minskningen i EMG-amplitud som förekommer i vissa fall.

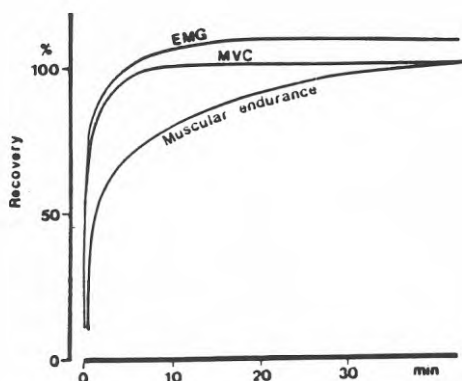
Nanthavanij och Deivanagam (1989) visade i en studie av quadricepsmuskeln att RMS-spänningen och MPF är signifikant korrelerade till muskelkontraktionsnivån, vilket leder till förslaget att använda dessa parametrar för att representera muskeltrötthet. De visade att tröttheten ökade snabbare då arbetsbelastningen ökade. De visade också att korrelationskoefficienten förbättrades när kroppsvikten användes som grund för att bestämma arbetsbelastningsnivån, dvs kvoten kraft / kroppsvikt.

Ericson och Hagberg (1979) har visat att centerfrekvensen påverkas av kontraktionsgraden. Vid låga kontraktionsnivåer följs en sänkning av kontraktionsgraden av sänkning av centerfrekvensen. Vid kontraktionsnivåer över ca 20 % av den maximala viljemässiga styrkan håller sig centerfrekvensen konstant och opåverkad av kontraktionsnivån. I föreliggande studie ligger belastningsnivåerna under 20 % av den maximala kapaciteten, men under varje försök hålls belastningen konstant. Detta ger att då centerfrekvensnivån ändras under försökens gång, så beror detta inte på att den utövade kraften ändras. Centerfrekvensen påverkas även av temperaturen i studerad muskel. Bland annat medför detta att centerfrekvensen hos en muskel som återhämtat sig efter avslutat försök med belastning och vila är högre än den var i början av försöket då muskeln också var utvilad men inte lika uppvärmd. I föreliggande studie tas inte hänsyn till detta på grund av att det är svårt att bestämma hur mycket man skulle kompensera för detta fenomen.

Återhämtning

Lind (1959) visade att återhämtningen av kapaciteten för statiskt arbete sker i två delar, först en snabb återhämtning och därefter en långsammare om vilan får fortsätta. I en studie visade Örtengren, Lindström och Petersén (1978) att återhämtningstidskonstanten inte är konstant, utan varierar med trötthetsdjupet - återhämtningen sker snabbare i början. Bland andra har Bujanovic et al. (1964) visat att arbetskapaciteten återhämtas exponentiellt vare sig belastningen lett till utmattning eller inte.

Jonsson (1984) har visat att EMG signalernas återhämtning sker snabbare än återhämtningen av styrkan. Återhämtningen av uthållighet sker långsammare, se figur 3. Metabolismen förändras med ett annat tidsförlopp.



Figur 3: Återhämtningen av muskelstyrka (MVC) och EMG-tecknen på muskeltrötthet sker snabbare än återhämtningen av uthållighet efter en submaximal kontraktion som leder till total muskeltrötthet. Figur från Jonsson (1984).

Rohmert (1960) har på experimentell grund kommit fram till en återhämtningsekvation med utseendet

$$\dot{A} = 18 \cdot (t/T_{\max})^{1,4} \cdot (F/F_{\max} - 0,15)^{0,5} \cdot 100\% \quad (11)$$

där \dot{A} anger återhämtningsbehovet i % av t , t är belastningens tidslängd i minuter (operationstiden), T_{\max} är uthållighetstiden enligt Rohmert's uttröttningskurva och F/F_{\max} är belastningen i % av den maximala kraften för belastningar större än 15 %.

Glimskär et. al. (1987) har föreslagit följande modell för beräkning av pausbehov

$$t_{\text{paus}} = t_{\text{op}} \cdot T_r/T_f \quad (12)$$

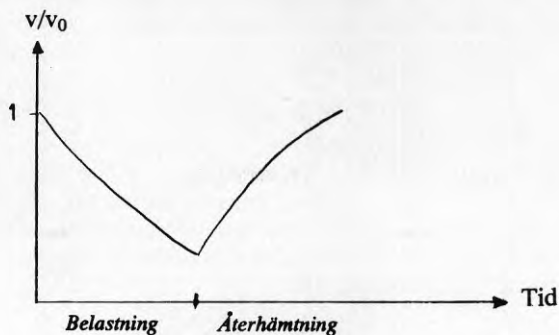
där t_{paus} anger pausbehovet, t_{op} operationstiden och T_r är tidskonstanten för återhämtning och $T_f = K_m \cdot T_{\max}^{1,52}$, där T_{\max} är maximal uthållighetstid enligt Rohmert's uthållighetskurva och K_m är en konstant.

Bourguignon et. al. (1959) visade att återhämtningen av styrka sker långsammare om en person har genomfört ett flertal perioder med dynamiskt arbete separerat av korta vilotider.

I föreliggande arbete ansätts en exponentiell kurva för återhämtning med utseendet

$$v(t) = v_2 + (v_1 - v_2) \cdot \exp(-t/\tau_r) \quad (13)$$

v_1 är hastigheten i slutet av belastningen,
 v_2 är hastigheten då muskeln återhämtat sig och
 τ_r är tidskonstanten för återhämtning

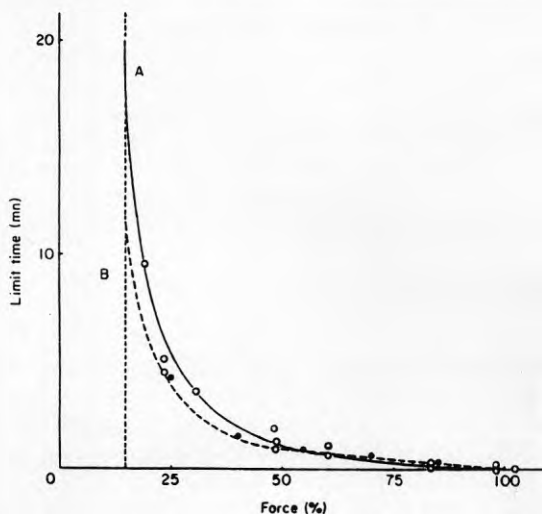


Figur 4: Utbredningshastigheten sjunker under tröttnande belastning och stiger under den efterföljande vilan (återhämtningen).

Kraft och uthållighet

Styrkan i en muskel beror enligt Monod (1972) av 1) antalet aktiverade motoriska enheter; 2) muskelytan och fibrernas riktning; 3) muskellängden i kontraktionsögonblicket och 4) positionen där momentarmen och muskellängden är av betydelse.

Dolgin och Lehman, Wachholder och Müller (se Scherrer och Monod 1960) har visat att uthållighetstiden beror på den utövade kraften och att uthållighetstiden kan vara mycket lång om kraften inte överstiger 20 % av styrkan. Rohmert's uthållighetskurva (1960) ger sambandet mellan belastning och uthållighet. Här finns en asymptot vid 15 % av maximala kraften. Figur 2 visar sambandet mellan uthållighet och kraft vid isometrisk kontraktion.



Figur 5: Uthållighetstid som funktion av isometrisk styrka. Resultat från olika författare för kontinuerligt statiskt arbete. Kurva a: Monod och Scherrer (1957); kurva b: Rohmert (1960); o: Caldwell (1963) (medelvärden); o: Phuon (1963) (individuella värden). Figuren hämtad från Monod och Scherrer, 1965.

Beroende på hur en kroppsdel är positionerad i förhållande till andra kroppsdelar ändras momentarmarnas längd och därmed även den kraft muskeln ska utveckla. Även muskelns längd ändras med ändrad kroppsställning. En muskel är som starkast då den är i sin vilolängd, vilket motsvarar 125 % av jämviktslängden enligt Monod (1972). Vid excentrisk kontraktion är den maximala kraften som den kan utveckla större än vid koncentrisk kontraktion.

Sträcks muskeln till 180 % av sin vilolängd kan ingen kraft utvecklas. Många leders rörlighet beror av positionen hos en angränsande led eftersom två-ledsmuskler är vanliga. Ett exempel på detta är att skulderflexionen minskar då armbågen är i flexionsställning, enligt Chaffin och Andersson (1984).

Enligt Hettinger (1961) har kvinnor 55–80 % av mäns styrka i samma ålder, beroende på vilken muskel som jämförs, medan Asmussen och Heeböll-Nielsen (1961) i en studie jämförde 25 muskelgrupper och visade att kvinnors relativa styrka är 75–80 % av männens om jämförelsen görs, inte med ålder, utan med längd. Enligt Asmussen (1976) är kvinnors styrka i genomsnitt 65 % av männens, men ca 80 % om man kompenserar för skillnad i storlek. En uppskattning av kvinnors styrka relativt männens medför således en osäkerhet, eftersom olika studier givit olika resultat.

Ryggen kraftigt framåtböjd

Floyd och Silver (1955) har vid en studie registrerat EMG-s signaler från erector spinae vid olika grad av flexion av ryggen. Vid full flexion under *avslappnad* hängning framåt är muskelaktiviteten mycket låg, så gott som obefintlig. Anatomiska överväganden tyder på att intervertebral-ligament som är parallell med erector spinae är de strukturer som har högst trolighet att bära upp gravitationsmomentet i denna flexion-relaxation ställning. Carlsöö och Hammarskjöld (1985) kom fram till liknande resultat i en studie om kroppsställningar och belastning.

Det är således troligt att andra strukturer än musklerna –ligament, ledkapslar etc – tar upp belastningen, man "hänger" i ryggraden. Många arbeten medför arbetsställningar där ryggen är kraftigt framåtböjd, till exempel najning av armeringsjärn på bjälklag, stensättning av gatsten, svetsning av golvmattor och parketläggning. Ofta utförs sådana arbeten med ryggen böjd under relativt lång tid och medför trötthet och obehag, även om den yttre belastningen är liten. Det är angeläget att studera denna typ av arbete och därför görs i denna studie försök med ryggen i kraftigt framåtböjt läge. Försökspersonerna får uttala sig om var de känner obehaget/smärtan och EMG-registreringar görs på erector spinae i ländryggsnivå och på lårmuskulaturen.

2.4 Arbete med armarna över axelhöjd

Det är allmänt känt att vid arbete med armarna över axelhöjd, tröttnas man snabbare än vid arbete med armarna under axelplanet. I yrkeslivet förekommer många arbetsmoment med armarna över axelhöjd. Som exempel från byggbranschen kan nämnas uppsättning av undertak, håltagning, skruvning och armaturmontering över axelplanet.

En orsak till att man blir trött är att det är svårare för cirkulationssystemet och hjärtat att pumpa syresatt blod till armarna när de är över hjärtnivå.

Chaffin och Martin har utvecklat en modell för maximala lyft-, tryck- och dragkapaciteter i olika arbetsställningar. En utvärdering har gjorts vid Western Electric Kansas City Works, bland 89 industriarbetare. Studien visade att den maximala lyft-

kapaciteten var mindre då arbetshöjden var över ca 150 cm, dvs ungefär över axelplanet, citerat ur Ergo-Index, Glimskär et. al. (1987).

I en studie har Winker, Chaffin och Langolf (1987) experimentellt visat att obekväma armställningar medför påtagligt och snabbt inträdande av postural trötthet och obehag under utövande av en manuell uppgift där kraven på styrka var låga – under 15 % av den maximala viljemässiga styrkan, MVC. Vidare visade de i studien att variationer i styrkekapacitet funna bland armställningar för en person, eller bland personer som intog samma armställning, inte påverkade inträdet av påtaglig trötthet eller obehag när armarna var placerade nära eller över skulderplanet. Det sistnämnda leder till slutsatsen att man inte genom att mäta en persons styrka i övre extremiteterna kan förutsäga tröttheten och obehaget i skulderkomplexet då ansträngningen är liten och arbetet utförs med armarna nära eller över axelplanet.

Hagberg (1981) har studerat elektromyografiska tecken på muskeltrötthet vid abduktion och framåtflexion i rät vinkel i skulderleden. För de flesta försökspersonerna visade supraspinatus och övre delen av trapeziusmuskeln signifikanta trötthetsstecken efter fem minuter i dessa försöksställningar. Ur Rohmerts försök (1960) dras slutsatsen att vid låga belastningsnivåer kan man arbeta mycket länge utan att bli trött. Hagbergs studie motsäger således detta.

2.5 Belastning orsakad av kroppssegmentens egentyngd

Genom att ändra kroppsställning ändras belastningen på olika kroppsdelar. Om man håller ut armen rakt framåt utan någon yttre belastning är momentet på skuldran större än om armen hänger nästan rakt ner. Momentet i skuldran är lika med armens och handens tyngd multiplicerad med det vinkelräta avståndet från skuldran till tyngdpunkten för armen-och-handen. Om man dessutom har en vikt i handen ska dess tyngd multipliceras med det vinkelräta avståndet från skuldran till viktens masscentrum läggas till för att erhålla momentet. Biomekaniska modeller för att beräkna belastningen på olika leder i det tvådimensionella planet framåt-bakåt, i sagittalplanet, under statiskt belastning är här utvecklats bland annat av Chaffin. Chaffin (1985) har utvecklat ett datorprogram som beräknar belastningen på axel, skuldra, ländrygg, höft, knä och ankel. En annan mer komplicerad, tredimensionell modell har utvecklats av Garg (1973) för beräkning av handkraft.

Då den yttre belastningen är stor utgör belastningen som orsakas av kroppssegmentens egentyngd endast en liten del av den totala belastningen och kan därför försummas. Då den yttre belastningen är relativt låg, men arbetsställningen dålig kan belastningen orsakad av kroppssegmentens egentyngd utgöra en stor del av den maximala belastning man klarar av i denna arbetsställning och kan därför inte försummas.

I en studie av abduktion och framåtflexion i rät vinkel i skulderleden har Hagberg (1981) visat att vridmoment orsakat av armens massa i två studerade lyfta armbesättningar överskred 10 % av MVC för samtliga försökspersoner. Således utgör belastningen som orsakas av kroppssegmentens egentyngd i många arbetssituationer en väsentlig del av den totala belastningen.

I Ergo-Index 1 tas inte hänsyn till belastning orsakad av kroppssegmentens egentyngd. Som en del i förfiningen av modellen ingår att ta hänsyn även till belastningen orsakad av kroppssegmentens egentyngd. I föreliggande studie görs biomekaniska beräkningar där Chaffins statistiska styrke-prediktionsprogram (1990) används.

2.6 Gräns för lyft – skaderisker

Biomekaniska modeller kan ställas upp som beskriver belastningen på olika strukturer i kroppen. För ryggbelastning finns många datormodeller varmed man snabbt kan beräkna ryggbelastningen. För att relatera den faktiska belastningen till vad som är acceptabelt för kroppen utan att risk för skador uppkommer måste man ha ett mått på hur stor belastning ryggen tål. Ett sätt att göra detta vore att belasta kroppen och se vid vilken belastning skador på t.ex. ländryggens kotkroppar och mellankotskivor uppstår – dvs som ett hållfasthetsprov. Men av förklarliga skäl utsätter man inte människor för sådana belastningar. Istället har man utsatt mellankotskivor hos lik för belastning. Nachemson har visat att trycket i mellankotskivorna hos lik och hos levande överensstämmer. Hållfasthetsprov på lik ger en uppfattning av hur stor risken för skada kan vara vid en viss belastning. Dock reagerar inte levande vävnad på samma sätt som död och vid överbelastning är skadorna på död materia annorlunda än på levande (Chaffin, Manual materials handling). Det förekommer också stora individvariationer. Detta leder till slutsatsen att man ska vara försiktig med att sätta upp gränsvärden för vad som är farligt och sedan bergfast tro på dem, men de ger i alla fall en viss uppfattning om vilka gränser man inte bör överstiga.

En mycket grundlig sammanställning av olika uppgifter som gjorts av en expertpanel har legat till grund för NIOSH, USA's ungefärliga motsvarighet till Arbetarskyddsstyrelsen och Arbetsmiljöfonden, gränsvärden för ländryggsbelastning. Action Limit, AL och Maximum Permissible Limit, MPL. Över AL-nivån ökar risken för skador och uttröttnings för individer som inte är noggrant utvalda och tränade för uppgiften. Arbeten över MPL-nivån får inte utföras enligt NIOSH.

I modellen för Ergo-Index läggs ett gränsvärde på 3 400 N som kompressionkraft på L5/S1 i ländryggen in. Överskrider detta värde, erhålls en varning från modellen.

Chaffin och Park (1973) fann en klar ökning av ländryggens skadefrekvens för personer som utövade arbeten som krävde större eller lika stor styrka som deras isometriska styrkevärde var. Risken för dem var 3 gånger större. Chaffin et. al. (1978) föreslog att man inför program för att välja ut industriarbetare. En slutsats blir att för att minska risken för ländryggsskador bör en person ha den styrkan som krävs för arbetet innan hon/han tar anställningen.

3. Leder i ytterläge i övre extremiteten

3.1 Målsättning

Även vid tämligen låg muskulär belastning kan smärtor och besvär uppkomma, som begränsar arbetsförmågan. I sådana arbetssituationer torde andra faktorer än belastningen på muskulaturen vara begränsande. Tidigare studier har visat att om leder och ledgångar belastas i ytterlägen uppkommer smärtor och besvär i dessa (Brodin et. al., 1983). Kroppsställningar som innebär att någon led belastas i ytterläge torde därför kunna utgöra begränsande faktor för arbetsförmågan.

Målsättningen med denna studie av belastningar av leder i övre extremiteten är att kartlägga om och när ledpositionen utgör begränsande faktor. Studien har gjorts på två ledtyper;

- * armbågsleder
- * axelleder

Frågeställningarna har varit;

- * Är smärta/obehag från ledstrukturer begränsande för arbetsförmågan då leden är i ytterläge?
- * Hur påverkas smärtan/obehaget av att leden inte är i fullt ytterläge?
- * Hur beror uthålligheten av belastningens storlek då leden är i ytterläge?
- * Hur beror återhämtningstiden av belastningens storlek och belastningens tid?
- * Orsakar repetitiv belastning ackumulerad smärta/obehag och kan sambandet kartläggas?

3.2 Armbågsled

För armbågsleden har försök genomförts i två olika typer av belastningssituationer:

1. Försök med armbågen i ytterläge (maximalt sträckt).
2. Försök med armen något böjd, med armbågsvinkeln ca 20 – 27 grader.

3.2.1 Armbåge i ytterläge

Försöken indelas i:

- * uthållighetsförsök
- * repetitiva försök

Metod och material

Uthållighetsförsök

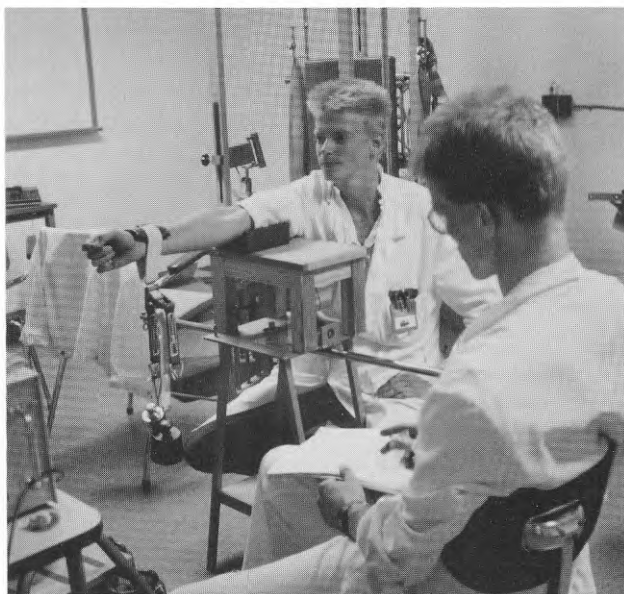
Metoden för studien har varit att belasta armbågslederna i ytterläge. En studie med 15 fp har gjorts då armbågen varit helt utsträckt.

17 försökspersoner (fp), i åldrarna 17 – 58 år ingick från början i studien, 2 kvinnor och 15 män. En av männen utgick ur studien på grund av smärta. En annan man uteslöts

också senare då han hade mycket svårt att skatta obehag. Studien gjordes på 13 män och 2 kvinnor.

Fp valdes ut bland personal på Akademiska sjukhuset i Uppsala och personer som på annat sätt var knutna till sjukhuset. Antropometriska data (vikt och längd) noterades, så även underarmslängd, ålder, tidigare besvär allmänkondition och vänster- eller högerhänthet.

Fp var i sittande ställning med försöksarmen utsträckt och placerad framför kroppen nästan i axelhöjd. En del av överarmen var understödd av en stödkudde, som vilade på ett bord. Kudden var placerad precis ovanför armbågen. Detta för att ge ett mjukt stöd vid kontaktytan. Armbågen, underarmen och handen "hängde" passivt framåt, så gott som horisontellt. Underarmen och handen var placerade så att tummen pekade uppåt. I denna ställning belastades handleden med en vikt som hängdes på vid handleden. Se figur 6.



Figur 6: Försökstillningen.

Vikten applicerades genom att försöksledaren mjukt släppte vikten. Armbågen utsattes då i ytterläge för en passiv statisk belastning, utsträckning med ett kraftmoment vars storlek var lika med; viktens tyngd \times hävarens längd \times tyngdaccelerationen. Viktens storlek varierades i de olika försöken. Vikter mellan 1,5 kg och 34 kg förekom, den övre gränsen varierade mellan försökspersonerna beroende på hur stor belastning de klarade av. Momentarmen varierade för de olika personerna, beroende på deras underarmslängd.

Fp fick sitta med den pålagda belastningen så länge de orkade. Tiden för belastning noterades. På så sätt kunde fp's maximala uthållighetstid för en given belastning fastställas. Borgs skattningsskala användes för skattning av smärta. Fp fick var 15:e sekund uppge var och hur mycket, på vilket sätt det gjorde ont under belastningen. Efter avslutning fick fp röra armen fritt och var 30:e sekund uppge hur och var de hade ont / obehag. Tiden för vila efter belastningen tills fp inte längre kände något obehag noterades. Även här användes Borgs skattningsskala.

Först gjordes ett testförsök för att informera fp hur försöket skulle gå till och låta fp få pröva hur belastningen kändes.

Vänster och höger armbåge belastades växelvis med olika vikter. Båda handlederna belastades med 10 kg. Då det förekom en variation i uthållighetstid för vänster och höger arm och armbåge, noterades detta. Dessutom gjordes försök med belastning av armbågsleden i olika intervall.

Även ett "maxtest" gjordes. Handleden belastades med så stor vikt att fp genast ville avbryta försöket, inom loppet av någon sekund.

Repetitiva försök

Försöksuppställningen var densamma som i uthållighetsförsöken för armbågen. Arm-
bågslederna belastades i olika intervall. Exempelvis:

3 min belastning	3 min vila	upprepat 3 gånger
30 sek belastning	30 sek vila	upprepat 10 gånger
1 min belastning	30 sek vila	upprepat 5 gånger

försök där fp själv valde arbetstakt

Den pålagda belastningen var konstant för varje försöksserie. I de olika försöksserierna varierade den yttre belastningen mellan 3, 4 och 5 kg.

Två fp ingick i studien där repetitiva försök utfördes, en man och en kvinna. Dessa fp ingick i den större gruppen. Mannen deltog i fler försöksserier än kvinnan.

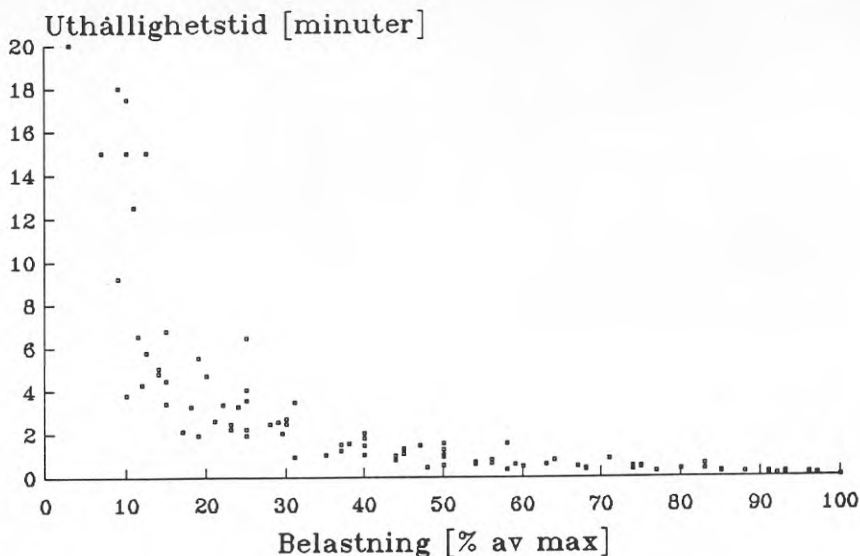
Resultat – armbåge i ytterläge

Uthållighetsförsök

Uthållighet – belastning

Relationen uthållighet-pålagd belastning, dvs uthållighetskurvor, kan ritas upp för varje fp. I figur 7 har försöksresultaten för de 13 män som fullföljde studien samlats. Figur 7 visar relationen uthållighetstid i minuter – yttre belastning i % av maximal belastning.

Det finns helt klart en samstämmighet mellan uthållighetskurvorna för de olika försökspersonerna. Om det antas att funktionen har ett exponentiellt avtagande utseende fås med minsta-kvadrat-approximation av värdena för belastning-uthållighetstid funktioner av formen $f(x) = ae^{-bx}$, för de olika fp's uthållighetskurvor. x anger belastningsgraden, $x \in [0, 100]$ och a och b är konstanter.



Figur 7: Sambandet uthållighetstid- yttre belastning.

Det är inte givet att en funktion med ovanstående utseende bäst beskriver det empiriskt erhållna resultatet. Men med ett kurvanpassningsprogram erhöles exponentialfunktionen $f(x) = 10,23e^{-0,047x}$ för resultaten i figuren. Korrelationskoefficienten i kvadrat, $r^2 = 0,89$.

Begränsande obehag

Båda kvinnorna i gruppen fick begränsande smärta i armbågsleden. De fp som hade översträckta armbågar fick smärta i leden som var begränsande.

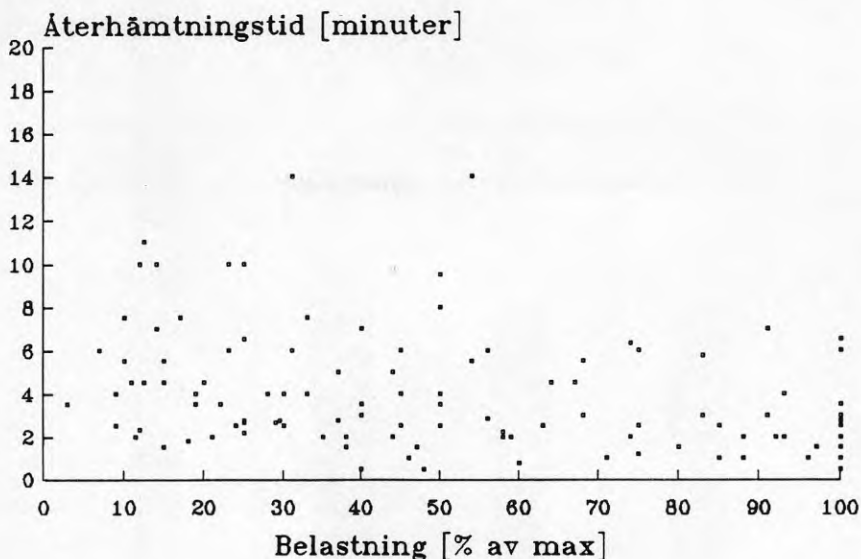
De 13 män som deltog i försöken beskrev smärta enligt följande tabell 1.

Antal	Begränsande smärta/obehag i:
4	leden vid alla försök.
2	leden vid 1 försök muskulaturen vid övriga försök.
7	muskler / muskler och senor vid alla försök. 4 av dessa 7 känner av leden, men ledobehaget är ej begränsande. 3 känner inte alls av leden.

Tabell 1: Vad fp anger som begränsande smärta.

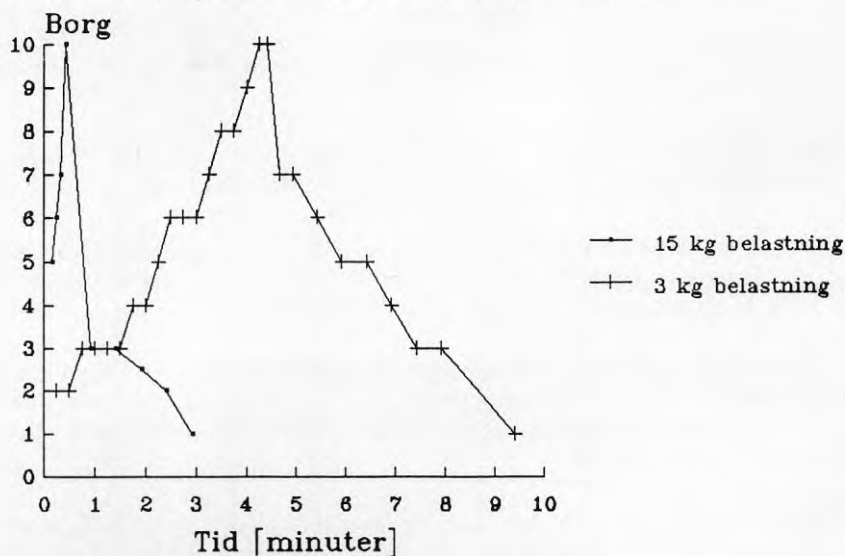
Återhämtningstid

Utvärderingen visar att ju lägre den yttre belastningen är, desto längre är fp's uthållighetstid. Resultatet kan sammanfattas med att ju lägre belastning och ju längre uthållighetstid, desto längre återhämtningstid. Avvikelse från detta mönster förekom hos en del försökspersoner. Smärt- obehagsnivån sjunker snabbare vid återhämtning efter en kortare belastning än efter en längre. Figur 8 visar relationen mellan återhämtningstid och pålagd yttre belastning.



Figur 8: Sambandet mellan återhämtningstid och pålagd yttre belastning.

Figur 9 visar hur en fp skattar hur smärtnivån stiger under och sjunker efter uthållighetsförsök med 3 respektive 15 kg belastning. Uthållighetstiden är kortare vid 15 kg belastning än vid belastning med 3 kg.

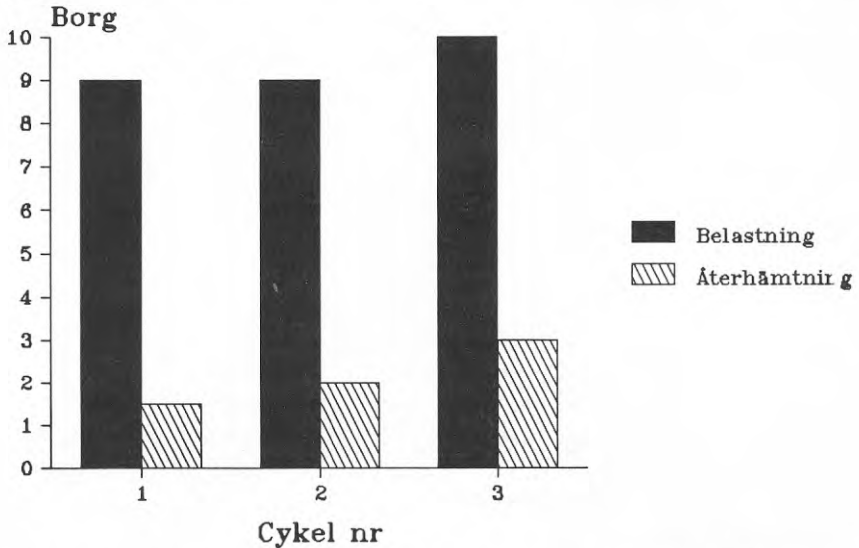


Figur 9: Hur smärtnivån stiger under och sjunker efter uthållighetsförsök med 3 resp. 15 kg belastning för en fp.

Maximala uthållighetstider vid relativt låga belastningar med leden i ytterläge ger längre återhämtningstider och en obehagligare smärta än höga belastningar som medför kortare uthållighetstider.

Resultaten kan sammanfattas enligt följande.

Upprepas belastningen uppstår smärta snabbare – obehagsnivån stiger fortare och efter vilan är det kvarstående obehaget/smärtan starkare än vid den första belastningen. Det sker en ackumulering av smärta. Figur 10 visar resultatet för den manlige försökspersonen.



Figur 10: Skattning av smärta/obehag vid cyklisk belastning (3 minuters arbete, 3 minuters vila) med 5 kg.

Det upplevs som svårt att skatta obehaget/smärtan vid låga belastningar då belastningstiderna är korta och den yttre belastningen relativt låg.

Försök har gjorts med belastning mindre än 10 % av den maximala kapaciteten där fp själv fått välja arbetstakt. Fp avbryter då smärtan/obehaget börjar bli ganska stark eller stark. I tid motsvarar detta ca 20 % av uthållighetstiden.

Vilotiden som fp väljer är cirka hälften av den tid belastningen varar. Vid upprepade belastningar väljer fp att avbryta efter kortare och kortare tid. (Efter några cykler, 4–5 st, väljer fp en längre belastning med en längre påföljande vila. Vilan är då ca dubbelt så lång som belastningen.

Vid belastning upp till 15% av max har flertalet fp en maximal uthållighetstid som är kortare än den tid som man enligt litteraturen (Rohmert m.fl.) antas kunna arbeta i ett sträck vid statistiskt arbete.

3.2.2 Jämförelse mellan försök med armbåge i ytterläge och i grad av ytterläge

Det maximala ytterläget varierar för olika individer. De personer som har en utsträckt armbågsled så att armen blir "rak" eller översträckt i utsträckt läge, fick ont i armbågsleden under försöken. Personer som ej kan räta ut armen på detta sätt utan har armen "i vinkel" p.g.a. till exempel stram muskulatur får mer ont i muskulaturen än i armbågsleden. Belastningen tas då upp av den strama muskulaturen och inte av armbågsleden.

En pilotstudie har gjorts för att undersöka om det föreligger någon skillnad i smärtupplevelse, uthållighetstid och återhämtningstid mellan belastningssituationer där armbågen är i ytterläge jämfört med när armen inte är helt utsträckt, det vill säga när armbågsleden respektive muskeln är begränsande.

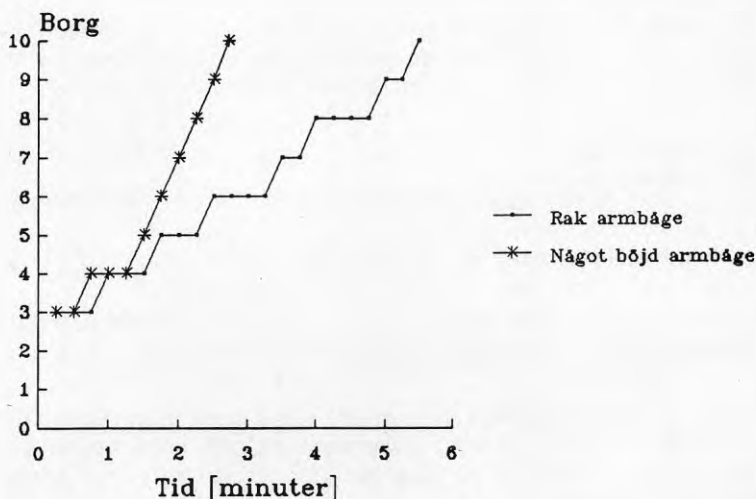
Metod och material

Försökssituationen var densamma som i studien med armbågsleden i ytterläge (se 3.2.1.1), förutom att armen ej var helt utsträckt. Fp fick hålla underarmen något böjd i förhållande till överarmen. Vinkeln uppmättes till mellan 20 - 27 grader. En försöksserie med fem olika belastningsnivåer genomfördes (12, 15, 20, 29 och 100 % av max). Den maximala vikt som hanterades var större i denna försöksserie än i försöksserien som samme fp hade utfört med armbågen i ytterläge. Den yttre belastningen varierade i denna försöksserie mellan 4 och 34 kg.

En serie om fem försök utfördes av en försöksperson. Denne fp deltog även i de övriga försöken.

Resultat - armbåge i grad av ytterläge

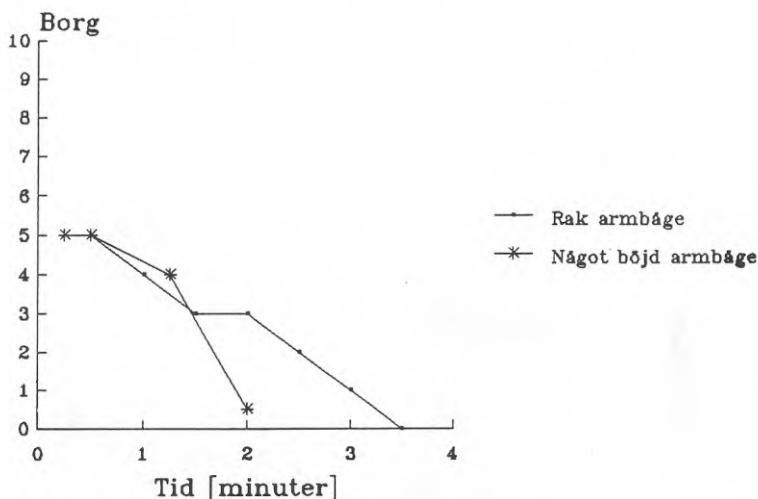
Resultatet av denna pilotstudie visar att vid låga belastningar, under 15 - 20 % av den maximala kapaciteten är uthållighetstiden kortare då armen är något böjd, än då armbågen är i ytterläge. Upp till 80 % längre uthållighetstid noterades vid försök med armbågen i ytterläge och belastad med samma vikt, jämfört med då armen belastades med samma vikt fast med armbågsleden något böjd. Vid belastning med 29 % av max kunde inte sådant samband iakttas. Figur 11 visar jämförelsen mellan försök med armbågen något böjd, vid 7 kg belastning (20 % av max) och då armbågen i ytterläge belastats med 5 kg (19 % av max).



Figur 11: Belastning med ca 20 % av max med något böjd arm respektive med armbåge i ytterläge.

Den maximala vikt som kunde hanteras var större då armen var något böjd än då armbågen var i ytterläge, 34 kg jämfört med 27 kg.

Återhämtningstiden efter avslutad belastning var kortare efter försöken med underarmen något böjd, se figur 12. Under återhämtningstiden försvann smärtan så gott som omedelbart efter avslutad belastning. Endast en trötthetskänsla kvarstod. Nivån av det skattade obehaget/smärtan sjönk fortare än vid försöken med armbågen i ytterläge.



Figur 12: Återhämtning efter belastning med ca 20 % av max med något böjd arm respektive med armbåge i ytterläge.

3.3 Axelled

En pilotstudie har gjorts där armen utsatts för belastning då axeln varit i ytterläge. Syftet har varit att undersöka om axelleden beter sig på liknande sätt som armbågsleden vad gäller smärtutveckling, uthållighet och återhämtning.

Axel-skuldra komplexet är mycket mer komplicerat än armbågsleden, både till sin konstruktion och sin funktion.

Metod och material

Fp fick ligga på en brits med armen sträckt uppåt. Ett par olika försöksställningar utprovades för att försöka få fram en standardiserbar ställning.

Under uthållighetsförsöken applicerades vikter ovanför armbågen. Vikternas storlek varierade vid de olika försöken, belastningar mellan 1 och 6 kg förekom. Före och efter försöken uppmättes en axelvinkel för att se om någon töjning skett under uthållighetsförsöket. Belastningar gjordes på båda axellederna.

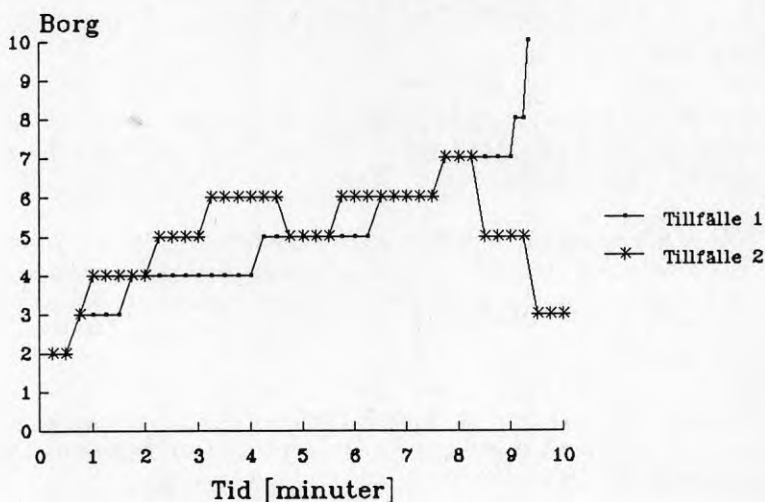
Metoden var i stort sett likadan som i de tidigare beskrivna armbågsledsförsöken. Fp fick var 15:e sekund skatta smärtan/obehaget under belastning och avbryta då den blev för stark. Vid återhämtningen fick fp på motsvarande sätt skatta var 30:e sekund tills det att fp ansåg sig kunna börja arbeta igen, om detta var arbetet.

Försök gjordes också där fp själv fick välja arbetstakt, dvs upprepade försök där fp valde när belastningen skulle avbrytas och börja igen.

Materialet utgjordes av en man och en kvinna som båda ingick i den större gruppen, beskriven i 3.2.

Resultat – axelled

Vid försöken noterades stora variationer vid olika försökstillfällen. Det var svårt att finna en standardiserbar försöksställning. Vid olika försöksdagar uppmättes relativt stora skillnader i axelvinkel – fp var olika mycket "stretchad" i axel-skuldra olika dagar. Variationer förekom också mellan de båda axlarna. I figur 13 redovisas resultatet från ett försök utfört vid två olika försökstillfällen. Försöket vid tillfälle två avbröts efter 10 minuter eftersom försökspersonen uppgav att uthållighetstiden skulle vara mycket längre. Det är svårt att dra några andra slutsatser ur resultatet än att det inte går att göra reproducerbara försök i denna försöksställning och få likartade resultat.



Figur 13: Smärtutveckling i axel vid två försökstillfällen, belastning 10 N.

3.4 Diskussion

Frågeställningarna i kap 3.1 har legat till grund för ovan redogjorda studier. Resultaten pekar mot följande svar på frågeställningarna:

* I de flesta fallen är det inte smärta/obehag från ledstrukturen som är begränsande för arbetsförmågan då leden är i ytterläge för de betraktade lederna, utan sannolikt smärta från bindväv i muskler och senor. Hos personer med konstitutionellt större sträckförmåga (särskilt översträckning) begränsar leden. Då leden ej är i fullt ytterläge utgör smärta från ledstrukturer inte en begränsning för arbetsförmågan. Det är andra strukturer, muskulatur, senor, som begränsar den.

* Uthålligheten avtar exponentiellt med ökad belastning.

* Återhämtningstiden är längre då belastningen är låg och uthållighetstiden lång. Efter ett par uthållighetsförsök ackumuleras smärta och återhämtningstiderna blir längre.

Under försöksserierna förlades flera försök med hög belastning mot slutet av försökstillfället. Detta medförde att återhämtningstiderna blev längre för dessa försök än de hade varit om fp varit helt utvilad och det återspeglas också i figur 8.

Resultatet kan tolkas som att det finns två olika kategorier av människor – de som har långa och de som har korta muskler. De som har långa muskler kan töja ut dem och är mer rörliga, de kan komma i ytterläge. Hos den kategori människor som har korta muskler hindrar musklerna kroppsdelen, i denna studie armbågen, från att sträckas ut. Det är dock möjligt att dessa personer efter en tids träning blir smidigare i muskulaturen och får större rörlighet i lederna. De kan vara möjligt att de då övergår till den först beskrivna gruppen.

Då armbågen är något böjd är muskelbelastningen aktiv. Fp är starkare, tröttnas ut snabbare men har också snabbare återhämtning.

* Vid upprepad belastning ackumuleras smärta.

I de flesta fall har uthållighetstiden varit kortare än den skulle vara enligt litteraturen. Resultaten från denna undersökning utgör en del av basen för vidareutvecklingen av modellen.

Hos en del fp verkar uthålligheten öka efter ett par försök. En förklaring på detta skulle kunna vara att muskulaturen under försöken blivit stretchad och/eller att endorfinproduktion – kroppens egna morfin – startat.

Vid måttliga belastningar ökar smärtan successivt och hos en del fp avtar smärtan efter en tids belastning. Detta kan bero på att fp ändrar läge på armen. Även en liten ändring av kroppsställningen påverkar belastningssituationen så att andra strukturer/muskler "tar över" belastningen. Även i en muskel turas olika muskelfibrer om att vara de som "bär bördan".

Fp. har olika "dagsform" olika dagar. Detta kan bland annat bero på hur utvilad fp är och fp's motivation och det leder till att det inte med stor noggrannhet går att förutsäga hur länge/ hur mycket en fp orkar under ett försök en dag.

Ett par fp uppger att de är starkare i en arm, men har längre uthållighet och även lägre smärta i den andra armen. I en studie visade Asmussen och Molbeck (1958) att 55–66% av försökspersoner har starkare högerarm i en grupp där 21–34 % var vänsterhänta. Detta visar alltså att den dominerande armen inte givet är starkare.

Sinelkinoff och Grigorowitsch (1931, occ.bio kap 4) konstaterade i en studie av 100 män och 100 kvinnor att kvinnor har större ledrörlighet än män. Detta resultat erhålls även i föreliggande studie. De två kvinnorna fick smärta i armbågsleden, vilket antas bero på att deras muskulatur inte var så stram att den hindrade armbågen från att vara sträckt, ja t.o.m. översträckt.

3.5 Slutsatser

Försöksresultaten leder till slutsatsen att det finns människor med stor rörlighet som får ont i leden och de med stram muskulatur som får ont i muskler och liknande strukturer. De med stram muskulatur kan träna muskulaturen att bli smidig och därmed få längre muskler och rörligare leder och eventuellt ont i lederna istället.

För modelluppbyggnaden Ergo-Index 2 måste man bestämma sig för hur lätt den ska vara att använda. Vilken modelltyp man väljer beror också på vilken del av populationen man vänder sig till. De personer som använder vissa muskler mycket får muskler som är mer tänjbara och de får ett ökat rörelseomfång i dessa rörelser än andra. Detta talar för att personer som är vana vid en rörelse i större utsträckning kan komma ut i ytterläge än personer som är otränade för rörelsen.

Det är ändå förhållandevis sällsynt att man arbetar med en led i dess ytterläge. Vid najning av armering på bjälklag arbetar man i stor utsträckning med översträckta knän. Truckförare vrider huvudet åt sidan. Vid måleriarbete i tak kan det förekomma att nacken är i ytterläge, men i de flesta övriga arbeten arbetar man sällan eller aldrig med någon led helt i ytterläge. Tandläkare t. ex. arbetar med nacken kraftigt vriden men kommer sällan helt ut i ytterläge.

Människor kan tänja på muskulatur (stretching), vilket medför ökat rörelseomfång. Om detta medför att smärta från leden istället för från muskulaturen blir begränsande för arbetsförmågan har inte undersökts i denna studie.

I den modell som konstrueras med syftet att förutsäga uthållighet och återhämtning kommer endast resultaten från de fp som fick begränsande smärta från muskulaturen att tas med.

Kvinnor har rörligare leder. De här redovisade resultaten från kvinnornas försök kan därför inte direkt överföras på modellen.

Resultaten visar att relationen mellan yttre belastning och uthållighetstid vid försöken har samma form som hos muskeluttrötning. Mekanismen kan beskrivas av samma typ av ekvation.

4. Arbete med ryggen i djup framåtböjning

4.1 Målsättning

Den befintliga Ergo-Index metoden bygger på modeller för muskelbelastning. Målsättningen är att förfinas så att den fungerar bättre för belastningssituationer där den yttre belastningen är låg men arbetsställningen är dålig.

Tidigare studier bl.a. med EMG-mätningar har visat att i vissa lägen av flexion av ryggen förekommer så gott som ingen aktivitet i ryggsträckarmuskulaturen. Detta skulle tala för att det är andra strukturer som tar upp belastningen; såsom leder, ligamentstrukturer, dvs andra mjukdelar tar upp dels den yttre belastningen och dels belastningen orsakad av kroppsställningen och kroppens egentyngd utan att ryggsträckarmuskulaturen samtidigt kontraheras.

Vid bedömning av total belastning på rygg/bål måste belastningen av andra strukturer än muskulaturen tas med. Strategin har varit att med några olika försök utreda vad som begränsar arbetsförmågan då ryggen är starkt framåtböjd.

Frågeställningarna har varit:

- * Hur ser tidsförloppet ut för hur smärta/obehag utvecklas då fp står med ryggen i flexionsställning och då ingen EMG-aktivitet registreras från ryggsträckarmuskulaturen?
- * Vilka strukturer är begränsande för förmågan att stå och arbeta i denna ställning?
- * Hur påverkar olika återhämtningsintervall uthålligheten?

Följande samband studeras.

- * Sambandet mellan uthållighetstid och pålagd yttre belastning
- * Sambandet mellan obehag/smärta och belastning och tid för belastning
- * Lokalisation av smärta
- * Sambandet mellan återhämtningstid, belastning och tid för belastning.
- * Sambandet mellan elektromyografi (EMG) amplituden och smärtskattning
- * Sambandet mellan EMG-aktivitet och trötthet i ryggsträckarmuskulaturen och lårmuskulaturen

Uthållighetsförsök har utförts vid arbete med ryggen flekterad. Dessa kan indelas i två kategorier; laborieförsök och fältförsök.

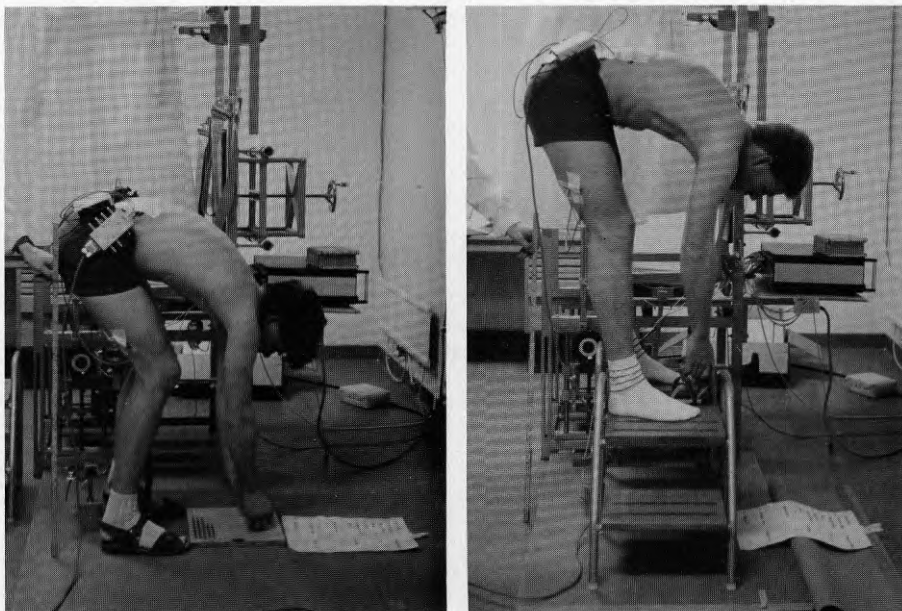
4.2 Labförsök – metod och material

Laborieförsöken har genomförts i kraftigt framåtböjda arbetsställningar. Fp har hanterat vikter i två olika belastningssituationer.

I det ena fallet har fp flyttat spikar med båda händerna på en spikbräda som varit placerad i fotnivå. Se figur 6. Den yttre belastningen har utgjorts av spikvikten, således något gram. Denna försökssituation kallas hädanefter "armeringssimulering", då den är ett sätt att standardisera i laboriemiljö efterlikna najning som förekommer vid armeringsarbete.

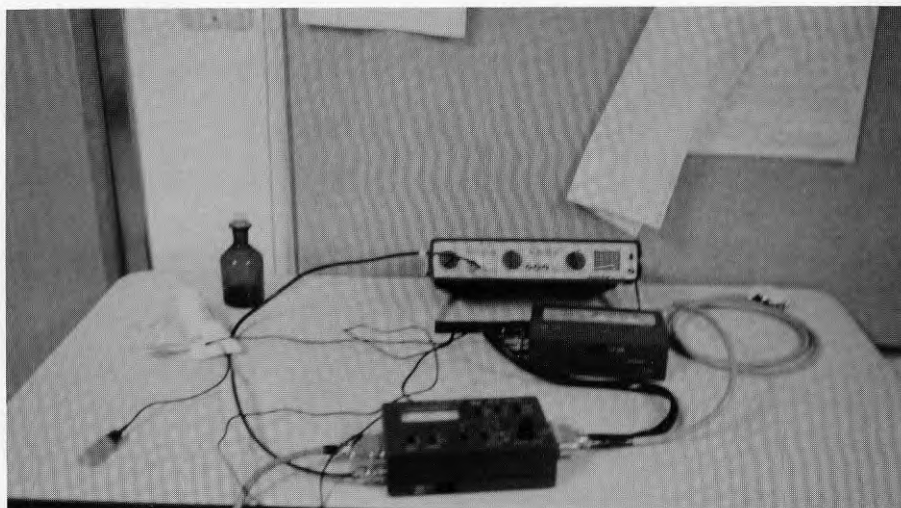
I det andra fallet har fp stått i kraftigt framåtböjt läge med ryggen så avslappnad som möjligt – "stått och hängt i ryggen". Fp har tillåtits att böja något på knäna. I denna

ställning har fp hållit en 10 kg's vikt med båda händerna. Se figur 7. Den yttre belastningen har således i detta fall utgjorts av 10 kg's vikten. Under denna försökssituation har fp inte varit tvungen att nå ner till fotnivå med händerna.



Figur 14 och 15: Armeringssimulering respektive belastning med 10 kg i kraftigt framåtböjt läge.

I båda försökssituationerna har EMG-aktiviteten avletts från 3 olika muskelgrupper och 4 olika platser, nämligen; Erector spinae vid L2-L3 nivå samt vid L3-L4 nivå, mediala hamstrings samt laterala hamstrings. Registreringsutrustningen syns på figur 14 och 15 samt en del på figur 16.



Figur 16: Del av registreringsutrustning vid EMG-mätningar.

Försök som utförts:

Uthållighetsförsök för:

- * armeringsställning
- * 10 kg belastning i kraftigt framåtböjt läge

Repetitiva försök för:

- * armeringsställning
- * 10 kg belastning i kraftigt framåtböjt läge

Ytterligare ett uthållighetsförsök av vardera typen då EMG-registreringar gjorts.

EMG-registreringarna har gjorts enligt följande:

Vila, liggande på brits

Max knäböj-registrering i standardiserad sittande ställning

Max ryggsträckning bakåt i stående ställning

Max test, i framåtböjd ställning

Submax kontraktion, knäböjning 90 grader, belastning på hälsenan: 5 kg, stöd framtill för låret, före och efter resp. försök

Submax ryggsträckning, nedre halvan av kroppen på brits, kroppen "rakt ut", armarna 90 grader framåtsträckta, före och efter resp. försök

Vilotiden mellan de två uthållighets-försöken då EMG-registreringar gjordes var 20 minuter.

EMG-signalernas amplitud ökar och centerfrekvensen i effektspektrum sjunker vid trötthet i muskulaturen. Eftersom det inte går att göra frekvensanalys av EMG-signalen om amplituden är för låg, dvs då muskeln i fråga är relativt avslappnad, gjordes de submaximala försökskontraktionerna före och efter respektive försök. Registreringarna från dessa har så pass hög amplitud att det går att göra frekvensanalyser på dem och på så sätt få fram trötthetseffekten i muskulaturen. Man jämför EMG-amplituden och frekvensen före och direkt efter uthållighetsförsöken.

Uthållighetsförsök

Den maximala bålmskelstyrkan både framåt och bakåt mättes upp före och efter försöken. Detta gjordes för att se om styrkan var mindre efter försöket. Vid tillfället då EMG-registreringar gjordes, mättes inte bålmskelstyrkan.

Fp fick skatta smärtan/obehaget var 15:e sekund m.h.a. Borgs skattningsskala samt ange var obehaget var som störst. Fp tilläts inte att ändra arbetsställning under försöket. Fp avbröt försöket när smärtan /obehaget var så stort att fp inte ville fortsätta mer.

Efter avlastning fick fp röra på sig hur de ville. De angav smärtan/obehaget m.h.a Borgs skattningsskala och var obehaget var som störst var 15:e sekund. De angav också den tidpunkt då de skulle kunna börja arbeta igen om detta var deras arbete.

Repetitiva försök

Vid de repetitiva försöken var metodiken i stort sett densamma som för uthållighetsförsöken beskrivna ovan. Skillnaden var att fp fick vila 3 minuter efter uthållighetsförsöket. Därefter gjordes ett nytt uthållighetsförsök, varefter fp fick vila och ange den tidpunkt då de skulle kunna börja arbeta igen om de hade försöket som arbetsuppgift.

Materialet utgjordes av 8 fp, i åldrarna 21 –58 år. 5 av dem ingick även i studien med leder i ytterlägen som beskrivits i kap 3. Fp valdes ut bland personal på Akademiska sjukhuset i Uppsala och personer som på annat sätt var knutna till sjukhuset. Antropometriska data (vikt och längd) noterades, så även underarmslängd, ålder, tidigare besvär, allmänkondition och vänster- eller högerhänthet.

4.2.1 Resultat – armeringssimulering (lab. försök)

I bilaga 1 finns tabellerna A och B som anger resultatet från uthållighetsförsök. Ur tabellerna framgår de olika fp's uthållighetstider, återhämtningstider, var det begränsande smärtan/obehaget var lokaliserad, de maximala benvinklarna och bålmuskelstyrkorna framåt och bakåt före och efter försöket samt även kvoten mellan värdena efter/före. Medianvärden, medelvärden och variationsintervallen anges. Tabell A visar resultatet från ett uthållighetsförsök och tabell B visar resultatet från försöken med repetitiv belastning.

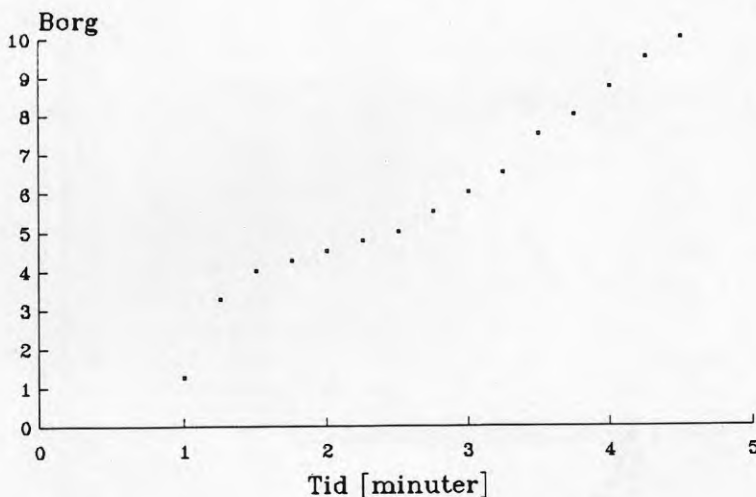
Vid repetitiv belastning är uthålligheten vid belastning 2 i medel 35 % kortare än vid belastning 1. Anmärkningsvärt är att efter belastning 2 är återhämtningstiden kortare än den var vid tillfället då endast ett uthållighetsförsök gjordes.

Begränsande faktorer

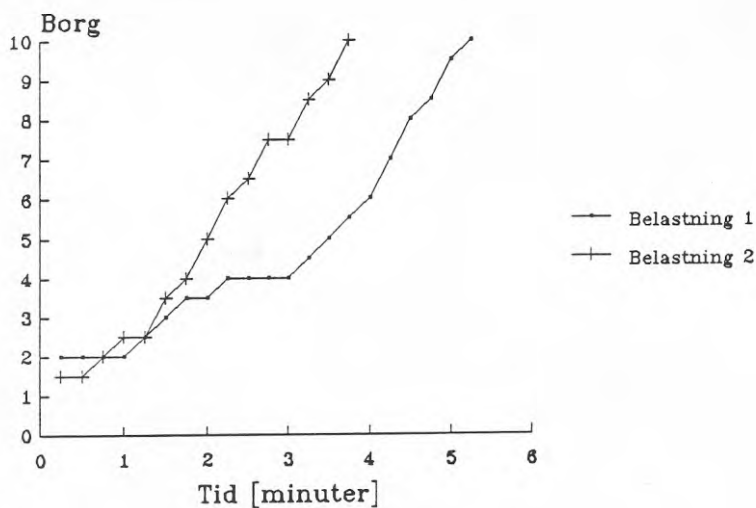
Ur tabellerna, kolumn "kommentar", framgår vad fp angav som smärta/obehag som fick dem att avbryta försöket, dvs vad som var begränsande för arbetsförmågan. 2 av 8 anger att ryggen var begränsande, de övriga 6 anger vader och lår.

Smärtutveckling

Tidsförloppet för hur smärtan utvecklas under uthållighetsförsöken framgår ur figurerna nedan. Figur 17 för försöken med en belastning och figur 18 för försöken med repetitiv belastning. Medianvärden anges.



Figur 17: Smärtutveckling vid armeringssimulering.

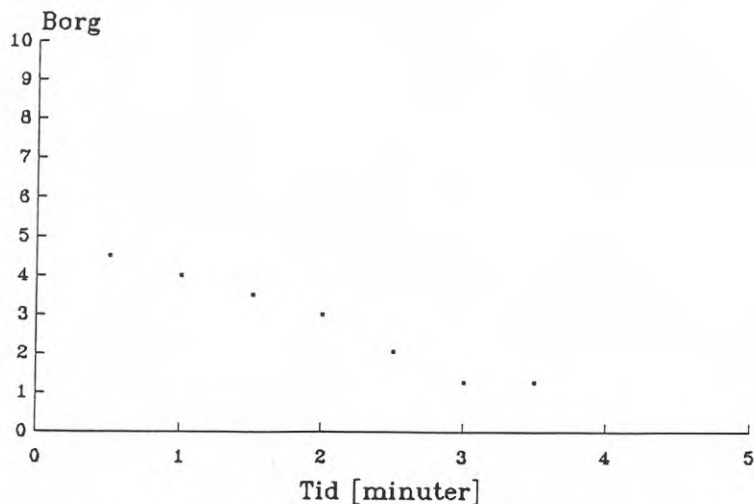


Figur 18: Smärtutveckling vid repetitiv armeringssimulering

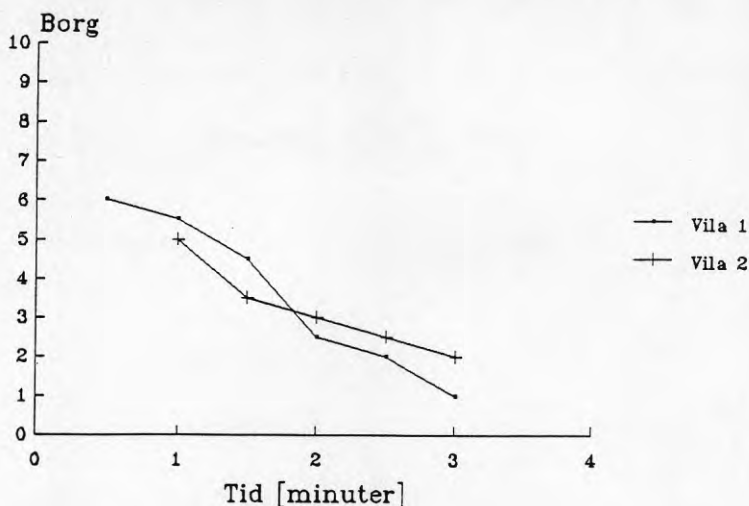
Resultaten visar att smärtnivån stiger snabbare vid repetitiv belastning. De flesta fp's smärtutvecklingskurvor ser relativt lika ut, men 2 personers kurvor är avvikande, de har längre uthållighet än de övriga och smärtnivån stiger långsammare.

Återhämtningstid

Figurerna 19 och 20 nedan visar hur fp skattar obehag/smärta under återhämtningen efter försöken, figur 11 för försöken med en belastning, figur 12 för de repetitiva försöken. Medianvärden anges.



Figur 19: Återhämtning efter armeringssimulering



Figur 20: Återhämtning efter repetitiv armeringssimulering

Kommentarer till figurerna: Återhämtningskurvorna för de flesta fp är relativt lika. En av de två fp som hade längre uthållighetstid än de övriga vid armeringssimulering hade även längre återhämtningstid än övriga. Den andre fp som hade långa uthållighetstider, både vid armeringssimuleringsförsök och vid försök med 10 kg belastning (redovisas i nästa avsnitt). Denne fp uppgav själv att hans kropps-konstitution är avvikande från det normala – han har lång överkropp i förhållande till underkroppen. Detta skulle enligt honom göra det lättare för honom att "stå dubbelvikt" och nå ner till golvnivå.

4.2.2 Resultat –10 kg belastning i kraftigt framåtböjt läge (lab. försök)

I bilaga 1 finns tabellerna C och D som anger resultatet från uthållighetsförsök. Ur tabellerna framgår på motsvarande sätt som för armeringssimuleringen de olika fp's uthållighetstider, återhämtningstider, var det begränsande obehaget/smärtan var lokaliserad, likaså maximal benvinkel och bålmuskelsyrka framåt och bakåt, före och efter försöket samt en kvot mellan värdena efter/före. Medianvärden, medelvärden och variationsintervallen anges.

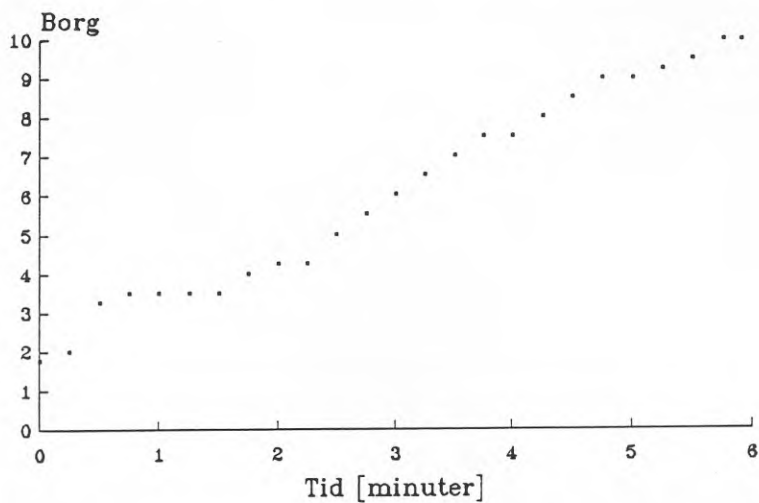
Vid repetitiv belastning är uthållighetstiden vid belastning 2 i medel 19 % kortare än vid belastning 1.

Begränsande faktorer

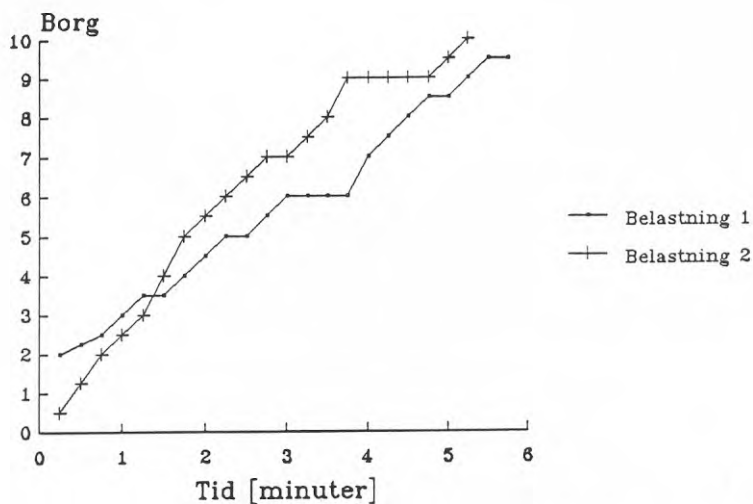
Ur kolumn "kommentar" i tabellerna framgår vad fp angav som begränsande smärta/obehag som fick dem att avbryta försöket. 3 av 8 anger smärta i ryggen som begränsande faktor vid det enstaka uthållighetsförsöket. Vid det repetitiva försöket anger 2 av 8 fp att smärta i ryggen är begränsande. 1 fp anger domningar i fotsulor. Denne fp stod så pass länge i samma ställning att fötterna domnade bort.

Smärtutveckling

Tidsförloppet för hur smärtan utvecklas under uthållighetsförsöken framgår ur tabell 21 och 22 nedan.



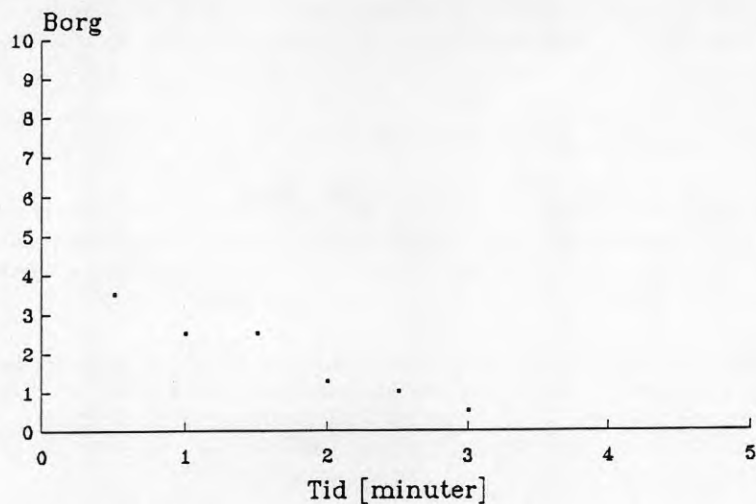
Figur 21: Smärtutveckling under försök med 10 kg's belastning i kraftigt framåtböjt läge.



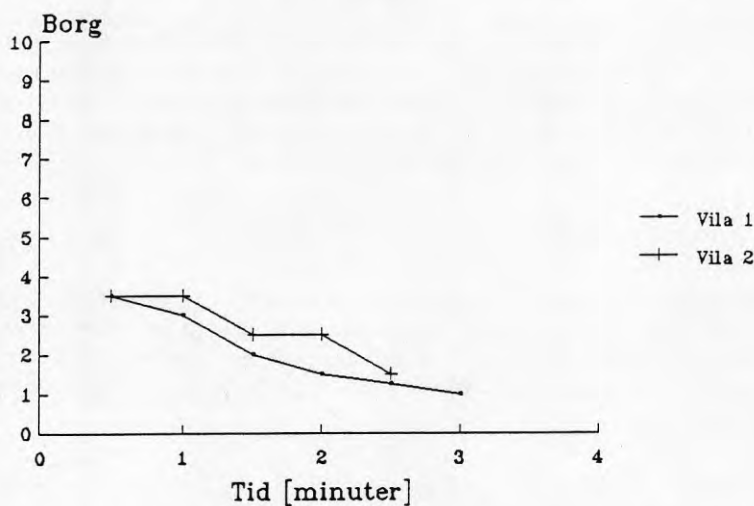
Figur 22: Smärtutveckling under repetitiva försök med 10 kg's belastning i kraftigt framåtböjt läge.

Återhämtning

Hur fp skattar återhämtningen framgår ur figur 23 – enkelt uthållighetsförsök och figur 24 – repetitivt försök.



Figur 23: Återhämtning efter försök med 10 kg's belastning i kraftigt framåtböjt läge.



Figur 24: Återhämtning efter repetitiva försök med 10 kg's belastning i kraftigt framåtböjt läge.

4.2.3 Förändring av max benvinkel och bålmskelstyrka

Maximal benvinkel (böjning i höftleden) mäts före och efter försöken "armeringssimulering" och "10 kg dubbelvikt ställning". Före och efter dessa försök mäts också den maximala bålmskelstyrkan framåt och bakåt.

Resultaten finns redovisade i tabellerna i bilaga 1. Ändringarna kan sammanfattas enligt följande:

I 86% av försöken är den maximala benvinkeln större efter än före försöket.

Den maximala bålmskelstyrkan framåt är mindre efter än före försöken vid 72% av försökstillfällena. Motsvarande siffra för den maximala bålmskelstyrkan bakåt är 84%.

4.2.4 Olika värden vid olika försökstillfällen

Vid olika försökstillfällen varierar fp.'s maximala hålltid. Variationen var i medeltal 37 %, men variationer mellan 0 och 99% förekom. Variationen är inte personberoende, dvs det förekommer inte att en del fp har avsevärt större spridning vid olika tillfällen än andra. I bilaga 2 finns tabell F som visar variationen för de olika fp.

I 86% av försöken i denna undersökning är samma strukturer begränsande. I 3 av 22 fall var hamstringsmuskulaturen begränsande vid det ena tillfället och ryggen vid det andra. Vid de övriga 19 jämförelserna var det samma typ av strukturer som var begränsande vid de olika försökstillfällena. OBS! här har vad- och hamstringobehag klassats som en typ, rygg-obehag som en annan typ.

4.3 Studie av EMG – smärtsamband

En studie har gjorts för att utforska om det råder något samband mellan uppmätt EMG-signalamplitud och fp's upplevelse av det begränsande obehaget. Det skulle vara bättre om man kunde mäta upp en storhet som är proportionell mot smärtan. Detta skulle ge en mera objektiv information, eftersom smärta är subjektivt och sinnesstämning även spelar roll för hur starkt man upplever den. Å andra sidan är den subjektiva skattningen den bästa – den återger hur fp känner sig.

Metod och material

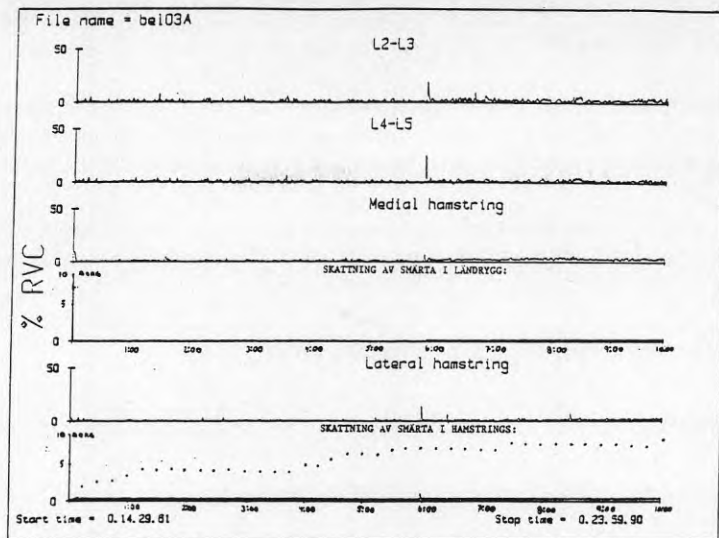
EMG-registreringarna erhållna på det sätt som beskrivs i 4.2 och för de i 4.2 beskrivna musklerna har använts. Metoden för denna studie har varit att i EMG-signalamplitud-diagram plotta fp's skattning av var smärtan/obehaget finns och hur starkt det är, dvs även var det är som starkast. Materialet har utgjorts av fp som ingick i EMG-studien, se 4.2.

Resultat

Resultatet erhålls som diagram. Figur 25 visar resultatet för en av försökssituationerna, för en fp vid armeringssimulering.

Stora variationer förekom mellan de olika fp's signalnivåer. Något samband mellan EMG-signalamplitud och smärtutveckling har ej hittats. Detta kan bero på att det ej är muskulaturen, utan andra strukturer som tar upp belastningen. De låga signalnivåerna pekar i riktning mot att så är fallet. Hamstringsmuskulaturen t. ex utsätts för passiv töjning då fp står som i de här beskrivna försöken.

Signalnivåerna i hamstringsmuskulaturen var i flera fall högre vid 10 kg's belastning i dubbelvikt ställning än vid armeringssimuleringsförsöken.



Figur 25: Smärtskattning och EMG-signalerna under armeringsförsök för en fp.

4.4 Amplitud- och frekvensanalys av EMG.

Statisk muskelbelastning leder till att syreförsörjningen till muskeln hämmas och att slaggprodukterna inte förs bort. Detta leder till trötthet i muskulaturen som övergår i smärta och är begränsande för fortsatt arbete. Denna typ av trötthet och smärta benämns lokal muskeltrötthet.

Vid lokal muskeltrötthet minskar ledningshastigheten i musklerna, effektspektrums centerfrekvens minskar och signalernas amplitud ökar. Men även andra faktorer än lokal muskeltrötthet påverkar ledningshastigheten, t.ex. temperaturen i muskeln och muskelns längd vid det observerade tillfället. Frekvensen är proportionell mot ledningshastigheten. Genom att studera hur frekvensen och amplituden ändras, kan man få en uppfattning om hur trött muskeln är. Därför genomförs en studie där effektspektrums centerfrekvens och signalernas amplitud analyseras.

Vid låga signalnivåer är det svårt att göra en adekvat analys, eftersom störningar såsom bandspelarbrus ej kan filtreras bort tillräckligt effektivt. De låga signalnivåerna beror på att den betraktade muskelns kontraktionsgrad är låg. Amplitud- och frekvensanalys av EMG-signalerna har gjorts med följande frågeställningar:

- * Går det att göra en analys av uthållighetsförsöken eller är signalnivån för låg?
- * Finns det några signifikanta skillnader mellan amplituden och frekvensen före respektive efter uthållighetsförsöken?

För att få svar på den senare frågan har analyser gjorts av submaximala kontraktioner, före och efter uthållighetsförsöken.

4.4.1 Amplitudanalys

Metod och material

Efter datainsamling har amplitudanalyser gjorts på m.h.a. ett amplitudanalysprogram (M Ericson, 1990). Det på band inspelade datamaterialet har analyserats dels för uthållighetsförsöken, dels för de submaximala kontraktionerna före och efter.

Under uthållighetsförsöken har 20 sekunders tidsavsnitt analyserats. Ett i början av försöket och ett i slutet av det. Under de submaximala belastningarna har analysen gjorts på tidsavsnitt i mitten av kontraktionsperioden.

Materialet har utgjorts av de fp som ingick i studien, se 4.2.

Resultat

Resultatet från amplitudanalysen från uthållighetsförsöken ger följande:

Genom att jämföra storleken amplituden före och efter eller i början och slutet av ett uthållighetsförsök ser man om amplituden blivit större eller mindre. Om den blivit mindre efteråt/ i slutet kan man ange minskningen genom att sätta ett minustecken -, för detta försök. På motsvarande sätt kan man sätta ett + om den ökat. Denna metod benämnes teckentest och ger en överskådlig bild av ökning/minskningar hos storheter.

Teckentest visar att för ryggmuskulaturen ökar amplituden i 7 av 15 fall på L2-L3 nivå och i 9 av 15 fall på L4-L5 nivå. För hamstringsmuskulaturen ökar amplituden i 12 av 15 fall för mediala hamstrings och i 7 av 15 fall för laterala hamstrings.

Tabell 2 nedan visar median- och medelvärden under 20 sekunder i början av uthållighetsförsöken och under 20 sekunder i slutet av dem.

ARMERINGSSIMULERING

	Medianvärde (mV)		Medelvärde (mV)	
	I början	I slutet	I början	I slutet
L2-L3	5	5	8	4
L4-L5	2	3	6	4
Med. hamstring	3	5	8	7
Lat. hamstring	4	5	4	8

10 KG BELASTNING

	Medianvärde (mV)		Medelvärde (mV)	
	I början	I slutet	I början	I slutet
L2-L3	6	5	10	11
L4-L5	4	4	7	8
Med. hamstring	13	25	20	24
Lat. hamstring	16	24	22	27

Tabell 2: Median och medelvärden (mV) i början och i slutet av uthållighetsförsöken.

Resultatet av analysen för de submaximala kontraktionerna kan sammanfattas med att teckentest visar att för ryggsträckarmuskulaturen ökar amplituden i 9 av 13 fall för L2-L3 och i 8 av 13 fall för L4-L5. Detta är ej signifikanta skillnader. För hamstringmuskulaturen gav teckentestet att amplituden minskar i 8 av 13 fall för mediala hamstrings och i 11 av 13 fall för laterala hamstrings.

Diskussion

Ur resultaten från de submaximala kontraktionerna kan ej någon trötthet påvisas i ryggsträckarmuskulaturen med hjälp av amplitudanalys för de beskrivna försöken. Vidare har någon trötthet i laterala hamstringmuskulaturen ej kunnat visas, utan enligt denna metod är muskulaturen mer utvilad efter försöket eftersom amplituden har sjunkit. Detta resultat kan bero att temperaturen i muskeln har stigit.

Resultaten från uthållighetsförsöken visar vid amplitudanalysen att amplituden för mediala hamstrings har ökat. Inget signifikant samband finns som visar att amplituden för laterala hamstrings har minskat. Detta resultat erhöles vid amplitudanalysen av de submaximala kontraktionerna för försöken.

En förklaring till skillnaden mellan resultaten kan vara att den betraktade muskeln vid de submaximala försöken redan hunnit återhämta sig. En annan förklaring kan vara att vid förhöjd temperatur i muskulaturen ökar EMG amplituden.

De flesta fp har angett att smärta och obehag i låren fått dem att avbryta uthållighetsförsöken. Signalnivåerna vid dessa försök har i de flesta fallen varit mycket låga. Detta tyder på att det är andra strukturer som tar upp belastningen, såväl i ryggen som i låren.

Resultaten från submaximala försöken kan jämföras med vad fp angav som begränsande smärta/obehag vid uthållighetsförsöken. I 6 av 8 fall angav fp smärta från hamstringmuskulaturen som orsak till att de avbröt försöket. I 1 fall av 8 angavs lårens framsida som skäl och i 1 fall av 8 ryggen. Här finns alltså en motsägelse mellan subjektiv fp-skattning och resultat erhållna av EMG-analyser. Det kan med bakgrund av ovanstående diskuteras om de senare är tillförlitliga i denna försökssituation.

4.4.2 Frekvensanalys

Genom att jämföra frekvensanalyser genomförda med Fast Fourier Transform (FFT) och Zero-Crossing metoderna kan man se om signalnivån är tillräckligt stor. Om det framtagna resultatet skiljer sig för de två metoderna är nivån för låg och frekvensanalysen ej tillförlitlig.

Metod och material

Ett dataprogram, som bygger på FFT- och Zero-Crossinganalys (M. Ericson 1990) har använts.

Signalerna har spelats in så som beskrivs i 4.2. Därefter har analysen gjorts på dator. Analyser har gjorts av data erhållna dels från uthållighetsförsöken, dels från de submaximala försöken före och efter.

Materialet har utgjorts av fp som ingick i studien, se 4.2.

Resultat

Jämförelsen mellan de två frekvensanalysmetoderna visade att signalnivån under de två uthållighetsförsöken var för låg för att kunna analyseras.

Analysen av de submaximala kontraktionerna gav följande resultat: I ca 60 % av fallen var frekvensen lägre efter försöket än före. I 15 av 28 fall sjönk den för hamstringsmuskulaturen och i 17 av 28 fall sjönk den för ryggsträckarmuskulaturen. Sänkningen är ej signifikant.

Diskussion

Varken för frekvensen eller amplituden har det signifikant kunnat visas några trötthetseffekter i rygg- eller hamstringsmuskulaturen för uthållighetsförsöken i kraftigt framåtböjd arbetsställning.

Resultatet stärker antagandet att det inte är muskulaturen som tar upp belastningen utan andra strukturer då den yttre belastningen är låg och arbetsställningen dålig.

En annan förklaring till de funna resultaten skulle kunna vara att temperaturen i muskelvävnaden har stigit så pass mycket under försöket att temperaturhöjningen påverkar resultatet. Det är ju enligt tidigare känt att temperaturen i en muskel stiger vid ansträngning och att detta påverkar ledningshastigheten.

4.5 Fältförsök

Metod och material

Armerarna fick utföra armeringssimuleringsförsöket på liknande sätt som beskrivits i avsnitt 4.2. Skillnaderna mellan försöken i laboratoriet var att EMG-registreringar inte gjordes på armerarna och att försöken gjordes i en byggbod vid deras arbetsplats och videofilmades.

Fyra armerare, i ålderna 18–63 år med 1 – 20 års erfarenhet i branschen ingick i studien.

Armerarna valdes ut på en byggarbetsplats i Stockholmsområdet. Antropometriska data (vikt och längd) noterades, liksom ålder, antal år i yrket och tidigare besvär.

Resultat, fältförsök

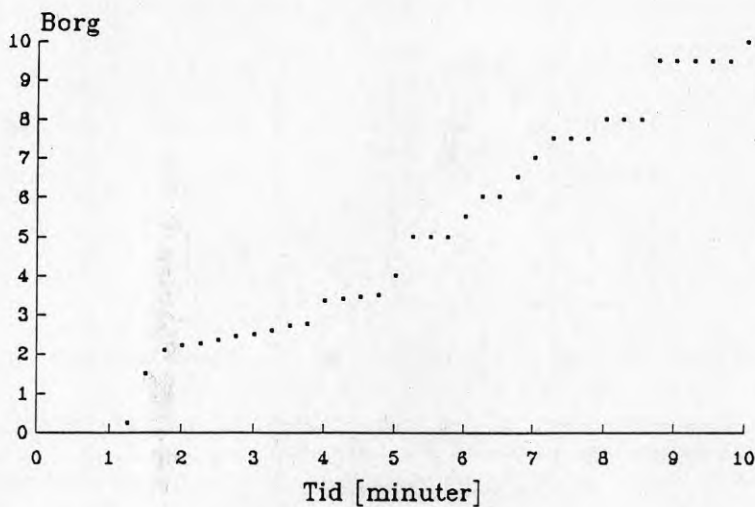
I bilaga 1 finns tabell E som visar uthållighetstiden, återhämtningstiden samt var det begränsande obehaget/smärtan var lokaliserad. Medianvärden, medelvärden och variationsintervall anges.

Begränsande faktorer

Armerarna angav att smärta/obehag från låren och vaderna var orsaken till att de avbröt försöket.

Smärtutveckling

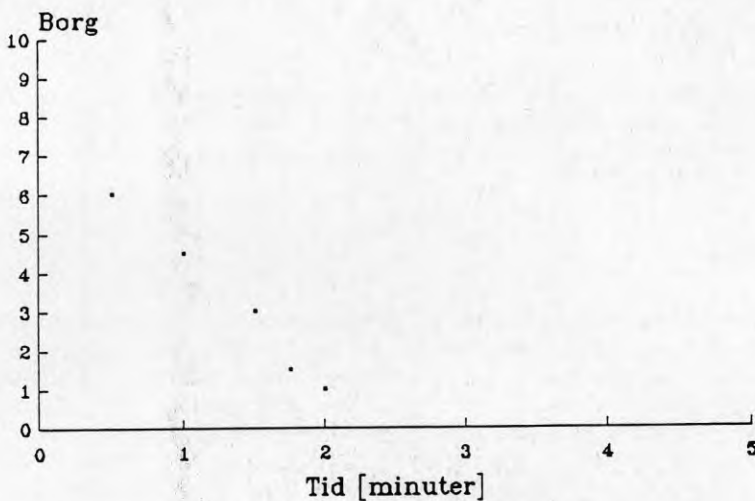
Figur 26 visar sambandet mellan tid för belastning och smärta/obehag skattad med Borgs skala. Medianvärden anges.



Figur 26: Smärtutveckling under armeringssimulering, armerare.

Återhämtning

Armerarnas återhämtningstid varierade mellan 1.00 min och 2.15 min. Medelvärde 1.45 min, median 1.52 min. Hur de skattade smärtan/obehaget under denna tid framgår ur figur 27.



Figur 27: Återhämtning efter armeringssimulering, armerare.

4.6 Jämförande studie av lab- och fältförsök

En jämförelse har gjorts av resultaten från laboratorieförsöken med fp och fältförsöken med armerare för armeringssimuleringsstudierna.

Tabell 3 visar uthållighets- och återhämtningstiden för fp i lab och armerarna.

	FÖRSÖKSPERSONER		ARMERARE	
	MAX TID (min.sek)	ÅTERHÄMT- NINGSTID (min.sek)	MAX TID (min.sek)	ÅTERHÄMT- NINGSTID (min.sek)
Medelvärde	6.56	4.06	10.10	1.45
Median	4.30	2.45	10.02	1.52
Variationsintervall	(2.45 , 18.30)	(1.15 , 13.00)	8.07 , 12.30)	(1.00 , 2.15)

Tabell 3: Jämförelse mellan fp och armerares uthållighets- och återhämtningstider.

För detta försök gäller att armerarnas uthållighetstid i medel var 47% längre än försökspersonernas. Armerarnas återhämtningstid var endast 43 % av fp's återhämtningstid. Spridningen hos armerarna är mindre vid belastning och återhämtning.

En jämförelse av begränsande faktorer visar armerarna endast anger vad och lår, medan bland fp 2 av 8 anger ryggen och de övriga 6 vad och lår.

4.7 Diskussion och slutsatser

Begränsande för arbetsförmågan i de i detta kapitel redovisade arbetsställningarna var i de flesta fallen smärta/obehag från lår- och ryggmuskulaturen. Vid upprepad belastning efter 3 minuters vila var uthållighetstiden i de allra flesta fallen kortare än vid den första belastningen. Däremot märks ingen större skillnad vid återhämtningen, förutom att fp skattar nivån något högre under den andra vilan.

Vid försöken med 10 kg belastning i kraftigt framåtböjt läge var uthålligheten längre än vid armeringssimuleringen. Orsaken till detta är troligen att vid armeringssimuleringsförsöken var fp tvungna att böja sig ner till fotnivå, vilket inte var fallet vid 10 kg försöket.

Motivation

Armerarna var mer motiverade än försökspersonerna på försökslaboratoriet. Personerna som ingick i försöken ville alla visa sig så uthålliga som möjligt. De som gjorde försöket senare hade fått reda på arbetskamraternas maximala uthållighetstid. Detta bidrog till att öka deras motivation ytterligare. Scherrer et al (1960), Monod sid 54-55, visade i en studie att tävling mellan individer och vetskapen om andras resultat medförde att den kritiska styrkan ökade. Liknande resultat erhöll Nelson (se Clarke 1966), Monod sid 69, som visade att vetskapen om andras resultat medförde att det utförda arbetet blev större.

Arbetsträning

Skillnaden i uthållighets- och återhämtningstid samt spridning mellan armerare och fp är mycket intressant. Armerarna som har mångårig yrkeserfarenhet och vana av att arbeta i arbetsställningar som påminner om försöksställningen hade nästan 50 % (47 %) längre uthållighetstid än de för uppgiften otränade fp. Spridningen mellan armerarnas tider var mindre än fp's och armerarnas återhämtningstid var i medel mindre än hälften av fp's. Detta visar på hur stor betydelse arbetsträning har. Armerarna tränas i arbetet och kan efter en tids vana arbeta längre. En annan aspekt är att de armerare som inte klarar av arbetet i denna påfrestande arbetsställning slutar, det vill säga det sker en selektion av arbetare. På Nordiska Ergonomisällskapets Konferens, NES-konferensen i Kiruna, 1990, redovisade Li Wikström resultat som pekade på samma sak. Noviser som inte var vana vid att använda plåtsax hade ett sämre resultat än professionella plåtslagare, bland annat fick de ont i handen då de använde plåtsax.

Kraft efter/före

Kroll (1967), Monod sid 49, visade att personer med låg styrka före belastning hade större styrka efteråt. En förklaring till detta kan vara att cirkulationen blivit bättre och en förbättring av synkroniseringen av de motoriska enheterna. Detta kan vara en förklaring på att en del fp's kvot av styrkan efter/före är större än ett.

Resultatet visar att personerna som genomfört försöken inte klarar av att arbeta i försöksställningarna mer än ungefär 6-7 minuter. Belastningen på grund av kroppssegmentens egentyngd och kroppsställning samt den statiska arbetsställningen bidrar till att minska uthållighetstiden.

Frågeställningarna som uppställts i 4.1 har legat till grund för de här redovisade resultaten.

* Tidsförloppet för hur smärta utvecklas vid utförda försök kan delvis ses i figurerna 17, 18, 21, 22 och 26. Det finns även material som visar hur mycket olika strukturer bidrar med till smärtan/obehaget under försöken. Ur de här nämnda figurerna framgår endast den högsta nivån vid varje "frågetillfälle". I tabellerna i bilaga 1 framgår endast nivån på de strukturer som begränsade arbetsförmågan vid dessa försök.

* Fp har i de flesta fallen angett att besvär i lår- och ryggmuskulaturen varit begränsande för arbetsförmågan i denna arbetsställning. EMG-mätningar på hamstringsmuskulaturen - lateralt och medialt - har dock visat att aktiviteten i denna muskulatur för de flesta fp varit mycket låg under dessa försök. Passiv muskelbelastning kan vara en förklaring på detta.

* De återhämtningsintervall som studerats har varit dels 3 minuter, dels en situation med total återhämtning före försöken. Det framgår ur resultattabellerna att ett relativt kort återhämtningsintervall ger kortare uthållighetstid.

En annan frågeställning är hur man ska bygga upp en förfinad modell av Ergo-Index när det visar sig att för uppgiften tränade personer har längre uthållighet än försökspersoner som är noviser på området. Det faktum att personer, tränade för uppgiften, klarar sig bättre, komplicerar detta arbete.

Variationen i resultaten vid olika försökstillfällen är relativt stora. Bland de faktorer som påverkar detta kan nämnas trötthet, motivation och sinnesstämning. En modell måste därför bli relativt generell. Det går inte att utveckla en modell som är skraddar-

sydd och giltig i alla lägen. Detta är i och för sig inget nytt, men förtjänar att påpekas igen.

5. Arbete i statisk kroppsställning i ögonhöjd med låg yttre belastning

5.1 Målsättning

För att få underlag för att förfinas den befintliga Ergo-Index modellen så att den ger tillförlitligare värden då den yttre belastningen är liten men arbetsställningen dålig, studeras arbete i dåliga arbetsställningar. Arbete med ryggen kraftigt framåtböjd, som beskrevs i föregående kapitel, är ett sådant exempel. Ett annat typiskt arbetsmoment där arbetsställningen är dålig är arbete med en eller två armar över axelhöjd. Ofta är den pålagda yttre belastningen i dessa situationer låg. Därför studeras en sådan arbetsställning. I försökssituationen görs försök med arbete i ögonhöjd med en hand vid olika belastningar.

Frågeställningarna vid denna delstudie har varit:

- * Vad begränsar arbetsförmågan vid undersökta arbetsställningar?
- * Går det att finna ett samband mellan uttrötning, belastning och återhämtning?
- * Hur påverkar olika periodtider och pulsfaktorer dessa faktorer?

För definitioner av pulsfaktor och periodtid, se kap 5.4.

5.2 Belastning i ögonhöjd.

Standardiserade försök har utförts med arbete i ögonhöjd. Det har varit av intresse att studera hur kroppen reagerar på olika belastningar.

De försök som utförts är:

- * Uthållighetsförsök för 5 olika belastningsfall
- * Repetitiva uthållighetsförsök för 2 av belastningsfallen
- * Cykliska försök för olika pulsfaktorer.

Under denna rubrik beskrivs uthållighetsförsöken och den generella metodiken för denna delstudie. De repetitiva uthållighetsförsöken och de cykliska beskrivs under var sitt underkapitel.

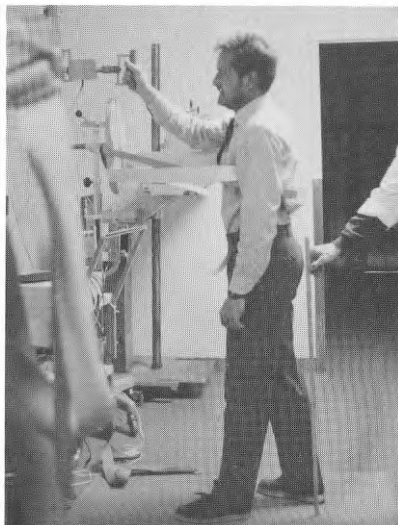
Metod och material

Fp har stått i en arbetsställning som visas i figur 20. Ett stöd för ryggen har använts för att få fp att använda hand-arm-axel och inte ryggen som tryckkraft. Detta har varit ett led i standardiseringen. Fp har med en hand hanterat ett handtag som varit placerat i ögonhöjd symmetriskt framför kroppen på 50 cm's avstånd från axelleden. Handtaget har varit reglerbart i höjd för att kunna anpassas till de olika fp's ögonhöjd. Det har varit fastsatt på en stång via en givarplatta. Denna har varit försedd med givare som indirekt registrerat utövad kraft i horisontalled. Ett visarinstrument har varit kopplat till denna utrustning. Fp har själv kontinuerligt kunnat avläsa vilken tryckkraft handtaget utsatts för.

Fp har stått med fötterna placerade som figur 28 visar, med en fot framför och en bakom en linje i frontalplanet. Avståndet mellan fötterna har varit en fotlängd.

Metoden har varit att låta fp hantera handtaget med olika belastning. I en del försök har fp's handled belastats med en 50 N tyngd, i en del försök inte. Fp har utövats ett frut-

bestämt tryck på handtaget så länge som möjligt. Var 15:e sekund har fp skattat hur stor smärtan/obehaget varit och var den varit lokaliserad. Detta har gjorts m.h.a. Borgs skattningsskala.



Figur 28: Försöksupställningen.

Efter avslutat försök har fp på motsvarande sätt skattat smärtan/obehaget var 30:e sekund till den tidpunkt då fp upplevt att han skulle börja arbeta igen om försöket var ett arbete.

Före och efter försöken har fp's maximala styrka vid hand- och armtryck i försöksställningen testats. Detta har gjorts för att se om fp blivit svagare under försöket och för att se om man på detta sätt kan konstatera trötthet. Medelvärden har beräknats för tidsavsnitt på 2 sekunder under 5-6 sekunder långa viljemässigt maximala kontraktioner (MVC) m.h.a. datorkraft.

Då handleden belastats med en 5 kg's vikt, betecknas detta hädanefter med 50 N y-led. Den horisontella tryckkraften betecknas t.ex 50 N x-led.

De olika belastningsfallen har varit:

50 N y-led, 50 N x-led

50 N x-led

100 N x-led

5 N x-led

0 N x-led (fp har hållit upp handen i ovan beskrivna ställning)

Materialet har utgjorts av samma 8 fp som ingått i studien för arbete med ryggen i ytterläge, se kap.4.2.

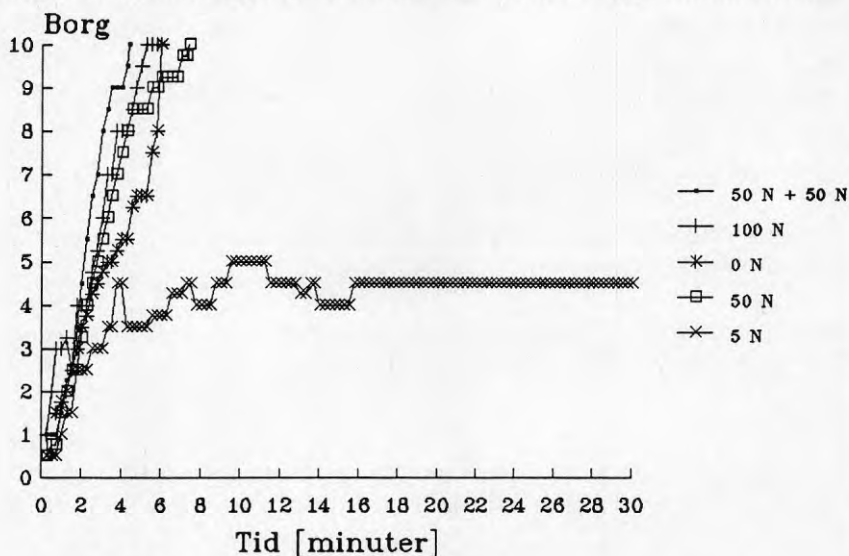
Resultat

Resultatet med medianvärdena i gruppen redovisas. De fem olika uthållighetsförsöken har inte samma rangordning vad gäller uthållighetstid för de olika fp. Dvs att i serien av försöken har en fp kortast uthållighetstid för en belastningssituation, medan en annan fp har kortast uthållighet i en annan.

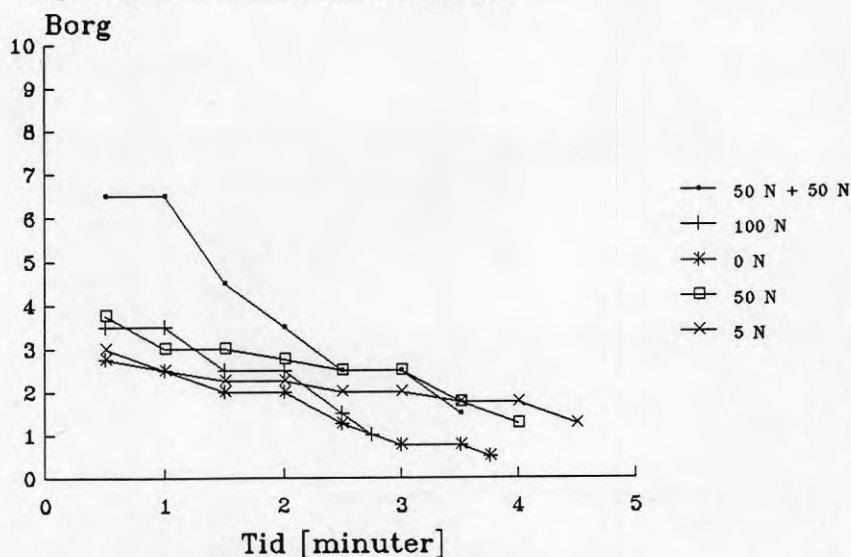
I bilaga 3 finns tabell G som visar medianvärdes-resultatet från de fem olika belastningsfallen för borrsimuleringsförsöken samt även för de två repetitiva försöken. Ur tabellen kan utläsas den maximala tryckkraften före och efter försöken samt kvoten efter/före, uthållighetstiden, hur fp skattade smärtnivån vid försökets slut samt vad som var begränsande för förmågan att fortsätta. Vidare framgår också den återhämtningstid som fp angav behövdes för att de skulle börja arbeta igen. Även nivån för smärtan/obehaget vid denna tidpunkt framgår ur tabellen.

Vid försöket med 5 N belastning i x-led avbröts försöket efter 30 minuter. Fp angav att han skulle kunna fortsätta ytterligare en lång tid.

Figur 29 nedan visar hur median-fp skattade smärtutvecklingen under de fem olika uthållighetsförsöken och figur 30 visar den skattade återhämtningen efter försöken.



Figur 29: Smärtutveckling under borrsimuleringsförsök.



Figur 30: Återhämtning efter borrsimuleringsförsök.

5.3 Repetitiv belastning

Metod och material

Repetitiva uthållighetsförsök har gjorts för :
 50 N y-led, 50 N x-led
 50 N x-led

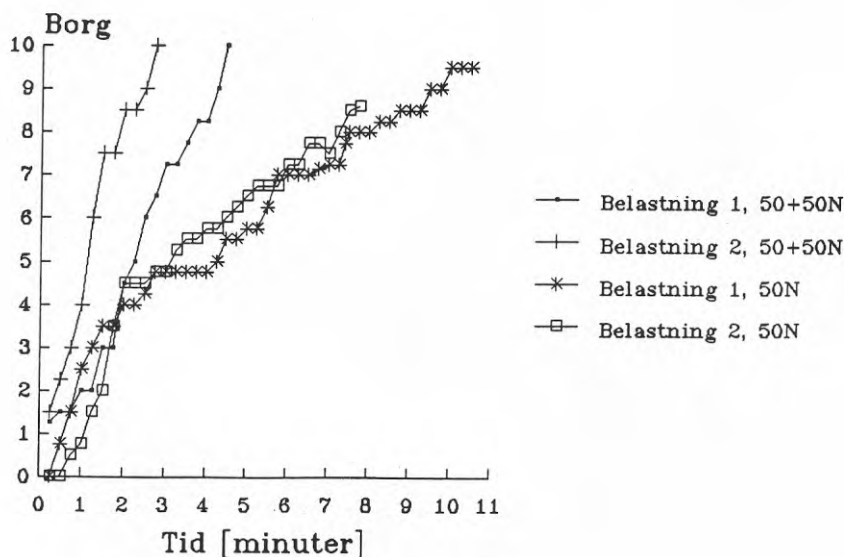
Metoden har skiljt sig från den i 5.2 beskrivna genom att fp efter avslutat uthållighetsförsök fått vila i 3 minuter. Därefter har ett nytt uthållighetsförsök genomförts. Därefter har fp fått vila och skatta smärtan/obehaget var 30:e sekund till den tidpunkt då de skulle börja arbeta igen, om detta var arbetet. Även under 3-minutersvilan har fp skattat smärtan/obehaget var 30:e sekund. Efter uthållighetsförsök 2 har test av den maximala styrkan utförts.

Materialet har utgjorts av samma fp som i försöken beskrivna i kap 5.2.

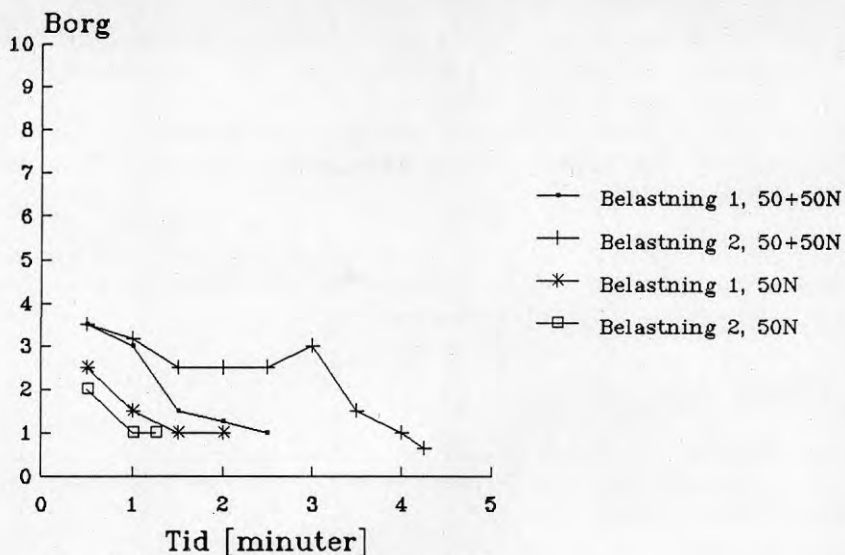
Resultat

I bilaga 3 i tabell G (de två sista raderna) finns tabeller och figurer för resultaten för medianvärden från de repetitiva försöken.

Figur 31 nedan visar hur median-fp skattar smärtutvecklingen under försöket och figur 32 visar skattningen av återhämtningen efter försöken.



Figur 31: Smärtutveckling vid repetitiv borrsimulering.



Figur 32: Återhämtning efter repetitiv borrsimulering.

Förändring av max kraft

Vid försöken "borrsimulering" mäts den maximala tryckkraften i ögonhöjd i försöksställning, före och efter försöket.

I 83% av försöken minskar den maximala tryckkraften (75% vid repetitiva försök, 88% vid icke repetitiva).

Begränsande obehag

Vid försöken då fp håller upp handen i försöksställningen får samtliga fp smärtor i deltamuskeln som begränsar förmågan att fortsätta.

Vid de övriga försöken anger flertalet fp att smärta/obehag från tricepsmuskulaturen i överarmen begränsar arbetsförmågan.

I bilaga 4 finns en tabell där begränsande faktorer framgår, dels för de här redovisade borrsimuleringsförsöken, dels för de försöken som redovisats i kap 4.

5.4 Cyklisk belastning

Metod och material

Metoden för försöken liknar den som beskrivits under 5.2. Skillnaden är att i denna försöksserie har belastningen skett periodiskt. Belastningen har avbrutits och pålagts vid givna tidpunkter.

Den konstanta periodtiden T_0 , kan delas upp i den tid T_1 som muskulaturen är kontraherad och den tid T_2 som den är i vila. Dvs $T_0 = T_1 + T_2$. Pulsfaktorn K anger hur stor del av periodtiden som utgörs av kontraktionstid, dvs $K = T_1 / T_0$. I denna studie har periodtiden har utgjorts av 1/5 av den maximala uthållighetstiden för respektive fp.

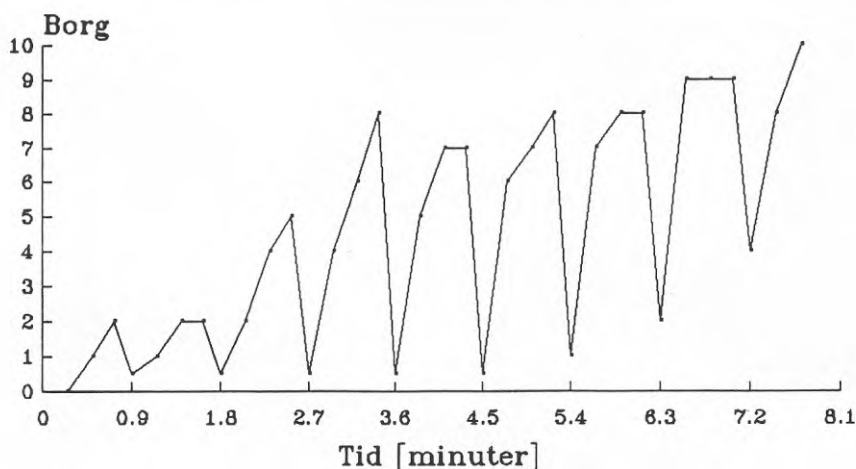
Pulsfaktorn har varit 0,8 T resp. 0,5 T. Detta innebär att fp i det förra fallet arbetat 80 % av periodtiden och i det senare 50 % av den.

Fp har avbrutit försöken när smärtan/obehaget blivit för starkt för dem eller då försöksledaren avbrutit försöket efter ett stort antal cykler eftersom smärtutvecklingen skett mycket långsamt.

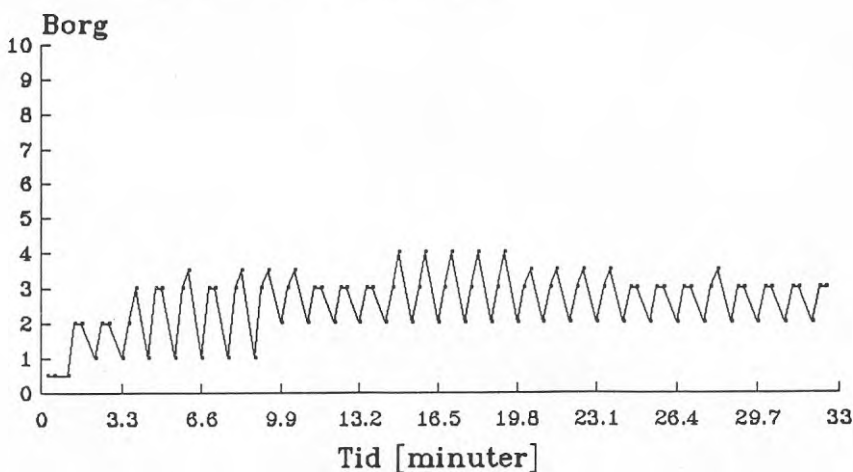
Materialet har utgjorts av 5 av de 8 fp som deltog i de övriga borrsimuleringsförsöken. Belastningen har utgjorts av 50 N + 50 N, dvs tryckkraft i horisontell led och påhängd vikt på handleden som tidigare i uthållighetsförsöken.

Resultat

Figur 33 och 34 visar skattningen under cykliska borrsimuleringsförsök, med puls faktorerna 0,8 T respektive 0,5 T. I figurerna redovisas medianpersonens skattning i respektive försök.



Figur 33: Cyklisk borrsimulering med puls faktorn 0,8 T.



Figur 34: Cyklisk borrsimulering med puls faktorn 0,5 T.

Jämför man dessa två figurer ser man att då pulsfaktorn är 0,8 T sker efter ett par cykler en ökning av smärtan/obehaget och efter cirka 8 minuter avbryter fp försöket på grund av smärtan/obehaget. Är pulsfaktorn istället 0,5 T kan fp utföra 30 cykler under en totaltid av 33 minuter utan att känna starkt obehag/smärta. Fp hade i detta fall kunnat fortsätta ännu en relativt lång tid.

5.5 Diskussion

Ju lägre den yttre belastningen är, desto längre är uthållighetstiden. Vid 50 N x-led belastning är hålltiden 49 % längre än vid 100 N belastning i x-led.

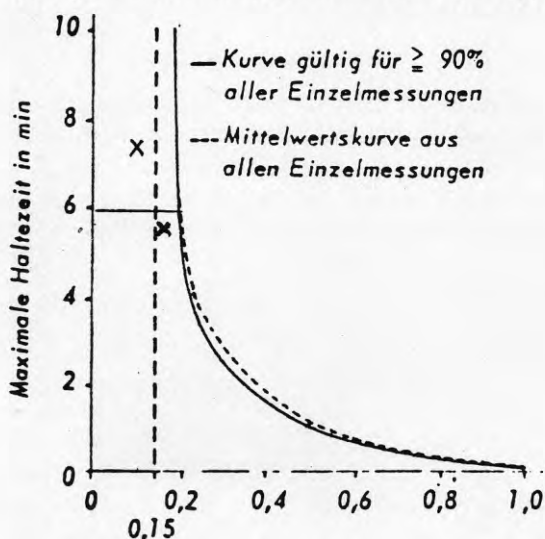
Vid 50N belastning i x-led är uthållighetstiden 35 % längre än vid belastning 50 N y-led, 50 N x-led.

Den maximala tryckkraften i horisontell led före försöken var i medel 511 N både då handleden var belastad med 50 N och då den inte var det. Det approximeras här att belastningen 50 N y-led, 50 N x-led utgör ca 10 % av max. De horisontella tryckkrafterna under försöken i medel motsvarar följande antal % av max.:

5 N	motsvarar	1 % av max
50 N	motsvarar	10 % av max
100 N	motsvarar	21 % av max

Pulsfaktorn vid arbetscykler är av betydelse för om och hur snabbt trötthet och obehag/smärta utvecklas i muskulaturen.

Uthållighetstiden är kortare vid en andra belastning än vid den första, då muskeln vid försökets början varit utvilad. Detta resultat var inte oväntat och stämmer väl överens med Müllers (1935) resultat att uthålligheten blir kortare vid upprepat statistiskt arbete.



Figur 35: Jämförelse mellan försöksresultat och Rohmerts kurva för uthållighetstid som funktion av belastningen i % av max. x anger resultatet från borrhälsningsförsöken.

Studeras uthållighetstiderna för de tre likartade belastningssituationerna 100 N, 50 N och 5 N belastning i x-led, där storleken av utövad kraft varierar men försöken annars

är identiska. Ju mindre belastningen är, desto längre är uthållighetstiden. Uthållighetstiderna 5,67, 7,42 respektive över 30 minuter avviker från den teoretiska kurvan.

Vid belastning med 50 N i både x- och y-led är uthållighetstiden kortare. Här används andra muskler och belastningens kraftkomponent har komponenter i både x- och y-led.

Vid 0 N belastning är uthållighetstiden relativt kort. Orsaken till detta är att man måste hålla upp handen och armen 50 cm framför kroppen. Detta leder till att belastningen (momentet) på grund av dessa kroppssegments tyngd på skuldran utgör ungefär 14 % av skuldrans maximala belastning. I detta belastningsfall kan man inte som i de övriga fallen avlasta armens och handens tyngd genom att få stöd av handtaget, eftersom man håller handen fritt framför sig.

Den nya belastningsmodellen och återhämtningsmodellen utvecklas bl a. med kunskap och erfarenheter som erhållits ur denna delstudie.

5.6 Slutsatser

Vid 5 N tryckkraft avlastas kroppen på liknande sätt som när man står och lutar sig mot en stolpe. Detta förklarar den långa uthållighetstiden – över 30 minuter i medianvärde.

Det är lättare att bara trycka med en kraft i horisontell led än att ha en kombinerad belastning där man både trycker med och håller upp lika stor kraft. Under återhämtning är smärt-/obehagsnivån till en början högre efter en sådan kombinerad belastning.

Det är något lättare att bara hålla upp handen i ögonhöjd än att i samma ställning utöva en tryckkraft som är 100 N. Dock är det lättare att trycka med 50 N än att hålla upp handen, varav slutsatsen dras att hålla upp handen är ungefär lika ansträngande som att trycka med 80 N.

Uthållighetstiden är mindre vid upprepad belastning. Däremot är det inte lika klart att återhämtningen blir längre efter ett par upprepade belastningar.

Vid cykliska belastningar är den totala uthållighetstiden längre om pulsfaktorn är lägre än om den är hög, det vill säga om en större del av periodtiden utgörs av vila.

6 Belastning orsakad av kroppsegmentens egen- tyngd

Belastning orsakad av kroppsegmentens egentygnd utgör en del av den totala belastningen. Vid utsträckning av armen rakt åt sidan, då ingen yttre belastning läggs på armen-handen, utgör belastningen på muskulaturen runt axeln som orsakas av armens och handens egentygnd ca 15 % av den maximala kraft som kan utvecklas i denna ställning.

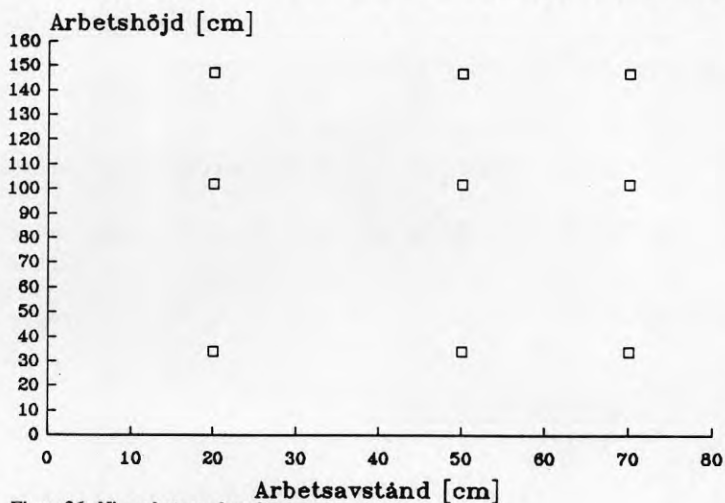
Då den yttre belastningen är stor utgör den endogena belastningen endast en liten del av den totala belastningen och kan försummas. Detta görs i Ergo-Index 1. Då den yttre belastningen är relativt låg, men arbetsställningen dålig kan belastningen orsakad av kroppsegmentens egentygnd utgöra en stor del av den maximala belastning man klarar av i denna arbetsställning. I dessa fall kan man inte försumma den endogena belastningen, utan den bör inkluderas i belastningsmodellen.

I detta projekt studeras moment orsakade av kroppsegmentens egentygnd.

6.1 Metod och material

Det har antagits att befolkningen är normalfördelad och beräkningarna har gjorts på "50 % - människor", dvs de som är medelstarka av den manliga befolkningen. Man kan stå på flera olika sätt för att arbeta med händerna i en arbetsställning. Till exempel vid arbete på låg höjd kan man böja på knäna medan ryggen är rak, böja på ryggen medan knäna är raka eller böja något på både knän och rygg. Belastningen på kroppens olika strukturer blir olika beroende på vilken arbetsställning man väljer. Oftast står man i den arbetsställning som är bekvämast, så kallad preferred posture. Den bekvämate ställningen för en arbetspunkt varierar mellan individer. Så föredrar en person med knäproblem att hellre ta upp belastningen med ryggen än med knäna. För att få en uppfattning om de bekvämate, eller mest naturliga kroppsställningarna för en "50 % människa" är i ett antal arbetspunkter gjordes följande.

På en vägg markerades nio punkter på tre höjder från golvet och tre avstånd från ank-larna. En frisk person, representativ för "50 % män", fick stå i nollpunkten, se figur 36,



Figur 36: Nio arbetspunkter i rummet.

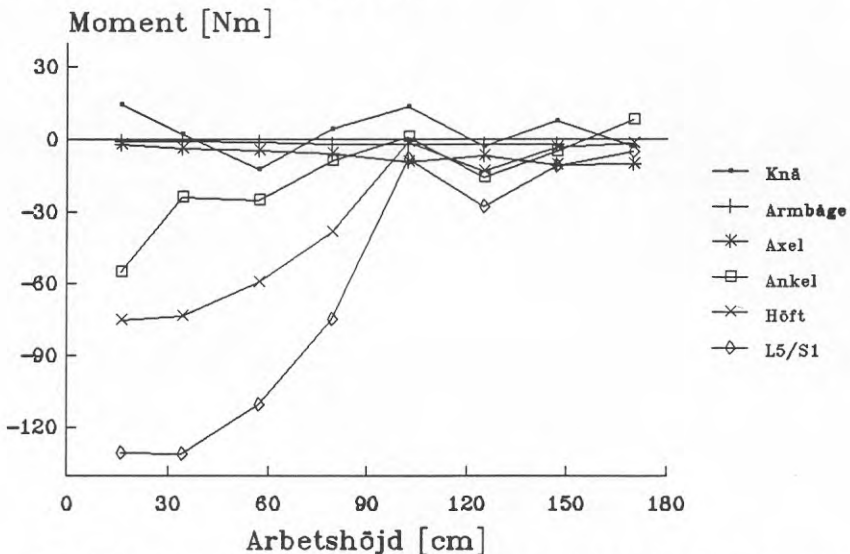
och hålla upp händerna i en av de markerade arbetspositionerna. Personen fick stå i den kroppsställning han föredrog. Med vinkelmätare mättes följande kroppsvinklar upp; armbågs-, skulder-, bål-, knä- och ankelvinkel och värdena noterades. Detta gjordes för alla nio arbetspunkter. Vinkelvärdena användes som indata vid biomekaniska beräkningarna av moment på lederna.

Biomekaniska beräkningar av moment har genomförts på armbåge, axel, L5/S1, höft, knä och ankel, för ett antal arbetsställningar. Beräkningarna har gjorts för 9 arbetsavstånd (10–80 cm) kombinerade med 8 arbetshöjder (15–170 cm). Även den horisontella och vertikala kraften för ovan nämnda strukturer har beräknats.

En jämförelse görs mellan de på så sätt erhållna belastningarna och de belastningar som enligt litteraturen är maximalt möjliga för de olika arbetsställningarna. Detta ger som resultat hur stor andel av den totala belastningen som utgörs av belastning p.g.a. kroppsgentens egentygnd.

6.2 Resultat

Som ett exempel på hur belastningen varierar med arbetshöjden ges i figur 37. Här anges hur momentet på armbåge, axel, ländrygg, höft, knä och ankel varierar för olika arbetshöjder då arbetsavståndet är 50 cm.



Figur 37: Hur momentet på olika leder varierar för olika arbetshöjder på arbetsavståndet 50 cm.

I bilaga 6 finns tabeller som anger hur stor del av det totala styrkemomentet som momentet orsakat av kroppssegmentens egentygnd utgör och i bilaga 7 finns tabeller som anger hur stor del av momentet vid 9 arbetsställningar med maximala lyft, tryck- och dragbelastningar enligt Chaffindigram som orsakas av kroppssegmentens egentygnd.

7. Trötthetsanalys

7.1 Målsättning

Målsättningen med denna studie är att bestämma hur muskler uttrötts under belastning då den yttre belastningen är låg och hur de återhämtar sig efter belastning. I tidigare studier (bl.a. Örtengren et al.) har EMG-teknik använts för att ta fram sådana modeller. Genom att studera hur centerfrekvensen i EMG's effekttäthetsspektrum ändras kan man bestämma ekvationer som beskriver både uttröttning och återhämtning hos den studerade muskeln.

Då muskulaturen trötts, ändras ledningshastigheten i muskulaturen – den sjunker. Det är möjligt att få en uppfattning om hur den ändras genom att studera hur effektspektrums centerfrekvenser ändras, eftersom centerfrekvensen är proportionell mot ledningshastigheten. Målet med denna del av studien är att bestämma konstanterna i ekvationerna för uttröttning och återhämtning.

Olika muskler kan ha olika uttröttningskaraktäristik, varför även detta studeras. Frågeställningarna har varit:

- * Hur ser ekvationerna för uttröttning ut?
- * Hur ser ekvationerna för återhämtning ut?
- * Har olika muskler olika uttröttningskaraktäristik?
- * Finns det något samband mellan de strukturer som fp anger vara begränsande och resultaten från EMG-analysen?

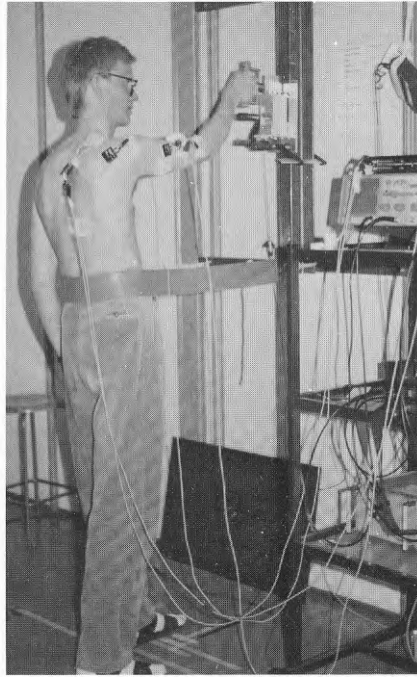
7.2 Metod och material

Laboratorieförsök har genomförts vid Linköpings Tekniska Högskola, institutionen för Industriell Ergonomi.

8 fp i åldrarna 25 – 39 år har deltagit i denna studie. De har valts ut bland universitetets studerande samt en anställd vid institutionen. Antropometriska data (vikt och längd) noterades, så även ålder, tidigare besvär, allmänkondition och vänster- eller högerhänthet.

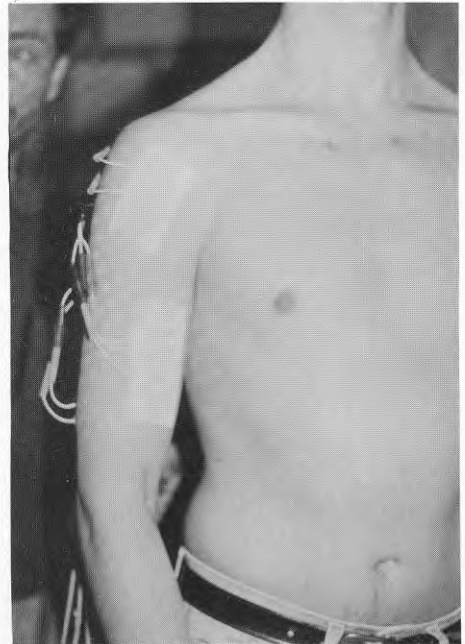
Varje fp har deltagit i fyra olika försök. Försökssituationen har i stort sett varit densamma som vid försöken beskrivna i kapitel 5. Arbetet har bestått av att trycka med en bestämd kraft på ett handtag som varit placerat i ögonhöjd och ca 50 cm framför axelleden. Fp har stått med en fot framför och en bakom en linje 54 cm ifrån handtaget. Avståndet mellan fötterna har varit en fotlängd. Ett brett band har använts som stöd för ryggen för att få fp att använda hand-arm-axel och inte ryggen som tryckkraft, se figur 38 för försökupställningen. Bakom handtaget har en givare varit fastsatt och fp har på ett visarinstrument kunnat avläsa vilken kraft han tryckt med.

För att registrera EMG-signalerna har hudelektroder (engångs blue sensor från Medicotest) placerats på följande fyra muskler; biceps, deltoideus, triceps och trapezius. Elektroderna fästes på fp's dominerande sida. Elektroderna placerades på cc-avståndet 2 cm. Applikationsställena har tvättats med sprit, rakats med hyvel och slipats med fint sandpapper. Hudmotståndet som uppmätts har ej överstigit 1 k Ω .



Figur 38: Försöksupställningen

På Biceps placerades elektroderna på linjen mellan senan vid armbågen och muskelns medellinje, ca 8 cm nedifrån på denna linje. På Deltoideus placerades elektroderna i mitten av linjen mellan Processus Coracoideus och nedre kanten av muskeln. På Trapeziusmuskeln fästes elektroderna på mitten av linjen mellan 7:e halskotan och Acromionkanten. På Triceps placerades elektroderna på linjen mellan bakre delen av Tri -



Figur 39 och 40: Elektrodplaceringarna.

ceps infästning och Olecranon-fästet på armbågen, 12–13 cm från Olecranon-fästet. Se figur 39 och 40.

De fyra försöken har genomförts under samma dag av fp. Orsaken till detta är att genom att låta elektroderna sitta kvar på fp under dagen, elimineras en faktor som annars påverkar resultatet – att det inte går att placera elektroderna på samma ställe.

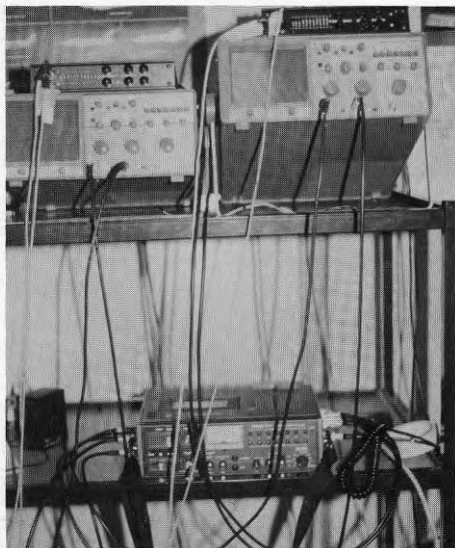
I pilotförsök registrerades även signaler från erector spinae, med detta material kunde inte användas. Dels var signalerna från erector spinae mycket små och svåra att skilja från bruset, dels slog hjärtfrekvensen igenom. De låga signalnivåerna kan förklaras av att erector spinae-muskulaturen var avslappnad på grund av avlastningen mot det stödjande bandet kring ryggen.

Före försöken har fp's maximala styrka registrerats tre gånger i snabb följd. Därefter har fp vilat ca 10 minuter. Varje försök har bestått av att under en viss tid, 2 respektive 4 minuter, trycka med en viss kraft på handtaget i horisontell led. Efter det att belastningen avbrutits har fp fått vila under 10 minuter med avbrott för ca 3 sekunder långa tryck på handtaget. Dessa korta tryck har fp utfört 10 sekunder efter avslutat försök, 20 sekunder efter försöket, 30 sek. efter försöket och därefter var 30:e sekund tills 10 minuter gått efter försöket. Sammanlagt 22 korta tryck under denna 10 minuters period.

De olika fyra belastningsfallen har varit:

- 5 N tryckkraft under 4 minuter, därefter 22 st korta tryck under 10 minuter,
- 5 N tryckkraft under 2 minuter, därefter 22 st korta tryck under 10 minuter,
- 50 N tryckkraft under 2 minuter, därefter 22 st korta tryck under 10 minuter,
- 100 N tryckkraft under 2 minuter, därefter 22 st korta tryck under 10 minuter.

Signalerna har via förförstärkare gått till förstärkare och efter detta registerats på band i bandspelare, se figur 40. Därefter har signalbehandling gjorts med ett flera dataprogram (H. Linderhed, LiTH 1989–1991). Alla centerfrekvenserna har bestämts genom 4 medelvärdesbildade 512-punkters spektra. Variationen av effektspektrums centerfrekvenser under och efter belastning har studerats och med regressionsanalys har kurvanpassning gjorts till centerfrekvensvärdena för att ur dessa kurvor bestämma tidskonstanterna.



Figur 41: En del av registreringsutrustningen vid EMG-mätningarna, LiTH.

7.3 Resultat

För uttrötning har följande ekvation ansatts

$$v(t) = v_0 * \exp(-t/\tau_f)$$

v_0 = hastigheten då muskeln är utvilad i början av försöket.

τ_f = tidskonstanten för uttrötning

För återhämtning har följande ekvation ansatts:

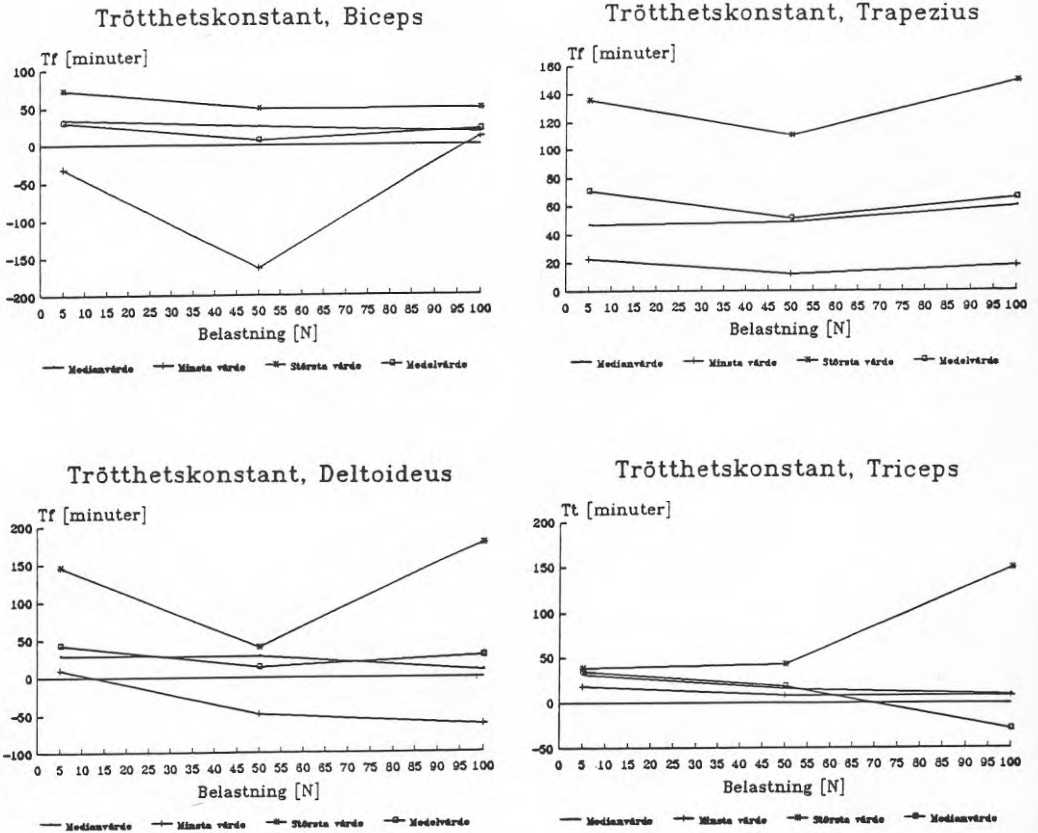
$$v(t) = v_2 + (v_1 - v_2) * \exp(-t/\tau_r)$$

v_2 = hastigheten då muskeln återhämtat sig

v_1 = hastigheten i slutet av belastningen

τ_r = tidskonstanten för återhämtning

Figur 42 och 43 visar trötthets- respektive återhämtningskonstanternas medianvärden för de 3 olika tvåminutersförsöken.

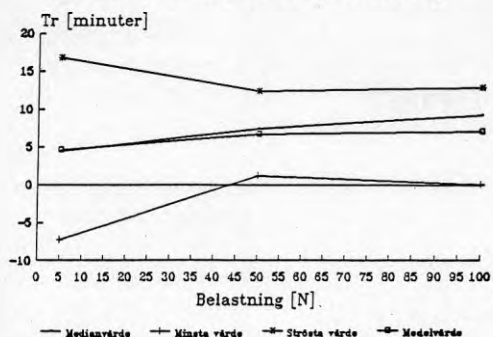


Figur 42: Trötthetstidskonstanter som funktion av belastning

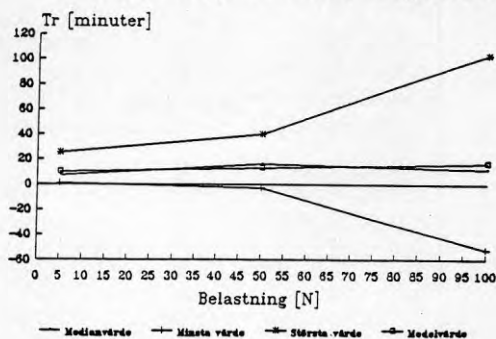
I bilaga 5 finns tabeller och figurer som visar trötthets- och återhämtningstidskonstanternas median-, medel-, största- och minsta- värden för de olika försöken.

I figur 44 nedan redovisas median-, medel-, största och minsta värdet från Borgskattningen under de fyra olika försöken.

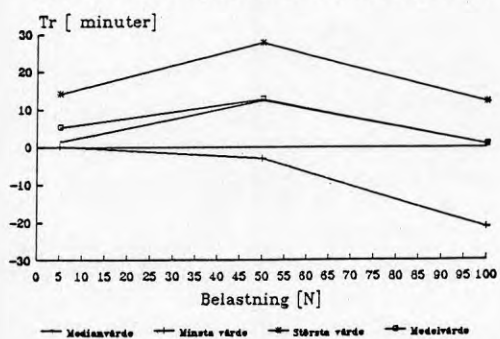
Återhämtningskonstant, Biceps



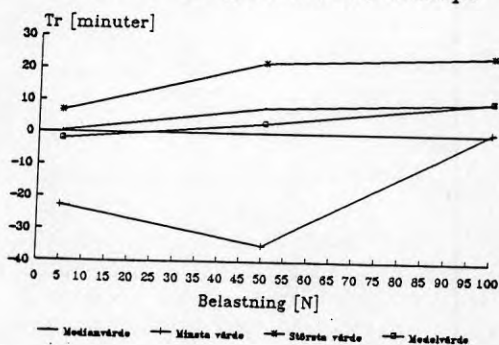
Återhämtningskonstant, Trapezius



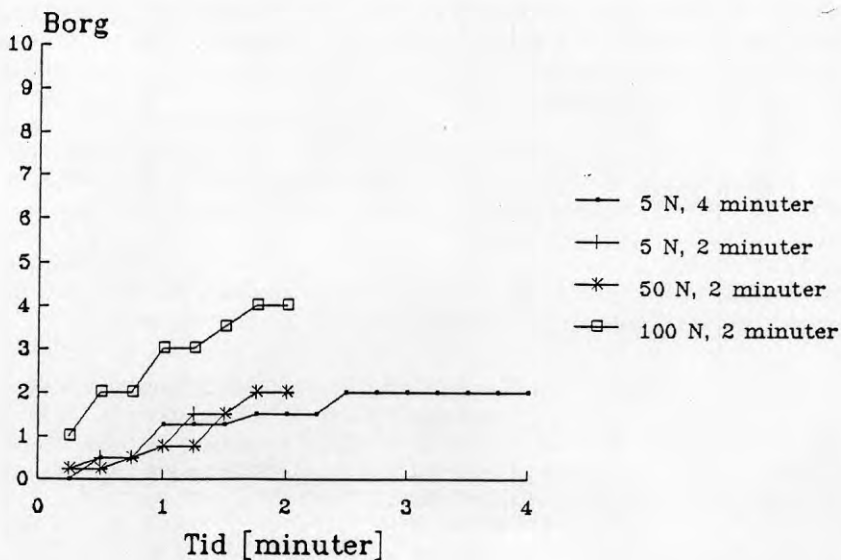
Återhämtningskonstant, Deltoideus



Återhämtningskonstant, Triceps



Figur 43: Återhämningstidskonstanter vid de olika försöksstillfällena



Figur 44: Borgskattning under försöken

7.4 Diskussion

Som tidigare beskrivits av Barcroft och Millen (1939), hämmas blodflödet genom muskeln då belastningen överstiger 10 – 20 % av den maximala förmågan. Kogi och Hakamada, (1962) visade att vid låga belastningsnivåer uppstår de subjektiva trötthetstecknen innan man kan påvisa trötthet via EMG-analys.

Jämförs resultatet med försöken i Uppsala, beskrivna i kapitel 5, ser man att de i Linköping genomförda försöken utgjorde 1, 10 respektive 21 % av Uppsalagruppens medelvärde.

Tabell 4 visar sambandet mellan medianvärdena för uthållighet i Uppsala och belastningstiden i Linköping.

Belastning [N]	Uthållighetstid i Uppsala [minuter]	Försökstid i Linköping [minuter]
5	>30	4,0
5	>30	2,0
50	7,42	2,0
100	5,67	2,0

Tabell 4: Jämförelse mellan uthållighetstid i Uppsala och belastningstid i Linköping.

Resultatet i vår studie visar mycket långa trötthetstidskonstanter som har en stor variation. Den troliga förklaringen till att trötthetskonstanterna är så stora är att belastningsnivån är så pass låg i försöken att det inte går att visa någon trötthet med EMG. Stora tidskonstanter medför ju att uttröttningskurvens lutning är liten, dvs, det tar lång tid innan man blir uttröttad. Den låga skattningen av trötthet och smärta/obehag visar också på att ingen större trötthet upplevdes av fp i försöken.

Analysen av effektspektrums centerfrekvenser under återhämtningen visar att under de korta kontraktionerna varierar centerfrekvensen mycket starkt. Detta medför en mindre bra estimering av återhämtningskonstanten. Försöksställningen var inte naturlig för fp i avseendet att det var en arbetsställning de inte var vana vid. En förklaring på variationen är att fp använde musklerna olika under de korta kontraktionerna. Eftersom fp inte var vana vid ställningen tog de antagligen också i mer än nödvändigt i en del fall, men inte i andra. Genom att träna en uppgift många gånger lär man sig att använda olika strukturer optimalt. Slutsatsen är att om fp hade haft en längre tids träning av att utföra arbetet i försöket kunde variationen av centerfrekvenserna varit mindre. Eftersom de studerade musklerna inte visade någon större trötthet i slutet av den långa belastningen, var återhämtningsbehovet ringa. Detta är en annan orsak till den stora variationen i centerfrekvens vid olika korta kontraktionerna under återhämtningen.

Utvärdering av resultatet visar på en spridning mellan försökspersonernas tidskonstanter. Denna förklaras av att elektroderna inte placerats identiskt på samma ställe för de olika fp, men beror också på de olika fp's muskelfibersammansättningar, på att olika personer använder musklerna på olika sätt samt även av träningsgraden. Dessutom varierar prestationsförmågan med dagsformen.

Vid dessa försök har olika fp haft olika ledvinklar eftersom man valt att hålla avståndet axel-handtag fixerat och därmed inte ledvinkeln – olika personer har ju olika långa kroppssegment. Detta medför att belastningssituationen varierat något, vilket också påverkat belastningsnivån i olika muskler.

Resultatet visar också att tidskonstanterna är olika för olika muskler. Flera faktorer påverkar tidskonstanterna och variationen hos dem kan förklaras av följande:

- * Muskeln arkitektur varierar. Muskelns form och fibrerna utseende är olika för olika muskler. Muskeln kan t.ex vara platt.
- * Muskelfibersammansättningen. Man skiljer huvudsakligen mellan vita och röda muskelfibrer. De röda musklerna har relativt sett mer av färgämnet myoglobin än muskler som är vita enligt Ottosson (1978). Oftast har muskler med mycket röda fibrer större uthållighet än muskler med vita fibrer. Muskler med mycket röda fibrer, som kallas långsamma, kontraherar långsammare än snabba muskler med mycket vita fibrer. De långsamma finns mest i muskler som arbetar statiskt, som t.ex i den posturala muskulaturen, medan de vita finns i muskler som gör snabba rörelser och har hög precision.
- * Kraftnivån som muskeln belastas med påverkar uttröttningskaraktäristiken.
- * Ledvinklarna. Med ändrade ledvinklar ändras momentarmarna och därmed kravet på den kraft musklerna ska utveckla. Här är längd-tensionsförhållandet av betydelse. En muskel har sin maximala styrka då den är i sin vilolängd. Med kontraktionsgraden ändras aktin-myosinfilament sammansättningen.
- * Vid vissa ledvinklar pressas musklerna mekaniskt mot kärl. Detta leder till obehag.

Skillnaderna i olika musklers tidskonstanter är intressant och beror bland annat på ovan nämnda faktorer. För modelleringen av Ergo-Index väljs dock ett konstant värde på tidskonstanten för uttrötning och ett värde för återhämtning. Denna generalisering motiveras av att en modell som tar hänsyn till många av kroppens olika musklers tidskonstanter skulle bli mycket komplicerad. Syftet med Ergo-Index modellen är ju att utveckla en modell som fungerar relativt väl och som är lättanvänd. Det senare är väsentligt för att modellen ska komma till användning i önskad utsträckning.

Det är svårt att uttala sig om sambandet mellan Fp's Borgskattning och uttröttningsgrad ur EMG-analysen. Det är uppenbart att den relativt låga skattningen och de höga tidskonstanterna speglar samma fenomen - under dessa relativt korta försök med relativt låga belastningar uppstår inte någon större trötthet

7.5 Slutsatser

Slutsatserna som dras ur denna delstudie är följande;

Belastningsnivåerna har varit för låga och belastningstiderna för korta för att man ska kunna dra några säkra slutsatser ur resultaten. Sannolikt går det inte att detektera trötthet vid så låga och korta belastningar som vi studerat. Man kan känna obehag/smärta och trötthet i anspänd muskulatur men inte påvisa den med effektspektrums centerfrekvensförändringar då belastningsnivån är låg. Ett resultat av detta är att trötthetskonstanternas värden varierar mycket mellan olika försök och har höga värden. Ett program för analys av EMG effektspektrums centerfrekvens har utvecklats i projektet, men det är svårt att dra slutsatser ur resultatet på grund av dessa här nämnda skäl.

Det förekommer skillnad i olika musklers uttröttningskaraktär. Detta kan dels bero på att olika muskler tröttnas olika, men också på att belastningssituationen inte varit lika för de fyra olika studerade musklerna.

Med ledning av resultaten från försöken är det svårt att dra några slutsatser om hur tidskonstanterna bör modifieras.

8 Diskussion av resultaten

Syftet med detta projekt har varit att förfina den befintliga Ergo-Index 1 modellen så att den ger mer tillförlitliga värden då den yttre belastningen är liten. Ett antal delstudier som angriper "problemet" ur olika synvinklar har genomförts. Diskussionsavsnittet syftar till att diskutera resultaten och hur man kan komma fram till en användbar modell.

8.1 Belastningsmodell

I syfte att få underlag till en modell som beskriver belastning-uthållighet vid låg yttre belastningsgrad har ett antal uthållighetsförsök med låg yttre belastning genomförts. Resultaten från dessa försök jämförs med Rohmerts uthållighetskurva som beskriver förhållandet mellan maximal uthållighetstid och den statiska kraften i % av maximal viljemässig kontraktion, MVC, vid statisk belastning. Figur 35 visar Rohmerts uthållighetskurva.

Jämförelse mellan Rohmerts uthållighets - % av max kurva och de i detta projekt erhållna % av max i försöken görs i nedanstående tabell 5. Med försökens maximala uthållighetstider (medelvärden) som ingångsvärden i Rohmerts kurva fås värden på % av max ur kurvan.

FÖRSÖK	MAX TID (minuter) medel	MAX TID (minuter) median	% AV MAX enl. Rohmert	% AV MAX enl. försök
Borrsim. 0 N	6,15	5,96	ca 20	0
Borrsim. 5N	25,90	30,00	<15	1
Borrsim. 50N	7,48	7,42	ca 19	10
Borrsim. 100N	5,03	5,67	ca 22	21
Borrsim. 50N + 50N	5,53	4,37	ca 22	10 ¹
Armeringssim.	6,93	4,50	ca 19	0 ²
10kg dubbelvikt	6,43	5,87	ca 20	12
Armeringssim. Armerare	10,17	10,03	<20	0 ²

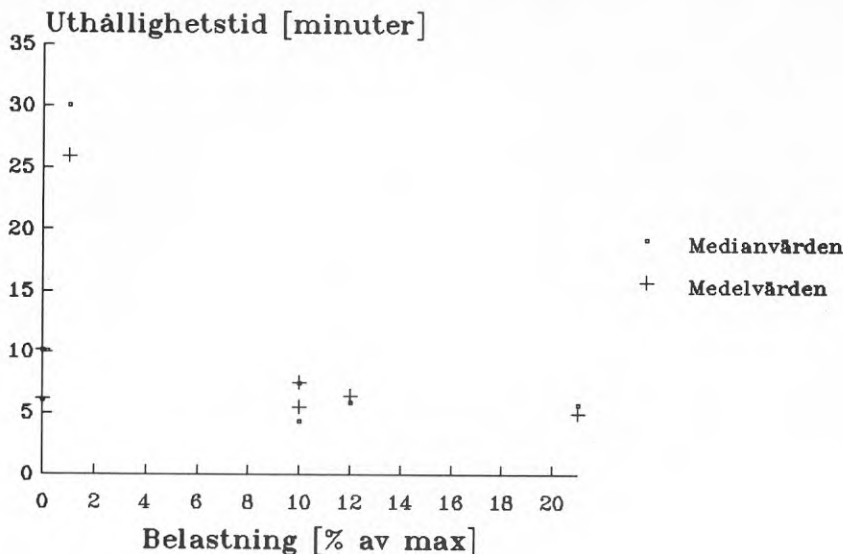
Tabell 5: Jämförelse mellan försök och Rohmerts kurva

Kommentarer 1 - 2 i tabellen:

1: tryckkraft har mätts, ej lyftkraft eller kombinationen tryck- & lyftkraft.

2: Yttre belastning = 0

Väljer man att gå in i Rohmertkurvan på % av max med värden erhållna ur försöken i detta projekt är maximala tiden i försöket kortare än den skulle vara enligt Rohmert. Detta gäller i de flesta fallen. Således visar resultaten i vår studie av låga yttre belastningar att uthållighetstiden är kortare än den skulle vara enligt Rohmerts kurva. Resultaten leder till slutsatsen att vi inte kan påvisa någon asymptot i Rohmertkurvan. Tvärtom pekar våra resultat mot att någon sådan inte existerar vid arbete. Av detta skäl bör uthållighetsmodellen i Ergo-Index modifieras så att den nya modellen bättre ansluter till våra resultat från försök med låg yttre belastning. Figur 45 visar de experimentellt erhållna uthållighetstiderna i vår studie med resultaten från tabell 5, medel- och medianvärden, införda.



Figur 45: Experimentellt erhållen uthållighetskurva

8.2 Återhämningsmodell

Försöken har visat att det finns ett behov av återhämtning även då den yttre belastningen är låg. I den modifierade modellen bör således hänsyn tas till detta. Under rubriken Tidskonstanter nedan kommenteras försöken att med hjälp av analys av EMG-sIGNALER bestämma tidskonstanter för återhämtning och även uttrötning.

8.3 Ledbelastning

I ledstudien studerades sambandet mellan pålagd yttre belastning och uthållighetstid då armbågsleden är i ytterläge. Resultatet från studien visar att för de flesta försökspersonerna var det inte smärta /obehag från leden som var begränsande för arbetsförmågan utan från muskulatur och senor. Resultatet visar också att sambandet mellan uthållighetstid och pålagd belastning i de studerade arbetsställningarna, där leden är i ytterläge, har liknande utseende som sambandet för muskler, nämligen exponentiellt avtagande. Av detta skäl skulle man kunna använda samma modell för belastning vare sig den medför en arbetssituation där någon led är i sitt ytterläge eller inte.

8.4 Belastning orsakad av kroppssegmentens egentygder

I denna del av projektet genomfördes beräkningar för att uppskatta hur stor del av belastning på olika leder som utgörs av belastning orsakad av kroppssegmentens egentygder. Genom att beräkna hur stor del momentet orsakat av egentygderna utgör av det totala momentet för olika leder ser man också vilken led som är begränsande. Leden med högsta relativa belastningen begränsar arbetsförmågan. En målsättning är att i den förfinade Ergo-Index modellen ta hänsyn till denna belastning.

8.5 Tidskonstanter

Tidskonstanterna för uttrötning och återhämtning har vi försökt bestämma i ett par försöksserier med analys av EMG-sIGNALER från olika muskler. Det förekommer stora variationer bland försökspersonerna och mellan de olika försöken. En teori är att trött-

hetstidskonstanten minskar med ökad belastning. Resultaten i kapitel 7 tyder på detta. Å andra sidan kan de stora variationerna och framför allt den stora storleken på tidskonstanterna vara ett resultat av att det inte går att visa trötthet vid dessa låga belastningsnivåer och korta tidsrymder.

8.6 Faktorer som påverkar modellens giltighet

Det är viktigt att poängtera att modellen som utvecklas är en modell och alltså inte helt korrekt återger verkligheten vid varje tillfälle. Resultat från ett begränsat antal försöksituationer ligger till grund för förfiningen av modellen. För att få en ännu bättre modell bör fler arbetssituationer studeras. Vår förhoppning är att andra studier så småningom kommer att tillföra mer data. Frånsett detta påverkar många faktorer både belastning, uthållighet och återhämtningsbehov.

Hur stor del av den maximala förmågan som en belastning utgör beror naturligtvis på hur stark man är, men också till stor del på arbetsställningen. En annan orsak till att belastningen som procent av maximal förmåga varierar är att vid olika tillfällen har samma individ olika styrka. I Ergo-Index modellen föreslås att användaren gör en uppskattning av hur stark personen vars arbete ska studeras är i förhållande till befolkningen. Det vill säga att en "50 % människa" är medelstark.

Uthållighetstiden varierar dels mellan individer men också för en och samma person. I studien har vi noterat att motivationen har en avgörande roll för hur länge man är villig att stå ut med obehag/smärta. Även andra faktorer såsom till exempel dagsform, tid på dygnet och sinnesstämning påverkar uthålligheten.

Även återhämtningsbehovet varierar mellan individer såväl som för samma individ. Återhämtningstiden påverkas av bland annat motivation och kondition. För att kunna återuppta ett arbete måste man inte vara helt utvilad, det vill säga man kan tolerera en viss trötthet när man börjar arbeta. Hur stor trötthet man accepterar påverkas bland annat av motivationen.

I delstudien med armeringssimulering noterades att personer som hade mångårig vana vid armering hade 47 % längre uthållighetstid och 32 % kortare återhämtningstid än personer som saknade sådan vana. Detta visar vilken betydelse arbetsträning och selektion har och är en förklaring på skillnader i uthållighets- och återhämtningstid. Med selektion menas här att personer som får besvär slutar, det sker en selektion där endast de som klarar av arbetet blir kvar i yrket.

I vår studie har en del repetitiva belastningar genomförts. Pulsfaktorn, det vill säga hur stor del av periodtiden som utgörs av arbete har betydelse för hur snabbt trötthet och obehag/smärta utvecklas. Resultaten visar också att då man genomför två på varandra följande belastningar som pågår till uthållighetsgränsen med en treminuters vilopaus emellan, är uthållighetstiden kortare vid den andra belastningen. Det vill säga man tröttnas fortare efter den första belastningen som pågått under maximal uthållighetstid. Men Ergo-Index modellen är avsedd att användas vid tämligen normalt arbete. Det innebär att man sällan arbetar så länge i sträck att man når sin uthållighetstidsgräns.

9. Modelluppbyggnad

9.1 Belastningsmodell

Strategin för modelluppbyggnaden har varit att ta hänsyn till belastningen orsakad av egentygnderna, och att med stöd från våra egna försöksresultat bygga upp en modell som ger bättre värden vid låga belastningar än Ergo-Index 1.

Ett sätt att genomföra detta är att ur beräkningarna i kapitel 6 plocka fram hur stor belastningen orsakad av kroppsegmentens egentygnd är för en viss arbetsställning och även få fram vilken struktur som är begränsande. Tabell 6 visar detta för 9 arbetspunkter (arbetsområden).

Arbetsavstånd [cm]	Arbetshöjd [cm]	Belastning i % av max orsakad av egentygnder	Begränsande struktur
H = 20	V = 34	27,7	höft
H = 50	V = 34	30,7	höft
H = 70	V = 34	32,7	höft
H = 20	V = 102	27,9	knä
H = 50	V = 102	11,1	skuldra
H = 70	V = 102	22,1	L5/S1
H = 20	V = 170	12,4	skuldra
H = 50	V = 170	13,9	skuldra
H = 70	V = 170	23,6	knä

Tabell 6: Bidraget från kroppens egentygnder i nio arbetspunkter.

Ur tabellen framgår hur stor belastningen orsakad av egentygnderna är. Genom att gå in i Rohmerts uthållighetskurva vid denna procentsats, a , och läsa av hur stor uthållighetstiden, $R(a)$, då är kan man ansätta detta värde som uthållighetstiden då den yttre belastningen är lika med 0 i en ny kurva, dvs $R(a) = f(0)$, där $R(x)$ anger uthållighetstiden enligt Rohmerts kurva och $f(x)$ anger uthållighetstiden enligt den modifierade kurvan där hänsyn tas till belastningen orsakad av egentygnderna. Det matematiska sambandet kan skrivas

$$f(x) = (x-a)/(1-a) \quad (14)$$

där

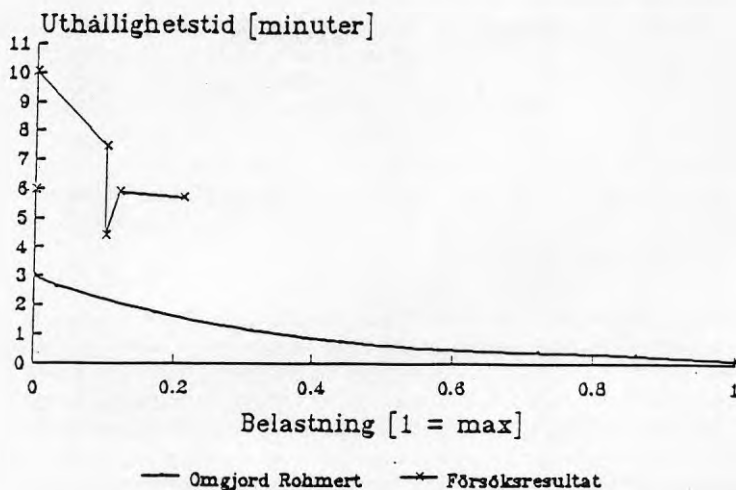
x anger belastningsgraden enligt Rohmert; $x \in [0, 1]$

a anger belastningsgraden orsakad av kroppsegmentens egentygnd; $x \in [0,11, 0,33]$

$f(x)$ anger den yttre belastningen i den nya kurvan

Förutsättningen för detta samband är att mätunderlaget för Rohmerts uthållighetskurva är observerat i en belastningssituation där belastning orsakad av kroppsegmentens egentygnder är försumbar.

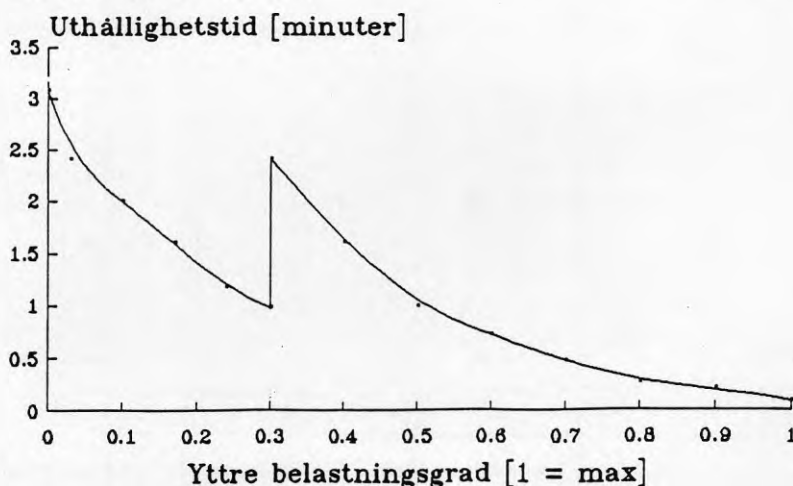
För ett av fallen, arbetsavståndet $H = 20$ cm och arbetshöjden $V = 34$ cm visas denna förändrade kurva i figur 45. I denna figur har även våra försöksresultat förts in.



Figur 45: Modifierad Rohmertkurva för belastning - uthållighet med egentygden medtagen, exempel för en arbetshöjd och ett avstånd, där även våra försöksresultat förts in.

Med en sådan transformation får belastningsnivåer som i Rohmertkurvan har ett visst värde på uthållighetstid en kortare uthållighetstid i den nya modellen. Eftersom Ergo-Index 1 anses fungera tillfredsställande vid måttliga och höga belastningar finns det ingen anledning att förändra uthållighetstidskurvan för sådana belastningar. Av detta skäl kan hänsyn tas till egentygdenas inverkan på belastningen i området upp till 30 % av den maximala belastningen. Detta skulle också motiveras av att det är andra mekanismer som begränsar uthålligheten vid höga än vid låga belastningar.

Men en modell som tar hänsyn till egentygdenas inverkan i området upp till 30 % av max och bygger på Rohmertkurvan i området mellan 30 - 100 % av max får ett orimligt utseende. Figur 46 visar detta.

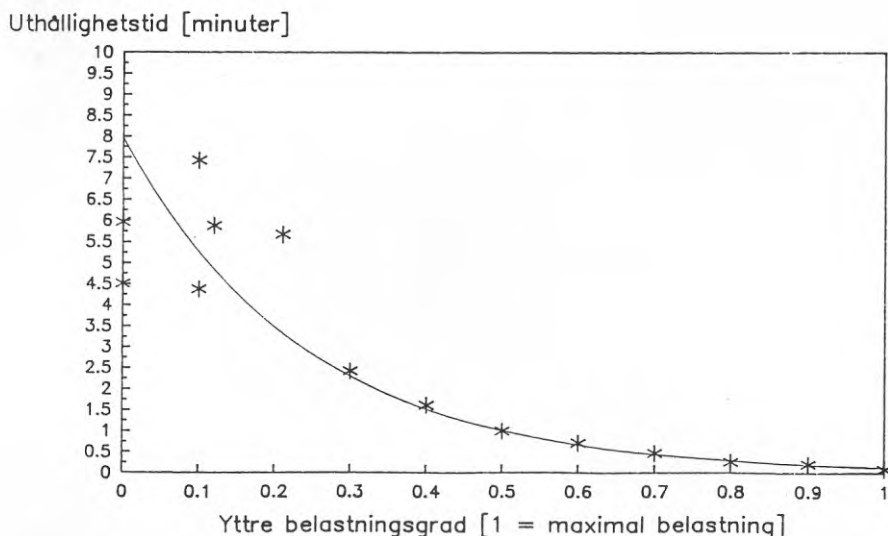


Figur 46: Uthållighetskurva med hänsyn tagen till egentygdenas inverkan i lågbelastningsområdet upp till 30 % av max.

En modell som tar hänsyn till egentygnderna på de sätt som beskrivs i figur 45 och 46 ger för korta uthållighetstider, jämfört med uthållighetstiderna som erhållits i försöken. Detta beror på flera faktorer. En förklaring är att vid högre belastningar, över 10–20 % ansamlas slaggprodukter som så småningom leder till smärta och begränsar uthålligheten. Vid låga belastningsnivåer sker ingen sådan ansamling av sura metaboliter varför en låg belastningsnivå medför en förhållandevis längre uthållighetstid än vid högre belastning. Man kan med andra ord säga att processen med slaggproduktsansamling ökar mer än proportionellt med ökande belastning. Detta kan förklara varför den transformation av Rohmertkurvan som ligger till grund för figur 45 och 46 inte överensstämmer med försöksresultaten i vår studie. Även andra fysiologiska fenomen påverkar muskulaturen och andra strukturer. Egentygndernas betydelse är större vid låga belastningar än vid höga. I flera av försöken sker avlastning av egentygnderna, som i fallet med borrhälsimulering.

Att egentygnderna påverkar uthållighetstiden råder det ingen tvekan om. Ett exempel är att då man håller upp handen framför sig i ögonhöjd är uthållighetstiden ungefär 6 minuter, medan den överstiger 30 minuter då man står i samma ställning men avlastar armens tyngd genom att stödja handen på ett handtag och trycka det med 5 Newtons kraft ifrån sig. Belastningsnivåerna i tabell 6 har erhållits genom biomekaniska beräkningar som bygger på antaganden om hur stort muskelmoment man kan utveckla i olika arbetsställningar. I dessa beräkningar ligger en osäkerhet, eftersom vi definierat kroppsvinklar för en viss arbetspunkt, men det är inte säkert att alla föredrar just den kroppsställningen i denna arbetspunkt. I de maximala momentekvationerna finns en viss osäkerhet på grund av spridningen mellan individerna (interindividuell spridning).

För att få en modell som bättre ansluter sig till våra försöksresultat har resultaten från våra försök ritats in i en belastnings-/uthållighetskurva där även Rohmerts kurva läggs in för värden mellan 30–100 % av max. Figur 47 visar en kurvanpassning enligt minsta kvadrat metoden till en exponentialfunktion.



Figur 47: Modell som bygger på våra försök i lågbelastningsområdet och Rohmert mellan 30–100 % av max.

Exponentialfunktionen har formen

$$T_{\max} = ae^{-bx} \quad (15)$$

där a och b är konstanter beräknade till

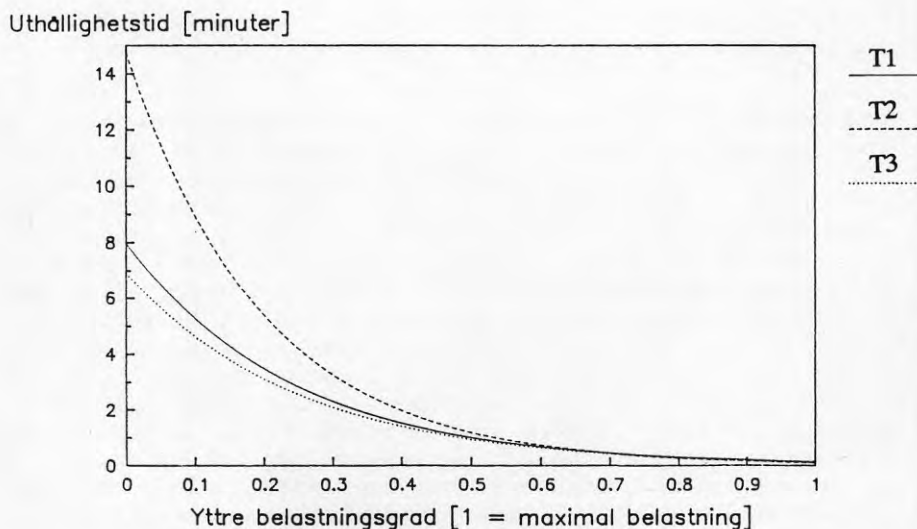
$$a = 7,97$$

$$b = 4,16$$

x anger yttre belastningsgraden; $x \in [0, 1]$; och korrelationskoefficienten i kvadrat, $r^2 = 0,96$. $x \in [0, 1]$ betyder att x -värdena ligger mellan 0 och 1.

Vid arbete då stor avlastning sker, som till exempel vid våra borrsimuleringsförsök med 5 N tryckkraft eller då personen som utför arbetet har stor vana vid det, som till exempel armerarna som gjorde armeringssimuleringsförsök i vår studie, är uthålligheten längre än i övriga fall. Dessa försöksresultat ligger till grund för en kurva, T2, som anger uthållighetstiden då arbetsställningen är mycket gynnsam, avlastning sker eller då personen är speciellt tränad för uppgiften. I vår studie noterades 47 % längre uthållighetstid hos personer med stor vana av arbete i en arbetsställning än personer som saknade vana. Också i T2-kurvan används Rohmerts kurva vid belastningar mellan 30 - 100 % av max.

På motsvarande sätt medför arbeten med extrema arbetsställningar och arbeten där ingen avlastning är möjlig att uthållighetstiden är kortare än vad som anges i figur 47. Resultaten från försöken med ryggen kraftigt framåtböjd och försöket i borrsimuleringsställning där handen hålls i ögonhöjd har legat till grund för en kurva, T3, som beskriver mer extrema arbetssituationer. I denna kurva har Rohmerts uthållighetskurva legat till grund för värden vid högre belastningar som i de andra kurvorna. Dessa tre kurvor återges i figur 48.



Figur 48: Modell för belastning och uthållighet

Ekvationerna som beskriver kurvorna i figur 48 har följande utseenden och r^2 -värden:

$$T1 = 7,96e^{-4,16x} \quad (r^2=0,96) \quad (15)$$

$$T2 = 14,74e^{-5,04x} \quad (r^2=0,97) \quad (16)$$

$$T3 = 6,89e^{-3,99x} \quad (r^2=0,97) \quad (17)$$

Figur 48 beskriver förhållandet mellan yttre belastning och uthållighetstid på ett sätt som väl överensstämmer med de försök vi genomfört och tidigare erfarenheter. I modellen Ergo-Index 2 används ekvationerna (15) - (17) för relationen mellan uthållighetstid och belastningsgrad.

9.2 Återhämtningsmodell

Ett av syftena med studien har varit att undersöka om återhämtningsekvationens utseende bör förändras. Under 15 % av maxbelastning finns inget behov av återhämtning enligt Ergo-Index 1. Försöksresultaten i föreliggande studie visar att det finns ett behov av återhämtning även då den yttre belastningen är låg. Ergo-Index 1 modellen modifieras därför så att återhämtningstiden beräknas även då den yttre belastningen är mindre än 15 % av den maximala.

Ekvationen för beräkning av pausbehov enligt Glimskär et. al. (1987) som används i Ergo-Index 1 har utseendet

$$t_{\text{paus}} = t_{\text{op}} * T_r / T_f \quad (12)$$

där

t_{paus} anger pausbehovet

t_{op} anger operationstiden

T_r anger tidskonstanten för återhämtning, som tilldelats värdet 3 minuter

$T_f = K_m * T_{\text{max}}^{1,52}$, är tidskonstanten för uttrötning

T_{max} anger maximal uthållighetstid enligt Rohmert's uthållighetskurva

K_m är en konstant som tilldelats värdet 1

I de flesta av försöken i vår studie har t_{op} varit lika med T_{max} . Genom att ansätta $K_m = 1$ i ekvation (12) erhålls

$$T_r = t_{\text{paus}} * (T_{\text{max}})^{0,52} \quad (18)$$

Våra försök ger $T_r = 7,33$ minuter och inte 3 minuter som ansatts i Ergo-Index 1. Det som skiljer våra försök från dem som ligger till grund för valet av tidskonstant i Ergo-Index 1 är att våra försök utförts vid lägre belastningsnivå. Örtengren och Lindström (1978) fann att en högre belastningsnivå ofta ledde till att ett större trötthetsdjup (högre grad av uttrötning) nåddes innan försöket avbröts på grund av att uthållighetstidsgränsen nåtts. De fann också att en större uttrötning gav ett återhämtningsförlopp som gick snabbare än exponentiellt i början och alltså skulle kunna beskrivas med hjälp av en kortare återhämtningstidskonstant. Detta innebär att man för tillämpningar i arbetslivet, där arbetet inte får leda till alltför höga trötthetsdjup, borde räkna med längre återhämtningstidskonstanter som alltså skulle ge längre återhämtningstider. Detta innebär att man skulle behöva räkna med längre återhämtningstidskonstanter vid låga belastningar och kortare vid högre. Emot en ändring av värdet på återhämtningstidskonstanten talar att under normalt arbete behöver en paus inte leda till fullständig återhämtning; man kan acceptera en viss kvarstående trötthet (jfr Ergo-Index 1 rapporten sid 39). Därför föreslås att värdet 3 minuter för T_r accepteras tills vidare i avvakten på att mer data blir tillgängliga.

Det finns även andra teorier som skulle kunna förklara de längre återhämtningstidskonstanterna i vår studie. Det är ofullständigt utrett vilka fysiologiska och psykologiska förändringar som inträder då man utför ett arbete under så lång tid att uthållighetstiden nås. Det vore av intresse att utreda om man efter sådant arbete behöver en extra vila utöver den återhämtning som beskrivs av det ovan nämnda exponentiella förloppet.

Resultaten från trötthetsanalysen som beskrivs i kapitel 7 visar att de studerade låga belastningsnivåerna bland annat varit för låga för att man säkert ska kunna dra några slutsatser om tidskonstanterna från den delstudien.

Av dessa skäl bibehålles återhämtningskonstantens värde $T_r = 3$ minuter. Återhämtningsbehov beräknas även för belastningar som är lägre än 15 % av den maximala förmågan.

Ergo-Index 1 anger när den av användaren avgivna operationstiden överskrider den teoretiskt möjliga. Den vidareutvecklade modellen Ergo-Index 2 kommer också att ange denna och hur lång återhämtningstiden då är. Därigenom får man en uppfattning om hur lång återhämtningstiden minst är.

9.3 Ledbelastning

En av frågeställningarna i projektet har varit om smärta och obehag från leder kan vara begränsande för arbetsförmågan då någon led befinner sig i ytterläge. I den nya modellen görs antagandet att leder i ytterläge inte är begränsande för arbetsförmågan. Samma modell används till både belastning då någon led är i ytterläge som då detta inte är fallet. Detta motiveras med att de flesta av försökspersonerna inte angav leden som begränsande för arbetsförmågan i de genomförda försöken. Den experimentellt erhållna kurvan för belastning med armbågsleden i ytterläge:

$$T_{\max} = 10,23e^{-4,69x} \quad x \in [0,1]$$

har liknande utseende som den för muskulär belastning:

$$T_{\max} = 7,97e^{-4,16x} \quad x \in [0,1] \quad (15)$$

9.4 Modellens giltighet

Den vidareutvecklade modellen beskriver belastning och återhämtningsbehov på ett bättre sätt än Ergo-Index 1.

Ett faktum är att cykeltiderna varierar när man väljer arbetstakt själv. Vid den praktiska användningen av modellen i form av datorprogram måste det beaktas att människan varierar sin arbetstakt under ett arbetspass och uthållighetstider och andra beräknade resultat måste betraktas som "ungefärliga". Modellen ger resultat som beräknats på befolkningsgrupper och är alltså inte "individanpassad" utan ger värden som bygger gruppmedelvärden. Vid användande av modellen måste man beakta detta, det vill säga att det förekommer individuella skillnader.

Ett dataprogram för Ergo-Index 2 modellen så som den föreslås i detta kapitel kommer att utvecklas av BELAB. Vid användande av det kan man jämföra belastningar och produktionstider mellan olika arbetsmetoder att utföra ett arbete och även få en varning när ländryggsbelastningen överstiger det rekommenderade gränsvärdet 3 400 N (kompressionskraft). Eftersom den totala operationstiden består av summan av operationstiden (den tid man utför själva arbetet) och återhämtningstiden (den tid det tar tills man är så pass återställd att man kan utföra samma arbetsmoment igen) får man genom den totala operationstiden en koppling till produktionstiden. Tanken är att modellen ska kunna användas som ett verktyg för att beskriva ergonomiska effekter ur ett produktionsekonomiskt perspektiv.

ORDLISTA

<i>abduktion</i>	rörelse av extremitet från medialplanet, mittenplanet
<i>acromium</i>	skulderhöjd
<i>aktionspotential</i>	den elektriska potential som krävs för att signalen ska överföras till nästa nerv- eller muskelcell
<i>AL-nivå</i>	över denna nivå ökar risken för ryggsador och uttrötning, för individer som inte noggrannt är utvalda och tränade för uppgiften, enligt NIOSH
<i>amplitud</i>	svängningsvidd, omfång, "höjden" på en signal, våg, etc.
<i>anaerob</i>	reaktion som sker utan syre
<i>biceps brachii</i>	muskel på överarmens framsida
<i>centerfrekvens</i>	den frekvens som delar energiinnehållet i effektspektrum i två lika stora delar.
<i>deltoideus</i>	triangelformad muskel på överarmen som fungerar som lyftare av armen
<i>erector spinae</i>	ryggsträckarmuskulatur
<i>effektspektrum</i>	energiinnehållet i en signal som funktion av frekvensen
<i>EMG</i>	elektromyografi - metod att indirekt mäta muskelaktivitet
<i>extension</i>	utsträckning
<i>flexion</i>	böjning
<i>hamstringsmuskulatur</i>	muskler på baksidan av låret som sträcker höften och böjer knäleden
<i>intermittent</i>	stötvis återkommande, med avbrott
<i>isometriskt arbete</i>	arbete där muskeln inte rör sig utan har konstant längd
<i>isotoniskt arbete</i>	arbete där belastningen är konstant men muskeln förkortas eller förlängs
<i>invertebral</i>	belägen mellan ryggkotorna
<i>kontraktion</i>	sammandragning
<i>lateral</i>	på eller åt sidan
<i>linjär regression</i>	statistisk metod för att finna den rätta linje som på bästa sätt ansluter sig till ett antal punkter
<i>medial</i>	på eller åt mitten
<i>motorisk enhet</i>	funktionell enhet, består av motorisk nervtråd och de muskeltrådar den försörjer.
<i>MVC</i>	maximal voluntary contraction, maximal viljemässig styrka
<i>metabolism</i>	ämnasomsättning
<i>metabolit</i>	ämnasomsättningsprodukt
<i>MPF</i>	mean power frequency, medelfrekvens
<i>MPL-nivå</i>	Belastningsnivå på ländryggen som inte bör överskridas vid arbete, enligt NIOSH
<i>NIOSH</i>	USA's ungefärliga motsvarighet till Arbetsarkyddsstyrelsen eller Arbetsmiljöfonden
<i>nocebo</i>	negativ förväntning som leder till negativ effekt
<i>olecranon</i>	armbågsutskott
<i>placebo</i>	"sockerpiller", positiv förväntning som leder till en positiv effekt
<i>postural</i>	hör samman med kroppshållningen posturala muskler, muskler som "håller upp" kroppen
<i>processus coracoideus</i>	korpnäbbsutskottet, del av skulderbladet
<i>pulsfaktor</i>	K, hur stor del av perioden, T_0 , som muskulaturen är kontraherad, T_1 . $K = T_1/T_0$
<i>regressionsanalys</i>	statistisk metod för att göra till exempel linjär regression
<i>sagittalplanet</i>	planet framåt-bakåt, sett från sidan
<i>signifikant</i>	statistiskt begrepp; säkerställd, icke slumpmässig
<i>spektralt moment, M_n</i>	$= \int_0^{\infty} \omega W(\omega) d\omega$ där $W(\omega)$ är effektspektrum och ω vinkelfrekvensen

<i>submaximal styrka</i>	mindre än maximum
<i>supraspinatus</i>	den kraft man maximalt kan utveckla ovanför skulderbladskammen, namn på muskel som lyfter överarmen
<i>trapezius</i>	muskel som rör skulderblad, nyckelben och huvud
<i>triceps brachii</i>	muskel på överarmen
<i>trötthetstidskonstant</i>	konstant i trötthetsekvation
<i>trötthetsindex</i>	upskattning av lutningen på kurvan för uttröttning, $1/\tau_f$, där τ_f är trötthetstidskonstanten
<i>VAS</i>	Visuell Analog Skala för skattning av smärta
<i>vinkelfrekvens</i>	$\omega = 2\pi f$, där f är frekvensen
<i>återhämtningstidskonstant</i>	konstant i återhämtningsekvation

Referenser

- Asmussen, E. : Musklerna. Handbok i ergonomi, sid 86, Uder redaktion av Luthman, G., Åberg, U & Lundgren, N.. AWE/Gebers, 1976.
- Asmussen, E. & Heeböll-Nielsen, K.: Comm. Dan. Nat. Ass. Infant Paral. No 11, 1961, citerad av Monod, 1972.
- Asmussen, E & Molbech, S.: Comm. Dan. Nat. Ass. Infant Paral. No. 2, 1958, citerad av Monod, 1972.
- Barcroft , H. & Millen, J.L.E.: The blood flow through muscle during sustained contraction. J Physiol London, 97, 17, 1939, citerad av Örtengren 1979.
- Borg, G.: A category Scale with ratio properties for intermodal and interindividual comparisons. "Psychophysical judgement and the process of perception". VEB Deutscher Verlag der Wissenschaften, Berlin, DDR, 1982, citerad av Carlsöö och Hammarskjöld, 1985.
- Bourguignon, A., Marty, R. & Scherrer, J.: J. Physiol. (Paris) 51, 93, 1959, citerad av Monod, 1972.
- Bujanovic', R. Bujas, Z., Petz, B & Vida`cek, S. (1964) Acta Inst. Physiol. Univ. Zagreb. 40, 43, citerad av Monod, 1972.
- Brodin, H.: Extreme positions of joint. Europ Med Phys 2: 49-51, 1977, citerad av Harms-Ringdahl, 1983.
- Buchtahl, F. & Madsen, A.: Synchronous activity in normal and atrophic muscle. EEG Clin. Neurophysiol., 2: 425-444, 1950, citerad av Kogi, K. & Hakamada, T., 1962.
- Carlsöö, S. & Hammarskjöld, E.: Kroppsställningar och belastning. En guide för bedömning av olika kroppsställningars ansträngningsgrad. Byghälsans Forskningsstiftelse, BHF 1985:1.
- Chaffin, D. B.: Manual materials handling. The cause of overexertion injury and illness in industry. Journal of Environmental Pathology and Toxicology 2, 1979, pp, 31-66, citarad i Arbete och Hälsa, 1981:16.
- Chaffin, D. B. & Andersson, G. B. J.: Occupational Biomechanics. First edition, John Wiley & Sons, Inc., 1984.
- Chaffin, D. B. & Andersson, G. B. J.: Occupational Biomechanics. Second edition, John Wiley & Sons, Inc., 1991.
- Chaffin, D. B. & Park, K. S.: A longitudinal study of low-back pain as asociated with occupational weight lifting factors. AIHA J.,34, 513-525, 1973, citerad av Chaffin , och Andersson, 1991.
- Dolgin, P. & Lehmann, G.: Arbeitsphysiologie 2, 248, 1929, citerad av Monod, 1972.

Ekholm, I., Petersén, I. & Malmqvist, R. et al.: Muskeltrötthet vid fem byggnadsarbeten. I. Skuldermuskulatur. Byggeforskningen, Rapport R61: 1978.

Ericson, B.E. & Hagberg, M.: EMG power spectra versus muscular contraction level. Abstr. 6th Int. Congr. Electromyogr., Acta Neurol. Scand., Suppl. 73, 60: 163, 1979., citerad av Jonsson, B., 1984.

Ericson, M: Dataprogram för amplitudanalys av EMG, KTH, 1990.

Ericson, M: Dataprogram för frekvensanalys av EMG, KTH, 1990.

Floyd, W.F. & Silver. P.H.S.: The function of the erectores spinae muscle in certain movements and postures in man. J.Physiol. 129, 184-203, 1955.

Garg, A.: The development and validation of a 3-dimensional hand force capability model. The Department of Industrial Engineering, The University of Michigan, 1973.

Glismkär, B., Höglund, P.-E. & Örtengren, R.: Ergo-Index En beskrivning av ergonomiska effekter. TRITA-BEL 0036, LiTH-IERG-R-9, 1987.

Hagberg, M: Electromyographic signs of shoulder muscular fatigue in two elevated arm positions. American Journal of Physical Medicine, Vol. 60, No 3, 111-121, 1981.

Hansen, O. E. & Maggio, M.: Static work and heart ater. Arbeitsphysiol.,18: 242-247, 1960, citerad av Kogi,K. & Hakamada,T., 1962.

Harms-Ringdahl, K., Brodin, H., Eklund, L & Borg, G: Discomfort and pain from loaded passive joint structures. Scand J Rehab Med 15: 205-211, 1983.

Hayes, K. J., Wave analysis of tissue noise and muscle action potentials. J. Appl. Physiol., 15:749-752, 1960, citerad av Kogi, K. & Hakamada, T., 1962.

Hettinger, T.: "Physiology of Strength." Thomas, Springfield, Illinois, 1961, citerad av Monod, 1972.

Hägerstam, G.: Smärta teori, klinik behandling. Astra Läkemedel AB, Södertälje, 1987.

Jonsson, B: Muscular fatigue and endurance basic research and ergonomic applications. Neural and Mechanical Control of Movement. Edited by M. Kumamoto. Yamaguchi Shoten. Kyoto c 1984.

Kaada, B.: Nocebo - placebos motpol. Nordisk Medicin, Vol. 104, 6-7, 1989.

Kogi, K. & Hakamada, T.: Slowing of surfave electromyogram and muscle strength in muscle fatigue. Reprinted from the Rep. of the Institute for Science of labour, No 60, October, 1962.

Kroll, W.: Int. Z. angew. Physiol. einsch. Arbeitsphysiol. 23, 331, 1967, citerad av Monod, 1972.

Lind, A. R.: J. Physiol. (London) 147, 162, 1959, citerad av Monod, 1972.

- Linderhed, H.: Dataprogram för trötthetsanalys av EMG, LiTH, 1989–1991.
- Monod, H.: How muscles are used in the body. The structure and function of muscle. Edited by Bourne, G. H., Academic Press, New York and London, 1972.
- Mortimer, J.T., Magnusson, R & Petersén, I.: Conduction velocity in ischemic muscle: effekt on EMG frequency spectrum. *Am J Physiol* 219, 1324, 1970, citerad av Örtengren, 1979.
- Müller, E.A. (1935) *Arbeitsphysiologie* 8, 62, 72, citerad av Monod, 1972.
- Nanthavanij, S. & Deivanayagam, S.: On the assessment of muscular fatigue rate via various EMG frequency spectral parameters. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 4, 213–224, 1989.
- Nelson, J. K.: Doctoral dissertation, university of Oregon, 1962., citerad av Monod, 1972.
- Ottoson, D. *Nervsystemets fysiologi*, Esselte, Nacka, 1978.
- Piper, H.: *Elektrophysiologie menschlicher Muskeln*, Berlin 1912, citerad av Kogi, K. & Hakamada, T., 1962.
- Rohmert, W: *Statische Haltearbeit des Menschen*. Sonderheft der REFA-Nachrichten, 1960.
- Scherrer, J. & Monod, H.: *J. Physiol.* 52, 419, Paris, 1960, citerad av Monod, 1972.
- Snelkinoff, E. & Grigorowitsch, M.: The movement of joints as a secondary sex and constitutional characteristic. *Zeitschrift für Konstitutionslehre*, 15(6), 679–693, 1931, citerad av Chaffin och Andersson, 1984.
- Troisier, O.: La pathologie de la position extreme au niveau lombaire dans les décubitus dorsal et latéral. *Ann Med Phys* 22: 57–61, 1979, citerad av Harms–Ringdahl et al., 1983.
- University of Michigan; 2D static strength prediction program, version 4.2E, 1985–1991.
- Wiker, S. F., Chaffin, D.B. & Langolf, G. D.: Shoulder postural fatigue and discomfort. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 5, 133–146, 1990.
- Wikström, Li: *Verktyg för händer, brukarstudier*. Nordiska Ergonomisällskapets årskonferens, NES 90, Kiruna, 1990.
- Örtengren, R.: Electromyographic evaluation of localized muscle fatigue during static and dynamic loading. In symposia, invited papers to 6 th. Int. Congress of EMG (A. Persson, Ed.). Stockholm , Sverige, 1979.
- Örtengren, R., Lindström, L. & Petersén, I.: Periodisk muskelbelastning Objektiv kvantifiering och prediktion av muskeltrötthet. Delrapport till ASF avssende projekt 77/128, Göteborg, 1978.

BILAGA 1

Resultat från armeringssimuleringsförsök.

Tabellerna A och B anger resultatet från uthållighetsförsök. Ur tabellerna framgår de olika fp's uthållighetstider, återhämtningstider, var det begränsande smärtan/obehaget var lokaliserad, de maximala benvinklarna och bål原因styrkorna framåt och bakåt före och efter försöket samt även kvoten mellan värdena efter/före. Medianvärden, medelvärden och variationsintervallen anges. Tabell A visar resultatet från ett uthållighetsförsök och tabell B visar resultatet från försöken med repetitiv belastning.

Person	Dag	MAXIMAL BENVINKEL (°)						MAXIMAL BÅLMUSKELSTYRKA (N)					
		Före		Efter		Efter/Före		Före		Efter		Efter/Före	
		hö	vä	hö	vä	hö	vä	Fram åt	Bak åt	Fram åt	Bak åt	Fram åt	Bak åt
Kostas	1 (EMG)	96	93	107	101	1,11	1,09	750	453	503	678	0,67	1,50
Azim	1 (EMG)	105	90	105	105	1,00	1,17	545	817	506	700	0,93	0,86
Jonas	1 (EMG)	107	107	110	95	1,03	0,89	780	820	468	687	0,60	0,84
Per	1 (EMG)	85	80	90	85	1,06	1,06	852	902	721	850	0,85	0,94
Ville	1 (EMG)	75	72	85	75	1,13	1,04	886	898	825	574	0,93	0,64
Bengt	1 (EMG)	51	45	45	46	0,88	1,02	453	411	556	552	1,23	1,34
Ulf	1 (EMG)	67	67	73	71	1,09	1,06	844	771	861	482	1,02	0,63
Michael	1	86	106	100	107	1,16	1,01	868	752	883	748	1,02	0,99

Person	Dag	BELASTNING			ÅTERHÄMTNING		
		Hålltid (minuter)	Borg	Kommentar	Tid (minuter)	Borg	Kommentar
Kostas	1 (EMG)	18:30 17:45	7 10	Hamstr. fotsulor fotsul. hamstr. vad	4:30	1	Fotsulor
Azim	1 (EMG)	2:45 2:25	10 10	Rygg, Knä Rygg, hamstring	1:15	3	Rygg, Knä
Jonas	1 (EMG)	13:15 10:30	10 10	Faller ihop(hamstring) Hamstring, Balans	13:00		Skulle kunna arbeta
Per	1 (EMG)	5:15 4:30	10 10	Lår, fram & bak Lårens framsida	2:30	1,5	Stum, vad, ben
Ville	1 (EMG)	4:45 10:00	10 10	Vader, ben Hamstring, vad	4:00	1	Ryggen
Bengt	1 (EMG)	3:00 2:45	9,5 10	Lår (fram & bak) Hamstring	2:30	0,5	Skulle arbeta
Ulf	1 (EMG)	4:15 4:15	10 10	Hamstring Hamstring	3:00	1	Skulle arbeta
Michael	1	3:40	10	Rygg	2:20	1	Skulle arbeta
Medelvärde		6:56			4:06		
Medianvärde		4:30			2:45		
Variationsintervall		(2:45, 18:30)			(1:15, 13:00)		

Tabell A: Resultat från armeringssimuleringsförsök

Person	Dag	MAXIMAL BENVINKEL (°)						MAXIMAL BÅLMUSKELSTYRKA (N)					
		Före		Efter		Efter/Före		Före		Efter		Efter/Före	
		hö	vä	hö	vä	hö	vä	Fram åt	Bak åt	Fram åt	Bak åt	Fram åt	Bak åt
Kostas		98	95	110	105	1,12	1,11	750	453	823	844	1,10	1,86
Azim		85	80	86	82	1,01	1,03	545	817	299	609	0,55	0,75
Jonas		107	107	110	105	1,03	0,98	780	820	541	513	0,69	0,63
Per		80	80	92	86	1,15	1,08	852	902	729	728	0,86	0,81
Ville		75	74	87	80	1,16	1,08	886	898	574	855	0,65	0,95
Bengt		48	45	45	43	0,94	0,96	316	543	396	428	1,25	0,79
Ulf		68	62	76	60	1,12	0,97	483	699	550	663	1,14	0,95
Michael		90	105	100	110	1,11	1,05	876	773	790	615	0,90	0,80

Person	Dag	BELASTNING 1			BELASTNING 2		
		Hålltid (minuter)	Borg	Kommentar	Hålltid (minuter)	Borg	Kommentar
Kostas		19:45	10	Domn. hamstring	13:00	9	Domn. ben
Azim		2:00	10	Rygg	1:35	10	Rygg, hamstring
Jonas		7:15	10	Rygg	6:20	9,5	Rygg
Per		4:25	10	Hamstring	2:00	10	Lår, fram och bak
Ville		12:20	10	Hamstring, vad	5:50	10	Vad, hamstring
Bengt		2:15	10	Lårens framsida	1:40	10	Lårens framsida
Ulf		5:10	10	Hamstring	3:05	10	Hamstring, vad
Michael		5:30	10	Vad, ända	4:30	9	Ända
Medelvärde		7:20			4:45		
Medianvärde		5:20			3:48		
Variationsintervall		(2:00, 19:45)			(2:00, 3:00)		

Person	Dag	VILA 1 = 3 MINUTER			VILA 2		
		Tid	Borg	Kommentar	Tid	Borg	Kommentar
Kostas		3:00	1	Nålar i vaderna	3:30	3,5	Skulle arbeta
Azim		3:00	0,5	Rygg	2:00	0,5	Skulle arbeta
Jonas		3:00	2,5	Rygg	8:00	1	Skulle arbeta
Per		3:00	2	Hamstring	3:00	1	(lår, vad) Skulle arbeta
Ville		3:00	2	Hamstring, vad	5:50	0,5	Skulle arbeta
Bengt		2:00	-	Skulle arbeta	2:00	1	Skulle arbeta
Ulf		2:00	1	Skulle arbeta	3:00	1	Skulle arbeta
Michael		3:00	2,5	Ända, vad	3:00	2	(ända) Skulle arbeta
Medelvärde		2:45			3:47		
Medianvärde		3:00			3:00		
Variationsintervall		(2:00, 8:00)			(2:00, 8:00)		

Tabell B: Resultat från repetitivt armeringssimuleringsförsök.

Resultat från försök med 10 kg belastning med ryggen kraftigt framåtböjd.

Tabell C och D anger resultatet från uthållighetsförsök. Ur tabellerna framgår på motsvarande sätt som för armeringssimuleringen de olika fp's uthållighetstider, återhämtningstider, var det begränsande obehaget/smärtan var lokaliserad, likaså maximal benvinkel och bålmuskelsyrka framåt och bakåt, före och efter försöket samt en kvot mellan värdena efter/före. Medianvärden, medelvärden och variationsintervallen anges.

Person	Dag	MAXIMAL BENVINKEL (°)						MAXIMAL BÅLMUSKELSTYRKA (N)					
		Före		Efter		Efter/Före		Före		Efter		Efter/Före	
		hö	vä	hö	vä	hö	vä	Fram åt	Bak åt	Fram åt	Bak åt	Fram åt	Bak åt
Kostas	1 (EMG)	96	93	108	104	1,13	1,12	839	618	820	550	0,98	0,89
Azim	1 (EMG)	100	90	105	105	1,05	1,17	545	817	480	678	0,88	0,83
Jonas	1 (EMG)	106	106	112	109	1,06	1,03	780	820	656	694	0,84	0,85
Per	1 2 (EMG)	85 68	90 75	90 71	90 76	1,06 1,04	1,00 1,01	696	661	601	590	0,86	0,89
Ville	1 2 (EMG)	75 73	85 80	75	85	1,03	1,06	886 886	898 902	867	786	0,99	0,87
Bengt	1 (EMG)	51	45	55	60	1,08	1,33	453	556	355	668	0,78	1,20
Ulf	1 (EMG)	67	63	70	65	1,04	1,03	844	771	615	613	0,73	0,80
Michael	1 (EMG)	117	121	125	115	1,07	0,95	748	832	756	739	1,01	0,89

Person	Dag	BELASTNING			ÅTERHÄMTNING		
		Hålltid (minuter)	Borg	Kommentar	Tid (minuter)	Borg	Kommentar
Kostas	1 (EMG)	14:00 8:45	10 10	Domningar Laterala underben	3:00		Skulle kunna arbeta
Azim	1 (EMG)	1:00 1:35	10 10	Rygg Hamstrings	1:00		Skulle kunna arbeta
Jonas	1 (EMG)	8:15 7:00	10 10	Lår (fram & bak) Hamstrings (rygg)	7:00	1	Rygg (Skulle arbeta)
Per	1 2 (EMG)	6:00 5:25 6:20	10 10 10	Vader, hamstrings Hamstrings Hamstrings	3:00 3:00	1 1	Skulle kunna arbeta Skulle kunna arbeta
Ville	1 2 (EMG)	5:45 5:45 7:30	10 10 10	Hamstrings Hamstrings Ända, hamstring	3:00 3:00	0,5 0,5	Skulle kunna arbeta Skulle kunna arbeta
Bengt	1 (EMG)	8:15 14:30	10 10	Hamstrings Vad, hamstrings	3:00	1	Skulle kunna arbeta
Ulf	1 (EMG)	4:00 5:45	10 10	Hamstrings Rygg mot slutet	2:00	1	Skulle kunna arbeta
Michael	1 (EMG)	3:15 2:45	10 10	Rygg Rygg (ilande)	3:00 2:00	0,75	Skulle arbeta Skulle kunna arbeta
Medelvärde		6:26			3:00		
Medianvärde		5:52			3:00		
Variationsintervall		(1:00, 14:30)			(1:00, 7:00)		

Tabell C: Resultat från försök med 10 kg belastning med ryggen i kraftigt framåtböjt läge.

Person	Dag	MAXIMAL BENVINKEL (°)						MAXIMAL BÄLMUSKELSTYRKA (N)					
		Före		Efter		Efter/Före		Före		Efter		Efter/Före	
		hö	vå	hö	vå	hö	vå	Fram åt	Bak åt	Fram åt	Bak åt	Fram åt	Bak åt
Kostas	1							839	618	615	653	0,73	1,06
	2	112	100	115	105	1,03	1,05	809	918	827	819	1,02	0,89
Azim	1												
	2	86	85	94	98	1,09	1,15	542	482	465	388	0,86	0,80
Jonas	1	107	108	100	100	0,93	0,93						
	2	107	108	112	110	1,05	1,02	775	696	647	672	0,83	0,97
Per	1	75	70	80	75	1,07	1,07						
	2	68	75	71	76	1,04	1,01	696	661	475	650	0,68	0,98
Ville	1							886	898	584	658	0,66	0,63
	2	70	65	75	75	1,07	1,15	843	957	990	768	1,17	0,80
Bengt	1	50	45	55	60	1,10	1,13						
	2	48	53	47	47	0,98	0,89	346	554	334	247	0,97	0,45
Ulf	1												
	2	66	62	73	72	1,11	1,16	916	805	572	434	0,62	0,54
Michael	1												
	2	117	121	127	127	1,09	1,05	748	832	508	501	0,68	0,60

Person	Dag	BELASTNING 1			BELASTNING 2		
		Hålltid (minuter)	Borg	Kommentar	Hålltid (minuter)	Borg	Kommentar
Kostas		14:05	9	Fotsulor, hamstring	12:10	10	Fotsulor
		15:50	10	Fotsulor, hamstring	11:30	10	Fotsulor
Azim		1:30	10	Bakom knän	1:25	10	Bakom knän, rygg
		2:05	10	Rygg, hamstring	1:45	10	Hamstring, rygg
Jonas		8:15	10	Ända, hamstring	4:00	10	Ända, hamstring
		7:15	10	Hamstring	5:35	10	Hamstring
Per		7:35	10	Hamstring	6:05	10	Hamstring
		5:25	10	Hamstring	4:15	10	Vad
Ville		5:10	10	Hamstring	5:35	10	Hamstring, ända
		10:10	10	Hamstring	11:05	10	Hamstring
Bengt		6:35	9	Hamstring, vad	5:00	10	Hamstring, vad
		9:45	10	Hamstring, vad	6:15	10	Hamstring, vad
Ulf		3:40	9	Hamstring, vad	3:15	10	Hamstring, vad
Michael		3:30	10	Hamstring	2:45	10	Vad, hamstring
		3:15	10	Rygg	3:15	10	Rygg
Medelvärde		6:56			5:36		
Medianvärde		6:35			5:35		
Variationsintervall		(1:30, 15:50)			(1:25, 12:10)		

Person	Dag	VILA 1 = 3 MINUTER			VILA 2		
		Tid	Borg	Kommentar	Tid	Borg	Kommentar
Kostas		2:30	1	Fotsulor	3:00		Skulle arbeta
		3:00	0,5	Fotsulor	3:30	1	Skulle arbeta
Azim		1:30	-		4:00		Skulle arbeta
		2:00	-		4:00		Skulle kunna arbeta
Jonas		3:00	3	Rygg	6:00	1	Rygg
		3:00	3	Rygg	6:30	1	Rygg
Per		3:00	2	Höger arm	3:00	1	Skulle arbeta
		3:00	1		3:00	1	Skulle arbeta
Ville		2:30	0,5	Skulle arbeta	2:00	3	Skulle arbeta(rygg)
		2:00	0,5	Rygg	5:00		Skulle arbeta
Bengt		3:00	2	Hamstring, vad	2:00	0,5	Skulle arbeta
		2:30	1	Skulle arbeta	3:00	1	Skulle arbeta
Ulf		2:30	1	Hamstring, vad	2:30		Skulle arbeta
Michael		3:00	1	Allmänt	3:00	3	Skulle arbeta(rygg)
		3:00	0,75	Skulle arbeta	3:00		Skulle arbeta
Medelvärde		2:38			3:34		
Medianvärde		3:00			3:00		
Variationsintervall		(1:30, 3:00)			(2:00, 6:30)		

Tabell D: Resultat från repetitivt försök med 10 kg belastning i kraftigt framåtböjt läge.

Resultat från armeringssimuleringsförsök med armerare

Tabell E visar uthållighetstiden, återhämtningstiden samt var det begränsande obehaget/smärtan var lokaliserad. Medianvärden, medelvärden och variationsintervall anges.

Person	BELASTNING			VILA		
	Tid	Borg	Kommentar	Tid	Borg	Kommentar
Jörgen	11:15	10	Hamsring, (lår framsida)	2:15	1	Skulle börja arbeta
William	12:30	MAX	Vader	2:00	2	Skulle börja arbeta
Carl	8:07	10	Lårens framsida	1:00	1,5	Skulle börja arbeta
Elis	8:50	10	Vader	1:45	1	Skulle börja arbeta
Medelvärde	10:10		Medelvärde	1:45		
Median	10:02		Median	1:52		
Var.int.	(8:07, 12:30)		Var.int.	(1:00, 2:15)		

Tabell E: Resultat från armeringssimuleringsförsök med armerare.

BILAGA 2

Tabell F anger spridningen i uthållighetstid vid olika försökstillfällena för de 8 fp som deltog i försöken med ryggen kraftigt framåtböjd, dels armeringssimuleringsförsöket, dels försöket med 10 kg belastning.

<i>PERSON</i>	<i>ARMERING</i>	<i>10 KG</i>	<i>10 KG REP1</i>	<i>10 KG REP2</i>
Nr 9	18,50 17,75	14,00 8,75	14,08 15,08	12,17 11,50
<i>Spridning</i>	4,2 %	60,0 %	7,1 %	5,8 %
Nr 8	2,75 2,42	1,00 1,58	1,50 2,08	1,42 1,75
<i>Spridning</i>	13,6 %	58,0 %	38,7 %	23,8 %
Nr 24	13,25 10,50	8,25 7,00	8,25 7,25	4,00 5,58
<i>Spridning</i>	26,2 %	17,9 %	13,8 %	39,2 %
Nr 22	5,25 4,50	6,00 6,42 6,33	7,58 5,42	6,08 4,25
<i>Spridning</i>	16,7 %	7,0 %	39,9 %	43,1 %
Nr 19	4,75 10,00	5,75 5,75 7,50	5,17 10,17	5,58 11,08
<i>Spridning</i>	47,5 %	30,4 %	96,7 %	98,6 %
Nr 4	3,00 2,75	8,25 14,5	6,58 9,75	5,00 6,25
<i>Spridning</i>	9,1 %	75,8 %	48,2 %	25,0 %
Nr 12	4,25 4,25	4,00 5,75	3,67	3,25
<i>Spridning</i>	0,0 %	43,8 %		
Nr 2	3,67	3,25 2,45	3,50 3,25	2,75 3,25
<i>Spridning</i>		32,7 %	7,7 %	18,2 %

Tabell F: Spridning vid olika försöksdagar. Tiden i minuter. Största värdet / minsta värdet.

BILAGA 3

Borrsimulering

Tabell G visar medianvärdesresultatet från de fem olika belastningsfallen för borrsimuleringsförsöken samt även för de två repetitiva försöken. Ur tabellen kan utläsas den maximala tryckkraften före och efter försöken samt kvoten efter/före, uthållighetstiden, hur fp skattade smärtnivån vid försökets slut samt vad som var begränsande för förmågan att fortsätta. Vidare framgår också den återhämtningstid som fp angav behövdes för att de skulle börja arbeta igen. Även nivån för smärtan/obehaget vid denna tidpunkt framgår ur tabellen.

Försök	BORRSIMULERING, MEDIANVÄRDEN								
	BELASTNING					ÅTERHÄMTNING			
	MAX TRYCKKRAFT (N)		Hålltid	Borg	Kommentar	Tid	Borg	Kommentar	
	Före	Efter	E/F	(min)		(min)			
100 N	509	456	0,90	5:40	10	Triceps, axel	2:38	0,75	Skulle arbeta
0 N	438	346	0,79	5:58	10	Deltamuskeln	3:15	1	Skulle arbeta
50 N + 50 N	530	368	0,69	4:27	10	Armbåge, axel, triceps	4:00	0,5	Skulle arbeta
50 N	538	390	0,72	7:25	10	Överarm	3:30	1,5	Skulle arbeta
5 N	535	473	0,88	30:00	4,5	Överarm, triceps	3:45	0,75	Skulle arbeta
50N+50N rep 2	530	334	0,63	4:32	10	Triceps	3:00	1,25	Överarm Skulle arbeta
				2:52	10	Triceps, överarm, axel	3:00	0,25	
50 N rep 1 rep 2	466	322	0,69	10:30	9,5	Triceps	2:30	1,25	Skulle arbeta Skulle arbeta
				7:30	9	Triceps	2:45	0,5	

Tabell G: Resultat från borrsimuleringsförsök.

Följande 9 tabeller visar alla fp's resultat för de olika borrsimuleringsförsöken.

5 N									
BELASTNING					ÅTERHÄMTNING				
Person	MAX TRYCKKRAFT (N)		Hålltid (min)	Borg	Kommentar	Tid (min)	Borg	Kommentar	
	Före	Efter							
Kostas	554	487	0,88	30:00	3,5	Triceps, Biceps	1:00	1	Skulle arbeta
Azim	341	207	0,61	18:15	10	Hela armen domnad	5:30	0,5	Skulle arbeta
Jonas	546	513	0,94	30:00	2	Nacke, triceps	2:00	0,25	Skulle arbeta
Per	588	608	1,03	30:00	5	Överarm	4:30	1	Skulle arbeta
Ville	524	459	0,88	30:00	7	Triceps	3:30	0,5	Skulle arbeta
Bengt	285	196	0,69	30:00	4	Triceps	5:00	1	Skulle arbeta
Ulf	303	261	0,86	9:00	9	Triceps	4:00	1	Skulle arbeta
Michael	561	556	0,99	30:00	3,5	Hand, triceps	2:00	1	Skulle arbeta
Medelvärde							3:26		
Median							3:45		
Variationsintervall (9:00 , 30:00)							Variationsintervall (1:00 , 5:30)		

50N

BELASTNING

ÅTERHÄMTNING

Person	MAX TRYCKKRAFT (N)		Hålltid (min)	Borg	Kommentar	Tid (min)	Borg	Kommentar
	Före	Efter						
Kostas	434	610	1,41	10	Triceps	4:00	0,5	Skulle arbeta
Azim	377	225	0,60	10	Armbåge	3:30	1	Sk. arb. (arb. rygg)
Jonas	488	274	0,56	10	Överarm	1:30	0,25	Skulle arbeta
Per	603	486	0,81	10	Överarm	4:00	2	Skulle arbeta
Ville	653	551	0,84	10	Överarm	4:00	0,5	Skulle arbeta
Bengt	340	295	0,87	10	Triceps	2:30	1	Skulle arbeta
Ulf	606	230	0,38	10	Överarm	3:30	2	Skulle arbeta
Michael	587	548	0,93	10	Triceps	3:00	1	Skulle arbeta

Medelvärde

7:29

Medelvärde

3:15

Median

7:25

Median

3:30

Variationsintervall (3:35 , 13:55)

Variationsintervall

(1:30 , 4:00)

100N											
BELASTNING						ÅTERHÄMTNING					
Person	MAX TRYCKKRAFT (N)		Hålltid (min)	Borg	Kommentar	Tid (min)	Borg	Kommentar	Tid (min)	Borg	Kommentar
	Före	Efter									
Kostas	568	473	0,83	~10	Triceps	2:30	1,5		2:30	1,5	Skulle arbeta
Azim	220	512	2,33	10	Armbåge	4:00	1		4:00	1	Skulle arbeta
Jonas	544	513	0,94	10	Triceps	2:00	0,5		2:00	0,5	Skulle arbeta
Per	573	440	0,77	10	ö- och u- arm	2:30	1		2:30	1	Skulle arbeta
Ville	436	259	0,59	10	Triceps, även axel	7:30	0,5		2:45	0,5	Skulle arbeta
Bengt	376	261	0,69	10	Triceps	2:10	1		2:30	1	Skulle arbeta
Ulf	544	485	0,89	10	Arm & axel	5:15	1		3:00	1	Skulle arbeta
Michael	474	400	0,84	10	Triceps, m. skulderbl.	8:00	1		3:00	1	Skulle arbeta (rygg)
Medelvärde				5:02	Medelvärde		2:47				
Median				5:40	Median		2:38				
Variationsintervall (1:45, 8:00)					Variationsintervall (2:00, 4:00)						

50N + 50N										
BELASTNING					ÅTERHÄMTNING					
Person	MAX TRYCKKRAFT (N)		Hålltid (min)	Borg	Kommentar	Tid (min)	Borg	Kommentar		
	Före	Efter								E/F
Kostas	369	164	0,44	4:00	10	Armbåge, axel	4:00	0	Skulle börja arbeta	
Azim	518	206	0,40	4:30	10	Armbåge, tappar greppet	4:00	0	Skulle börja arbeta	
Jonas	580	544	0,94	7:30	10	Hand, axel, ö arm skakar	7:00	3	Sk. b. arb. under arm	
Per	543	453	0,83	10:00	10	Hand, ö- och u-arm	4:30	1,5	Skulle arbeta, rygg	
Ville	498	568	1,14	4:15	10	Axel (ö arm hand)	3:00	2	Skulle börja arbeta	
Bengt	456	283	0,62	2:15	10	Underarm	1:30	0	Skulle börja arbeta	
Ulf	582	184	0,32	2:45	9	Armbåge	2:30	1	Skulle börja arbeta	
Michael	542	491	0,91	9:00	9	Triceps	4:00	1	Skulle arbeta, rygg	
Medelvärde				5:32	Medelvärde					3:49
Median				4:22	Median					4:00
Variationsintervall (2:15 , 10:00)				Variationsintervall (1:30 , 7:00)						

HANDEN I ÖGONHÖJD, 50 CM FRAMFÖR AXEL

BELASTNING										ÅTERHÄMTNING		
Person	MAX TRYCKKRAFT (N)		Hålltid (min)	Borg	Kommentar	Tid (min)	Borg	Kommentar				
	Före	Efter							E/F			
Kostas	424	583	1,38	8:00	10	5:00	1	Deltamuskeln	5:00	1	Skulle arbeta	
Azim	291	236	0,81	3:15	10	3:30	1	Deltamuskeln, överarm	3:30	1	Skulle arbeta	
Jonas	468	404	0,86	5:10	10	4:00	1	Deltamuskeln	4:00	1	Skulle arbeta	
Per	561	481	0,86	4:50	10	3:00	1	Deltamuskeln	3:00	1	Skulle arbeta	
Ville	324	287	0,89	5:30	10	4:30	0,5	Deltamuskeln	4:30	0,5	Skulle arbeta	
Bengt	285	246	0,86	7:00	10	2:30	1	Deltamuskeln	2:30	1	Skulle arbeta	
Ulf	521	283	0,54	6:25	10	3:00	1	Deltamuskeln	3:00	1	Skulle arbeta	
Michael	453	406	0,90	11:00 (7:00)	10	3:00	0,5	Deltamuskeln, axel Hade andra säkert slutat	3:00	0,5	Skulle arbeta	
				Medelvärde:				Medelvärde:	3:34			
				Median				Median	3:15			
				Variationsintervall (3:15, 11:00)				Variationsintervall (2:30, 5:00)				

50N REPETITIVT											
BELASTNING 1						BELASTNING 2					
Person	MAX TRYCKKRAFT (N)		Hålltid (min)	Borg	Kommentar	Hålltid (min)	Borg	Kommentar	Hålltid (min)	Borg	Kommentar
	Före	Efter									
Kostas	399	316	0,79	9	29:15	29:15	9	Triceps, domnad hand	20:40	10	Domning
Azim	276	308	1,12	10	4:20	4:20	10	Armbåge	3:30	10	Armbåge
Jonas	427	486	1,14	9,5	5:00	5:00	9,5	Triceps	3:15	10	Triceps
Per	521	328	0,63	10	18:45	18:45	10	Underarm	10:30	10	U- & Ö- arm
Ville	504	282	0,56	10	16:45	16:45	10	Triceps	13:30	10	Triceps
Bengt	316	218	0,69	10	7:20	7:20	10	Triceps	7:45	10	Triceps
Ulf	541	357	0,66	9	4:55	4:55	9	Triceps	2:25	8	Triceps
Michael	518	541	1,04	9	13:40	13:40	9	Triceps	7:30	8	Triceps
Medelvärde						Medelvärde					
Median						Median					
Variationsintervall (4:20 , 29:15)						Variationsintervall (3:15 , 20:40)					

50 N REPETITIVT						
VILA 1 = 3 MINUTER			VILA 2			
Person	Tid (min)	Borg	Kommentar	Tid (min)	Borg	Kommentar
Kostas	3:00+	2	Rygg, triceps	5:00		Skulle arbeta
Azim	2:00	0,5	Skulle arbeta	2:30	0,5	Skulle arbeta
Jonas	2:30	2	Triceps	3:00	0,5	Skulle arbeta
Per	2:30	2	Triceps	5:00		Skulle arbeta
Ville	2:30	0,5	Skulle arbeta	3:30	0,5	Skulle arbeta
Bengt	1:30	1	Skulle arbeta	1:30	1	Skulle arbeta
Ulf	2:30	2	Skulle kunna arbeta	1:30	2	Skulle kunna arbeta
Michael	2:00	1	Skulle kunna arbeta	1:00	1	Skulle kunna arbeta
Medelvärde	2:19		Medelvärde	2:52		
Median	2:30		Median	2:45		
Variationsin (1:30 , 3:00)			Variationsintervall	(1:00 , 5:00)		

50N + 50N REPETITIVT

BELASTNING 1										BELASTNING 2		
Person	MAX TRYCKKRAFT (N)		Hålltid (min)	Borg	Kommentar	Hålltid (min)	Borg	Kommentar	Borg	Kommentar		
	Före	Efter									E/F	
Kostas	411	142	0,35	10	Triceps	2:00	10	Triceps	10	Triceps		
Azim	518	322	0,62	10	Handled, tryckyta	3:15	10	Handled, tryckyta	10	Handled, tryckyta		
Jonas	566 580	346	0,61	10 9	Triceps Axel (tumme)	2:40 6:00	10 9	Triceps Axel (tumme)	10 10	Triceps Axel (tumme)		
Per	543	528	0,97	10	Arm	5:10	10	Arm	10	Överarm		
Ville	673 598	591	0,88	10 10	Triceps Axel, överarm	6:15 4:15	10 10	Triceps Axel, överarm	9 10	Triceps Överarm, triceps		
Bengt	456	233	0,51	10	Underarm	1:35	10	Underarm	10	Underarm		
Ulif	582	279	0,48	9	Hela armen	3:40	9	Hela armen	10	Triceps		
Michael	476	571	1:20	10	Triceps	7:45	10	Triceps	10	Triceps		
Medelvärde						3:06						
Median						2:52						
Variationsintervall (1:35, 7:45)						Variationsintervall (1:30, 8:00)						

50N + 50N REPETITIVT						
VILA 1 = 3 MINUTER			VILA 2			
Person	Tid	Borg	Kommentar	Tid	Borg	Kommentar
Kostas	3:00	0	Skulle arbeta	3:00	1	Skulle arbeta (axel)
Azim	3:00	0,5	Skulle arbeta	2:30		Skulle arbeta
Jonas	2:30 3:00	0 2,5	Skulle arbeta Hand	2:30 2:00	1 0,5	Skulle arbeta Skulle arbeta
Per	3:00	2	Armen	3:30	1,5	Skulle arbeta
Ville	2:30 3:00	1 2	Heja armen Overarm	3:30 5:00	0,5 0,5	Skulle arbeta Skulle arbeta
Bengt	3:00	0	Skulle arbeta	3:00	0	Skulle arbeta
Ulf	3:00	2	Triceps	3:00	0,5	Skulle arbeta (triceps)
Michael	2:00	0	Skulle arbeta	3:00	→0	Skulle arbeta
Medelvärde	2:48		Medelvärde:	3:06		
Median	3:00		Median	3:00		
Variationsin (2:00, 3:00)			Variationsintervall	(2:30, 5:00)		

Begränsande faktorer.

Tabell H och I visar vilka strukturer som fp anger som begränsande vid olika försök. Siffrorna anger antalet fp som sade att denna struktur var begränsande för arbetsförmågan.

*Borrsimulering:***BORRSIMULERING**

50 N + 50 N	5 N	50 N	100 N
3 ö-arm, triceps	8 triceps	7 triceps	5 triceps
1 triceps	1 biceps	4 ö-arm, triceps	2 hela armen
3 axel	1 överarm	1 armbåge	2 axel
3 armbåge	1 hela armen		1 armbåge
4 hand	1 hand		1 mellan skulderb.
2 underarm	1 nacke		

REPETITIV BORRSIMULERING

50 N + 50 N		50 N	
Belastning 1	Belastning 2	Belastning 1	Belastning 2
4 triceps	5 triceps	6 triceps	5 triceps
2 hela armen	1 överarm	1 armbåge	1 armbåge
1 underarm	1 underarm	1 underarm	1 hela armen
1 handled, hand	1 handled, hand	1 domnad hand	1 domnad hand

Tabell H: Begränsande faktorer vid olika borsimuleringsförsök.

Belastning med ryggen kraftigt framåtböjd:

ARMERINGSSIMULERING		10 KG DUBBELVIKT STÄLLNING	
FP.	ARMERARE		
3 hamstring	2 vader	4 hamstring	
3 hela lår	3 hela lår	1 hela lår	
2 rygg	2 hamstring	2 rygg	
1 fotsulor	1 rygg	1 domningar	
1 vader	1 fotdomning		
1 knä			

REPETITIV ARMERINGSSIMULERING		REPETITIV 10 KG STÄLLNING	
Belastning 1	Belastning 2	Belastning 1	Belastning 2
4 hamstring	3 hamstring	7 hamstring	5 hamstring
1 lårens framsida	1 hela låret	2 rygg	2 rygg
2 rygg	1 lårens framsida	2 vad	3 vad
1 vad	2 rygg	1 fotsulor	1 fotsulor
1 ända	1 vad		
1 ända	1 vad		
1 domn. i fotsul.	1 domn. i fotsul.		
	1 ända		

Tabell I: Begränsande faktorer vid försök med ryggen kraftigt framåtböjd, armeringssimulering och belastning med 10 kg.

RESULTAT FRÅN FÖRSÖK I LITH, 1991

Trötthets- och återhämtningskonstanter i minuter. 8 fp deltog. "antal" anger hur många fp's resultat konstanten baseras på. Eftersom inte alla signaler varit av den kvaliteten att de kunnat tas med i utvärderingen, är denna siffra inte genomgående 8. Standardavvikelsen är beräknad på sample, inte på population. Belastning i x-led.

Försök 1: 4 minuters belastning med 5 N:

Trötthetstidskonstanter:				
	Biceps	Deltoideus	Traczius	Triceps
medelvärde	45,62	57,93	-33,75	77,53
median	49,53	38,24	28,18	67,41
standardavvikelse	41,17	42,61	187,27	51,74
variationsintervall	(-8,88, 101,63)	(13,33, 121,77)	(-401,78, 126,83)	(25,72, 163,85)
antal	5	8	6	6

Återhämtningstidskonstanter:				
	Biceps	Deltoideus	Trapezius	Triceps
medelvärde	7,02	3,33	7,13	11,54
median	6,76	0,80	3,92	9,56
standardavvikelse	5,25	3,35	5,40	12,14
variationsintervall	(0,87, 13,70)	(0,50, 9,00)	(0,50, 15,25)	(-1,05, 28,10)
antal	4	7	7	4

Försök 2: 2 minuters belastning med 5 N:

Trötthetstidskonstanter:				
	Biceps	Deltoideus	Trapezius	Triceps
medelvärde	30,53	42,17	70,65	34,51
median	34,73	29,19	46,75	31,00
standardavvikelse	39,75	44,58	48,40	17,07
variationsintervall	(-32,78, 72,87)	(9,63, 145,75)	(22,58, 135,70)	(18,22, 58,35)
antal	6	8	6	5

Återhämtningstidskonstanter:				
	Biceps	Deltoideus	Trapezius	Triceps
medelvärde	4,58	5,35	9,99	-1,95
median	4,44	1,47	7,04	0,42
standardavvikelse	10,30	6,01	10,66	12,26
variationsintervall	(-7,3, 16,75)	(0,17, 14,21)	(0,57, 25,30)	(-22,67, 6,83)
antal	4	7	4	5

Försök 3: 2 minuters belastning med 50 N:

Trötthetstidskonstanter:				
	Biceps	Deltoideus	Trapezius	Triceps
medelvärde	6,39	13,18	51,04	18,44
median	26,01	27,70	48,28	15,81
standardavvikelse	69,54	37,15	38,28	11,20
variationsintervall	(-163,83, 49,37)	(-49,03, 39,75)	(11,76, 110,47)	(7,98, 42,85)
antal	8	5	6	8

Återhämtningstidskonstanter:				
	Biceps	Deltoideus	Trapezius	Triceps
medelvärde	6,67	12,68	12,84	2,97
median	7,42	12,38	16,09	7,93
standardavvikelse	4,18	10,18	10,33	16,75
variationsintervall	(1,20, 12,37)	(-3,13, 27,70)	(-3,11, 39,80)	(-35,00, 21,92)
antal	5	6	5	8

Försök 4: 2 minuters belastning med 100 N:

Trötthetstidskonstanter:				
	Biceps	Deltoideus	Trapezius	Triceps
medelvärde	21,31	27,65	66,11	28,95
median	17,28	8,76	59,97	9,83
standardavvikelse	14,07	90,34	45,81	48,92
variationsintervall	(11,23, 49,93)	(-62,72, 178,57)	(17,82, 149,15)	(8,42, 149,15)
antal	7	5	6	8

Återhämtningstidskonstanter:				
	Biceps	Deltoideus	Trapezius	Triceps
medelvärde	7,00	0,74	16,61	10,14
median	9,20	0,82	11,71	10,07
standardavvikelse	5,35	12,06	49,88	7,59
variationsintervall	(0,09, 12,78)	(-21,17, 12,08)	(-52,13, 103,00)	(0,52, 24,40)
antal	6	7	6	8

Kommentarer om trötthetskonstanterna:

Tidskonstanterna för 5 N, 4 minuter borde vara mindre än den för 2 minuter. Medelvärdet uppfyller detta endast för trapezius, då medelvärdet är negativt vid 4 minuters belastning. Medianvärdet uppfyller detta endast för trapezius.

100 N belastning borde ge konstanter som är mindre än de vid 50 N belastning, med det är de inte i något fall då man ser till medelvärdena. I 3 av 4 fall är dock medianvärdet mindre vid 100 N belastning än vid 50 N.

BILAGA 6

Moment orsakat av kroppssegmentens egentyngd i % av max

Avstånd (cm)	10	20	30	40	50	55	60	70	80
<i>Höjd (cm):</i>									
<i>170 cm:</i>									
Elbow	4,6	2,6	0,1	1,6	3,2	3,3	3,3	4,3	3,9
Shoulder	11,3	12,4	13,5	14,1	13,9	13,9	14,0	13,1	13,2
L5/S1	3,2	4,2	3,1	0,2	1,9	9,3	14,4	21,9	29,0
Hip	1,7	2,2	1,3	0,2	0,6	4,8	8,4	14,4	20,9
Knee	3,7	4,4	0,3	2,8	0,9	4,9	9,6	17,7	32,1
Ankle	7,5	8,3	2,1	0,1	1,2	7,1	12,0	23,6	41,5
<i>147 cm:</i>									
Elbow	1,6	0,1	0,8	1,8	0,3	2,8	2,9	3,7	4,9
Shoulder	9,4	10,0	10,6	12,4	14,0	14,1	14,3	15,1	14,9
L5/S1	0,2	0,5	5,9	5,4	4,9	9,5	16,2	19,7	25,3
Hip	0,4	0,1	3,0	2,3	1,8	5,4	9,7	12,3	17,2
Knee	3,1	2,5	3,9	1,8	6,5	0,3	11,1	14,7	21,3
Ankle	0,3	0,1	4,3	4,0	3,7	8,7	13,8	17,5	25,9
<i>125 cm:</i>									
Elbow	3,3	2,8	2,9	2,9	3,2	3,4	3,6	4,4	4,2
Shoulder	1,7	2,5	3,9	5,6	9,5	10,8	12,4	14,2	14,3
L5/S1	17,5	13,5	4,0	10,4	1,6	11,0	12,1	15,8	27,6
Hip	4,1	3,1	2,1	6,3	7,1	6,3	6,0	9,4	19,4
Knee	9,3	7,1	2,7	5,5	2,1	5,5	6,4	9,7	25,3
Ankle	6,2	4,7	3,0	12,6	10,9	11,0	11,9	15,3	27,4
<i>102 cm:</i>									
Elbow	3,8	3,6	3,6	3,7	4,0	4,0	3,8	4,1	4,3
Shoulder	0,9	2,7	3,7	5,2	11,1	11,0	8,6	1,8	12,3
L5/S1	5,7	1,3	5,5	6,9	3,9	9,0	18,3	22,1	27,8
Hip	4,0	2,7	3,6	4,2	0,9	5,4	13,1	16,5	22,7
Knee	30,1	27,9	18,5	5,8	11,0	3,9	3,0	5,0	14,9
Ankle	19,5	17,4	8,5	4,0	0,3	5,6	19,4	21,1	32,0
<i>79 cm:</i>									
Elbow	2,7	2,7	2,7	2,9	3,4	3,4	3,4	3,8	3,9
Shoulder	0,5	0,5	4,0	5,6	7,2	7,3	8,0	8,9	9,6
L5/S1	16,4	5,3	3,1	12,3	23,0	23,9	25,5	29,0	31,6
Hip	4,9	3,2	1,7	8,0	19,3	20,0	21,5	25,9	30,0
Knee	18,3	3,9	6,5	0,3	2,7	1,2	6,6	14,3	21,9
Ankle	5,8	5,7	3,6	9,2	6,2	13,1	18,0	27,2	36,1

Avstånd (cm) 10 20 30 40 50 55 60 70 80

Höjd (cm):

57 cm:

Elbow	0,3	0,3	0,8	1,6	2,2	2,9	3,0	3,1	2,7
Shoulder	4,9	0,4	0,2	2,7	5,9	4,6	4,9	5,9	7,0
L5/S1	23,2	21,6	23,7	26,6	29,2	29,7	30,2	31,0	23,0
Hip	21,8	19,0	20,8	24,4	28,3	29,6	30,4	30,8	24,1
Knee	6,6	2,9	7,8	10,5	9,9	15,5	18,7	23,4	15,7
Ankle	27,6	19,8	29,9	25,4	17,4	22,4	29,4	41,5	30,6

34 cm:

Elbow	0,6	0,3	1,1	2,1	2,5	2,3	2,8	3,7	3,6
Shoulder	2,0	0,1	1,8	3,6	5,8	5,7	6,0	9,7	9,3
L5/S1	25,0	25,8	26,6	27,0	27,8	27,8	28,5	28,3	29,2
Hip	27,0	27,7	28,6	29,4	30,7	30,1	31,7	32,7	33,5
Knee	10,9	10,2	8,8	9,8	7,3	8,5	1,1	0,2	6,7
Ankle	4,9	5,7	7,2	6,1	8,8	21,6	24,0	18,2	38,0

16 cm:

Elbow	0,3	0,3	0,5	0,7	1,7	2,0	2,5	3,0	3,0
Shoulder	0,7	0,2	1,2	0,7	3,4	3,4	5,0	5,3	7,2
L5/S1	22,8	24,5	24,8	25,3	26,0	26,3	26,2	26,3	27,4
Hip	24,7	27,6	27,3	27,6	29,1	29,9	29,3	29,6	30,6
Knee	31,2	19,4	21,6	17,1	14,0	8,4	15,1	13,0	8,6
Ankle	8,0	3,6	15,5	32,8	28,0	32,9	31,0	37,7	45,6

BILAGA 7

Moment på grund av kroppssegmentens egentyngd och maximalt moment i 9 arbetsställningar.

Tryck- lyft- och dragkapaciteten enligt Chaffindigram för 50% av den manliga befolkningen.

Avstånd H Höjd V:	Styrka [kg] 20 cm:	Styrka [kg] 50 cm:	Styrka [kg] 70 cm:
34 cm	tryck 0,5 lyft 67 drag 44	tryck 25 lyft 34 drag 52	tryck 32 lyft 17 drag 28
102 cm	tryck 2,5 lyft 44 drag 37?	tryck 15 lyft 36 drag 34	tryck 28 lyft 20 drag 21
147 cm	tryck 3,5 lyft 44 drag 31	tryck 14 lyft 32 drag 19	tryck 22 lyft 17 drag 11

Tabell: Kapaciteten i kg.

50%-man i 9 olika arbetsställningar, hanterar den maximala yttre belastningen han klarar av enligt Chaffindigrammen och ovanstående tabell. Chaffins Static Strength Prediction Program ger momentet på 6 olika leder vid dessa yttre laster. I nedanstående tabeller anger M/S hur många % momentet orsakat av den maximala yttre lasten utgör av det maximala beräknade styrkemomentet och E/M anger hur många % momentet orsakat av kroppssegmentens egentyngd utgör av momentet som uppstår vid den maximala yttre lasten. H anger arbetsavståndet och V arbetshöjden [cm]. Lyft, tryck och drag avser vilken typ av arbete som utförs i arbetsställningen.

H=20, V=34:

	LYFT M/S [%]	E/M [%]	TRYCK M/S [%]	DRAG M/S [%]
Elbow	13,4	2,4	1,5	252,8!!
Shoulder	4,7	2,5	1,4	150,0!!
L5/S1	82,5	31,6	26,2	61,4
Hip	86,0	32,2	28,1	17,9
Knee	22,4	73,2	10,1	21,7
Ankle	48,6	11,6	5,3	54,6

H=50, V=34:

	LYFT M/S [%]	E/M [%]	TRYCK M/S [%]	DRAG M/S [%]
Elbow	55,3	4,5	62,3	261,2!!
Shoulder	67,5	8,7	96,4	155,0!!
L5/S1	76,8	36,2	53,9	76,4
Hip	81,6	37,7	51,8	23,1
Knee	57,7	21,0	0,9	20,7
Ankle	63,5	13,8	19,4	66,7

H=70, V=34:

	LYFT M/S [%]	E/M [%]	TRYCK M/S [%]	DRAG M/S [%]
Elbow	42,0	8,8	68,7	120,9!!
Shoulder	57,8	16,8	108,2!!	64,0
L5/S1	51,6	54,8	59,8	3,8
Hip	63,2	51,8	59,1	9,6
Knee	50,6	0,6	13,2	7,3
Ankle	56,4	32,2	17,0	48,9

H=20, V=102:

	LYFT M/S [%]	E/M [%]	TRYCK M/S [%]	DRAG M/S [%]
Elbow	102,1!!	3,6	3,4	6,5
Shoulder	94,9	2,9	7,7	55,9
L5/S1	53,7	1,4	2,7	10,8
Hip	28,2	16,7	3,6	13,0
Knee	1,4	2021,0	33,0	53,3
Ankle	13,3	130,9!!	25,8	111,9!!

H=50, V=102:

	LYFT M/S [%]	E/M [%]	TRYCK M/S [%]	DRAG M/S [%]
Elbow	91,1	4,3	14,3	39,1
Shoulder	131,1!!	8,5	40,7	47,4
L5/S1	89,3	4,4	0,2	13,1
Hip	48,3	1,9	4,6	14,4
Knee	50,2	19,3	47,0	61,8
Ankle	61,4	0,6	52,7	118,2!!

H=70, V=102:

	LYFT M/S [%]	E/M [%]	TRYCK M/S [%]	DRAG M/S [%]
Elbow	54,9	7,4	19,2	14,9
Shoulder	82,7	14,2	62,7	21,9
L5/S1	71,8	30,8	15,1	27,4
Hip	52,9	31,2	4,6	25,4
Knee	53,3	9,4	54,1	52,7
Ankle	66,8	31,5	71,9	90,8

H=20, V=147:

	LYFT M/S [%]	E/M [%]	TRYCK M/S [%]	DRAG M/S [%]
Elbow	3,8	3,7	12,2	75,3
Shoulder	88,9	11,2	7,2	35,0
L5/S1	44,2	1,1	16,5	75,6
Hip	22,5	0,5	4,9	47,0
Knee	27,3	5,9	20,4	106,1!!
Ankle	31,9	0,5	17,6	162,3

H=50, V=147:

	LYFT M/S [%]	E/M [%]	TRYCK M/S [%]	DRAG M/S [%]
Elbow	57,5	4,9	40,9	33,5
Shoulder	128,7!!	10,9	3,5	28,2
L5/S1	80,6	6,1	54,5	49,1
Hip	42,8	4,0	18,0	30,8
Knee	47,5	11,3	73,1	64,2
Ankle	58,8	6,3	66,6	99,0

H=70, V=147:

	LYFT M/S [%]	E/M [%]	TRYCK M/S [%]	DRAG M/S [%]
Elbow	43,1	8,6	51,8	17,9
Shoulder	83,0	18,2	0,9	23,1
L5/S1	68,7	28,7	45,4	42,3
Hip	42,8	28,8	18,7	29,1
Knee	54,6	27,0	93,7	52,9
Ankle	60,0	29,1	97,6	75,0

R23:1992

ISBN 91-540-5462-1

Byggeforskningsrådet, Stockholm

Art.nr: 6812023

Abonnemangsgrupp:
R. Byggandets ekonomi och
organisation
S. Byggplatsens verksamhet

Distribution:
Svensk Byggtjänst
171 88 Solna

Cirkapris: 70 kr exkl moms