



# Andningsarbete, hydrostatisk obalans samt oxygenpartialtryck i olika slutna och halvslutna andningsapparater

OSKAR FRÅNBERG, MIKAEL ERICSSON, MIKAEL GENNSER

FOI är en huvudsakligen uppdragsfinansierad myndighet under Försvarsdepartementet. Kärnverksamheten är forskning, metod- och teknikutveckling till nytta för försvar och säkerhet. Organisationen har cirka 1000 anställda varav ungefär 800 är forskare. Detta gör organisationen till Sveriges största forskningsinstitut. FOI ger kunderna tillgång till ledande expertis inom ett stort antal tillämpningsområden såsom säkerhetspolitiska studier och analyser inom försvar och säkerhet, bedömning av olika typer av hot, system för ledning och hantering av kriser, skydd mot och hantering av farliga ämnen, IT-säkerhet och nya sensorers möjligheter.



FOI  
Totalförsvarets forskningsinstitut  
CBRN-skydd och säkerhet  
901 82 Umeå

Tel: 090-10 66 00  
Fax: 090-10 68 01

[www.foi.se](http://www.foi.se)

FOI-R--2675--SE Användarrapport  
ISSN 1650-1942 December 2008

**CBRN-skydd och säkerhet**

Oskar Frånberg, Mikael Ericsson, Mikael Gennser

Andningsarbete, hydrostatisk  
obalans samt  
oxygenpartialtryck i olika  
slutna och halvslutna  
andningsapparater

Titel	Andningsarbete, hydrostatisk obalans samt oxygenpartialtryck i olika slutna och halvslutna andningsapparater
Title	Work of breathing, hydrostatic imbalance and oxygen partialpressures in different closed and semicloser breathing aparatures
Rapportnr/Report no	FOI-R--2675--SE
Rapporttyp Report Type	Användarrapport User report
Sidor/Pages	33 p
Månad/Month	December
Utgivningsår/Year	2008
ISSN	ISSN 1650-1942
Kund/Customer	FM
Forskningsområde Programme area	8. Människa och teknik 8.Human Systems
Delområde Subcategory	81 Fysiologi 81Physiology
Projektnr/Project no	E 4460
Godkänd av/Approved by	Anders Norqvist
<b>FOI, Totalförsvarets Forskningsinstitut</b>	<b>FOI , Swedish Defence Research Agency</b>
Avdelningen för CBRN-skydd och säkerhet	CBRN Defence and Security
901 82 Umeå	SE-901 82 Umeå

## Sammanfattning

Mekaniska mätningar på fem olika andningssystem för röjdykning genomfördes på ytan och ner till maximalt dykdyk för de enskilda apparaterna för att bestämma storlek på andningsarbete, andningstryck och hydrostatisk obalans. Apparaterna testades i enlighet med de mätmetoder som beskrivits i europeisk standard för halv- och helslutna dykapparater. Dessutom undersöktes oxygenpartialtrycken i apparaterna under simulerad ämnesomsättning med hjälp av FOIs metabolismsimulator. Även dessa mätningar genomfördes både på ytan och ner till maximalt av tillverkaren föreskrivet dykdyk.

Resultaten visade att ingen av de utprovade dykapparaterna klarade alla gränsvärden för andningsmotstånd och hydrostatisk obalans som har fastställts av den europeiska standardiseringskommittén.

Vid avsedda dykdyk höll sig oxygenpartialtrycken inom säkra gränser.

Nyckelord: andningsarbete, hydrostatisk obalans, oxygenpartialtryck, dykning, dykeri, återandningsapparat

## Summary

Mechanical measurements of work of breathing, respiratory pressures and hydrostatic imbalance were carried out on five different types of rebreathers for mine clearance diving, on the surface and at maximum diving depth for each machine. The diving systems were tested according to the methods described in the European Standard for closed and semi-closed rebreathers. The oxygen partial pressures in the diving apparatuses were also tested during simulated respiration using FOI's metabolic simulator. These tests were also carried out at surface and at the by the manufacturer described maximum diving depth.

The results showed that none of these systems passed all the limits for breathing resistance and hydrostatic imbalance that have been set by the European Committee for Standardization.

The oxygen partial pressures remained within safe limits at the designed depths.

Keywords: work of breathing, hydrostatic imbalance, oxygen partial pressure, diving, rebreathers.

# Innehållsförteckning

<b><u>1</u></b>	<b><u>Syfte</u></b>	<b>8</b>
<b><u>2</u></b>	<b><u>Inledning</u></b>	<b>9</b>
<b><u>3</u></b>	<b><u>Fysiologiska gränsvärden</u></b>	<b>12</b>
<u>3.1</u>	<u>Andningsarbete</u> .....	12
<u>3.2</u>	<u>Hydrostatisk obalans</u> .....	12
<u>3.3</u>	<u>Elastans</u> .....	13
<u>3.4</u>	<u>Respiratoriska motstånd i samverkan</u> .....	13
<u>3.5</u>	<u>Inspiratoriskt oxygenpartialtryck</u> .....	14
<b><u>4</u></b>	<b><u>Metoder</u></b>	<b>16</b>
<u>4.1</u>	<u>Testutrustning</u> .....	16
<u>4.1.1</u>	<u>Andningssimulator</u> .....	16
<u>4.2</u>	<u>Andningsarbete</u> .....	18
<u>4.3</u>	<u>Respiratoriska tryck</u> .....	18
<u>4.4</u>	<u>Hydrostatisk obalans</u> .....	18
<u>4.4.1</u>	<u>Metabolismsimulering</u> .....	19
<u>4.5</u>	<u>inspiratoriskt oxygenpartialtryck</u> .....	20
<b><u>5</u></b>	<b><u>Resultat</u></b>	<b>21</b>
<u>5.1</u>	<u>Andningsarbete</u> .....	21
<u>5.2</u>	<u>Hydrostatisk obalans</u> .....	22
<u>5.3</u>	<u>Elastans</u> .....	22
<u>5.4</u>	<u>Oxygenpartialtryck</u> .....	23
<b><u>6</u></b>	<b><u>Diskussion</u></b>	<b>24</b>
<u>6.1</u>	<u>Andningsarbete</u> .....	24
<u>6.2</u>	<u>Hydrostatisk obalans</u> .....	25
<u>6.3</u>	<u>Elastans</u> .....	26
<u>6.4</u>	<u>Kombination av respiratoriska motstånd</u> .....	27
<u>6.5</u>	<u>Oxygenpartialtryck</u> .....	28
<u>6.6</u>	<u>Systemspecifika problemområden</u> .....	29
<b><u>7</u></b>	<b><u>Referenser</u></b>	<b>31</b>
<b><u>8</u></b>	<b><u>Appendix 1</u></b>	<b>33</b>



# Definitioner

*Andningsbälgs*: Gasbehållare med variabel volym som dykaren kan andas ut och in ur.

*Andningsarbete*: Det arbete (Joule per liter) som krävs för att genomföra en andningscykel. Detta arbete är proportionellt mot den inneslutna ytan i tryck-volymsdiagrammet (se figur 1).

*Andningscykel*: En inandning följd av en utandning.

*Andningsdel*: Del för att sammankoppla dykarens andningssystem med återandningssystemet. Vanligen ett bitmunstycke, en oronasalmask, en helmask eller hjälm.

*Andningsfrekvens*: Antalet andningscykler per minut.

*Hydrostatisk obalans*: Differentialtrycket mellan andningsdelen vid slutet av en utandning ”nollflöde” (se figur 1) och referenstryckspunkten vilken är antingen lungcentroiden eller bröstbensknölen (se figur 2).

*Koldioxidskrubber*: Behållare fylld med koldioxidabsorberande material. Vanligen består detta material till största delen av kalciumhydroxid i pelleterad form.

*Minutventilation (RMV)*: Produkten av tidalvolym och andningsfrekvens.

*Respiratoriskt tryck*: Differentialtrycket i andningsdelen av ett andningssystem relativt nollflödestrycket i andningsdelen vid slutet av en in- eller utandning (se figur 1).

*Skadligt rum*: Volymen mellan mun och i förekommande fall näsan samt inandnings och utandnings delar i andningsdelen. (Definition gäller endast det skadliga rummet, som orsakas av andningsapparaten, ej anatomiskt och fysiologiskt skadligt rum i andningsvägarna.)

*Tidalvolym*: Volymen av den undantryckta gasen vid in- eller utandning eller en halvcykel av andningssimulatorens som motsvarar in- eller utandning.

*Tryck-volymsdiagram*: Diagrammet genererat under en andningscykel (in- och utandning) genom att plotta det respiratoriska trycket mot den undantryckta volymen (se figur 1).



# 1 Syfte

Proven av olika andningssystem för röjdykare utfördes dels för att ge marinen/FMV ökad kunskap rörande de system som finns tillgängliga på marknaden och undersöka hur väl dessa uppfyller de gränsvärden som finns angivna i europeiska standardiseringsdokument.

Det andra skälet att genomföra dessa mätningar var för att undersöka hur andningstryck, hydrostatisk obalans och andningsarbete varierar över andningscykeln i andningsapparater som används vid operativ dykning. De mätningar och studier som ligger till grund för de fysiologiska gränsvärden som används i olika standarder har genomförts på öppna andningssystem eller i idealiserade modellsystem (t ex Warkander et al 1990, Thalmann, Sponholtz & Lundgren 1979, Morrison & Reimers 1982). I verkliga dykapparater kommer resistiva-, elastiska- och tröghetsmotstånd att variera på ett oregelbundet sätt över andningscykeln och vara beroende av gasdoserings- och gasdumpningsfunktioner. Det är känt att personer som andas i en andningsapparat rättar sitt andningsbeteende efter apparatens karakteristik (t ex Fothergill, Joye & Carlson 1997). För att vinna ökad förståelse för andningsreglering under dykning behöver därför andningsapparaternas andningskaraktistik beskrivas.

Denna beskrivande studie av mekanisk- och oxygendoseringsprestanda av ett antal olika typer av återandningsapparater kommer att ligga till grund för vidare studier av de andnings-fysiologiska effekterna av dykning med återandningsapparater.

## 2 Inledning

I en tidigare rapport (Frånberg & Gennser 2006) identifierades ett antal principiellt olika gasdoseringssystem för återandningsapparater för bruk vid röjdykning. För en närmare beskrivning av funktionssätt samt teoretiska modeller för resulterande oxygenfraktioner både i samband med fortvarigt tillstånd vid olika syrgasförbrukningshastigheter samt i dynamiska skeenden vid förändring i dykdjup och oxygenförbrukningshastighet hänvisas till denna rapport. Fem olika apparattyper som representerade fyra olika kategorier av oxygendoseringsprinciper införskaffades. Den femte apparattypen (DCSC) fungerade som referensapparat eftersom den använts under en 10-års period av FM.

Tillverkare	Apparat	Doserprincip
Interspiro AB	DCSC	Behovsdoserande massdoseringssystem
Interspiro AB	ISMix	Behovsdoserande massdoseringssystem
Aqualung ltd	CRABE	Behovsdoserande volymsdumpningssystem
Carlton technologies ltd	Viper +	Självblandande konstantflödessystem
Divex Ltd	Stealth	Elektroniskt styrt helslutet system

Tabell1: Dykapparater som undersöktes i denna rapport.

DCSC är det system som används av svenska marinens röjdykare sedan 1996 och fram till skrivande stund. Detta system får av den anledningen tjäna som jämförelse då marinen har goda erfarenheter av funktion, belastningar samt de oxygentryck som detta system ger.

De olika systemen valdes utifrån de olika gasdoseringsprinciperna. Därför blir jämförelsen vad avser andningsprestanda inte lika heltäckande. Dock är det så att olika tillverkare har använt olika mekaniska konstruktionslösningar för andningskretsarna. Effekterna av varje enskild konstruktionslösning blir därmed inte lika lätt att tolka då flera konstruktionsparametrar varierar från system till system.

Interspiros DCSC har en andningsbälg med gångjärnsfunktion monterad på dykarens ryggsida. Bälgen är även försedd med bälgvikter som i de olika positionerna antingen pressar på bälgen och därmed ökar trycket eller hänger i bälgen och därmed minskar trycket, detta för att få ett tryck som mer överensstämmer med trycket i lungcentrum hos dykaren. Utandningsgas andas direkt in i bälgen och inandningen passerar genom koldioxidskrubbern. Systemets övertrycksventil sitter monterad mellan dykarens ryggplatta och apparaten.

Interspiros ISMix har en liknande funktion som DCSC, men systemet kan dessutom försees med en diffusor vilken utgörs av en perforerad gummiblåsa som träs över övertrycksventilen och minskar bubbelstorleken. Systemet kan antingen användas med bitmunstycke eller helmask.

Aqualungs CRABE har en ryggmonterad bälg men saknar bälgvikt och gångjärnsfunktion. Utandningsgasen fyller även här först bälgen för att under inandningsfasen passera genom skrubbern direkt till dykaren. Övertrycksventilen sitter här monterad ovanpå andningsbälgen och på grund av apparatens funktion så aktiveras den under hela inandningsfasen men inte som för andra system under utandningsfasen.

Viper+ från Carleton Technologies har två andningssäckar som är monterade på bröstkorgen. Vid utandning fylls utandningssäcken direkt via utandningsslangen men en andel gas går genom skrubbern och till den andra säcken kallad inandningssäcken. Denna töms vid inandning men lite gas suges över från utandningssäcken även under inandningen. Viper + doserar med ett kontinuerligt flöde oberoende av dykarens ventilation, detta gör att andningssäckarna överfylls i slutet av utandningen. Denna gas släpps ut med en ställbar ventil monterad mitt på utandningssäcken.

Divex, Stealth är ett slutet andningssystem, så om ingen förändring av dykdjup sker dumpas ingen gas till omgivningen. Detta gör att övertrycksventilens position inte påverkar andningsprestanda. Systemet har, på samma sätt som Viper +, två andningssäckar, en inandningssäck och en utandningssäck, som sitter monterade på bröstet. Koldioxidskrubbern sitter mellan andningssäckarna och övertrycksventilen är monterad mitt på inandningssäcken.

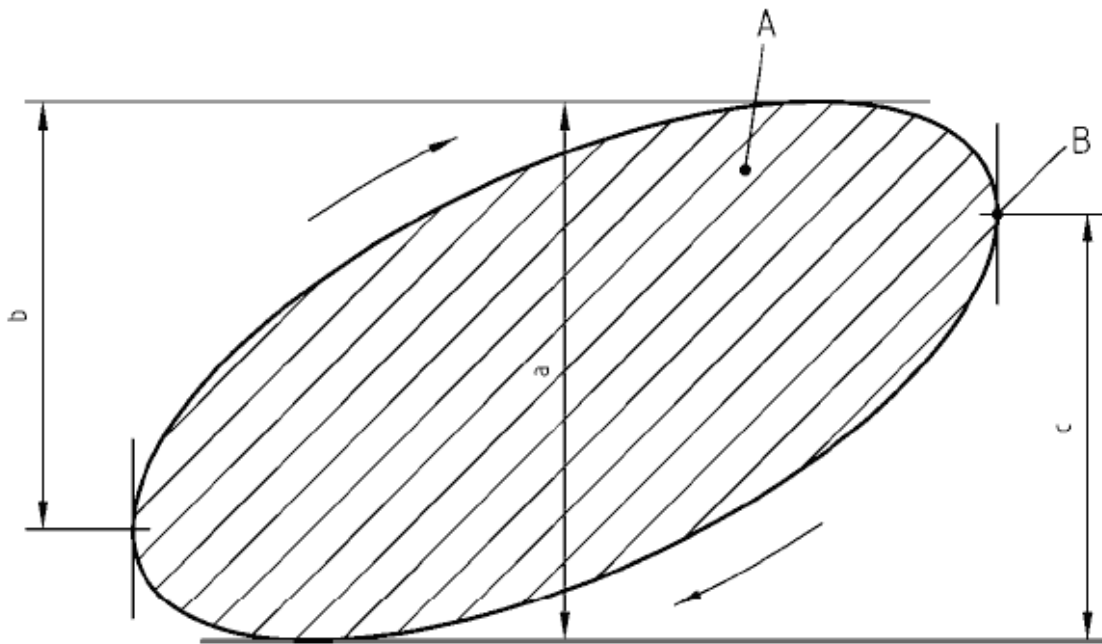


Fig 1: Schematisk andningskurva. På x-axeln plottas andetagsvolym och på y-axeln tryck i andningskretsen. a) Andetagets tryckamplitud (peak-to-peak), b) maximalt utandningstryck c) maximalt inandningstryck, A – andningsarbete (den inneslutna arean), B – referenspunkt för hydrostatisk obalans (slut på utandningen, “0-flöde”).

### 3 Fysiologiska gränsvärden

De fysiologiska gränsvärden som finns beskrivna i medicinsk/fysiologisk litteraturen och i relevanta standarder redovisas nedan.

#### 3.1 Andningsarbete

Andningsarbete definieras som den inneslutna arean av andetagskurvan i ett tryck- volymsdiagram. Den europeiska normen SS-EN1414-3 2003 anger gränsvärdet för andningsarbete enligt följande formel:

$$\text{And.Arb} = 0,5 + 0,03 * \text{RMV [J/L]}$$

vid ventilationer från RMV 10-75 l/min. Vid testning med en ventilation på 62,5 l/min fås då 2,375 J/l som övre gränsvärde.

Den norska yrkesdykarstandarden (NORSOK) anger en komfortgräns satt till:

$$\text{And.Arb} = 0,5 + 0,02 * \text{RMV [J/L]}$$

vid ventilation från RMV 7,5-75 l/min. Vid testning med en ventilation på 62,5 l/min fås då en komfortgräns på 1,75 J/l.

NEDU (US-Navy Experimental Dive Unit) anger ett fast värde på 2,2 J/l oberoende av ventilationen (Warkander 2000).

CRESE (University at Buffalo, NY) anger ett fastvärde på 1,75 J/l vid 57 m djup men oberoende av ventilationen (Warkander 2000).

#### 3.2 Hydrostatisk obalans

Som referenspunkt för hydrostatisk obalans är det för många fysiologer (Warkander 2000) naturligt att ange lungcentroiden då detta är det tryck som

för lungorna mest efterliknar situationen i luft på ytan. Det kan däremot vara svårt att finna denna punkt hos människor och av den anledningen används ofta bröstbensknölen som referenspunkt. Ytterligare anledning till att välja bröstbensknölen är att i den vanligaste positionen vid dykning, då dykaren simmar med ansiktet ned har man funnit att bästa andningskomforten fås vid 0-10 cmH<sub>2</sub>O övertrycktryck jämfört med lungcentroiden. I denna position befinner sig enligt SS EN1414-3 2003 bröstbensknölen 7 cm från lungcentroiden och en centrering kring bröstbensknölen innebär då bästa andningskomforten. I positionen stående med huvudet upp hamnar bröstbensknölen mellan munhålan och lungcentrum. Många dykare upplever obehag då gstrycket kompenseras för lungcentrum (+30 cmH<sub>2</sub>O). Framför allt upplevs det som obehagligt i samband med dykning med bitmunstycke. Att använda bröstbensknölen som referenspunkt utgör en kompromiss i detta läge.

Den europeiska standarden anger andningstryck relativt bröstbensknölen -20 till +20 cmH<sub>2</sub>O med tillägget att -25 cmH<sub>2</sub>O accepteras i positionen liggande med ansiktet nedåt.

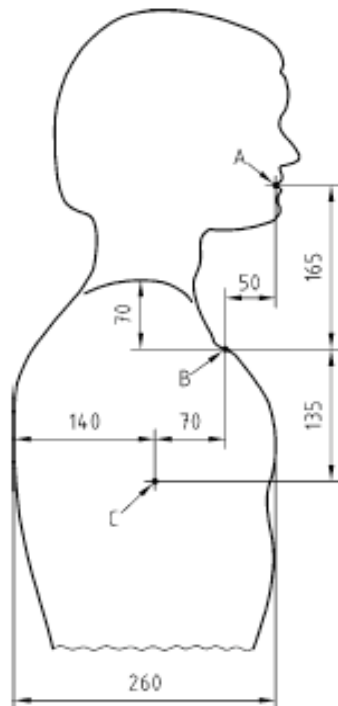
NEDU (Warkander 2000) anger tolerabel hydrostatisk obalans (liggande) omräknat från lungcentroiden till bröstbensknölen blir gränserna +8 cmH<sub>2</sub>O till -17 cmH<sub>2</sub>O och i stående blir gränserna +28,5 till -1,5 cm relativt bröstbensknölen.

### 3.3 Elastans

Det finns i den europeiska standarden inte någon explicit gräns för vad som är acceptabelt som elastiskt motstånd. Den respiratoriska tryckskillnaden bör inte överstiga 50 mbar (50 cmH<sub>2</sub>O) mätt på hela andningscykeln, och expirations- respektive inspirationsdelen av andetaget bör inte ha tryckskillnader på mer än 25 mbar (25 cmH<sub>2</sub>O) var. Detta innebär att en tillåten elastans per definition blir lägre än 25 cmH<sub>2</sub>O. Dan Warkander föreslår i sin rapport (Warkander 2000) om standard för US-Navy dykappreter att elastiskt motstånd är acceptabelt till 7 cmH<sub>2</sub>O/L. Eftersom det i europeiska standarden talas om tidalvolym om 2,5 liter så blir motsvarande värde då 17,5 cmH<sub>2</sub>O.

### 3.4 Respiratoriska motstånd i samverkan

I den europeiska standarden anges det ett gränsvärde för varje respiratoriskt motstånd men det anges inget om hur dessa tillåts samverka. Warkander finner i sin rapport (Warkander 2000) till US-Navy att de sammanlagda respiratoriska motstånden är additiva och blir inte begränsande för dykaren om addition av flödesresistans, hydrostatisk obalans och elastans, beräknade som en procentuell del av sitt eget tillåtna max värde, inte ger en summa som överstiger 100 %.



Figur 2: Referenspunkter för bestämning av hydrostatisk obalans enligt SS-EN1414-3 2003; A) Munhålan B) Bröstbensknölen C) Lungcentroiden. Mått i millimeter.

### 3.5 Inspiratoriskt oxygenpartialtryck

Gränsvärden för exponeringen för oxygen kan delas upp i tre olika aspekter. De två första gäller risken för akut syrgasförgiftning, sk oxygenkramper. Den sista handlar om att undvika lungförändringar med minskad vitalkapacitet och diffusionskapacitet som följd.

Det första gränsvärdet gäller vilka oxygenpartialtryck som kan accepteras under en kortare period för att sedan avklinga mot ett mer fortvarigt oxygenpartialtryck.

Enligt RMS Dyk (Regler för Militär Sjöfart; säkerhetsinstruktioner för Dykeriverksamhet) får oxygendykning genomföras med ett fortvarighetsvärde på 1,8 atm (180 kPa) under 45 min. Oxygendykning med högre oxygenpartialtryck än 1,8 atm får endast företas i livräddande syfte. Maximalt tillåts PO<sub>2</sub> på 2,2 atm under 15 min vid sådana betingelser. US Navy (US-Navy Diving Manual, 1996) har något mer liberala regler. Exkursioner som innebär ett maximalt PO<sub>2</sub> på 2,2 ATA under 15 min och därefter återgång till 1,6 atm PO<sub>2</sub> i maximalt 225 min tillåts under normala förhållanden.

Hög gasdensitet ökar risker för koldioxiduppsamling vilket ökar risken för akut oxygentoxicitet. Säker tid med högsta partialtryck kan möjligen reduceras till 1/3 av tiden vid låg densitet (Arieli 2003). Detta innebär att vid dykning med blandgas (nitrox, heliox eller trimix) vid större djup måste gränsvärderna för oxygenpartialtryck ligga lägre än vid grundare oxygendykning. Det bör noteras att gasdensiteten med nitrox vid 57 meter som är det största tillåtna dykdjupet med nitrox enligt RMS: Dyk förmodligen utgör ett värsta fall då djupare dykningar kräver heliumblandning för att minska narkospåverkan och därmed minskar gasdensiteten.

Enligt Svenska marinens erfarenheter med nitroxdykning med ACSC/ DCSC är ett fortvarigt  $PO_2$  på 1,6 atm (160 kPa) säkert. Vid snabb nedstigning tillåts maximalt 1,87 atm  $PO_2$ . Maximal tillåten tid med förhöjt  $PO_2$  är 15 min men den troliga tiden för återgång till 1,6 ata är ca 5 – 10 min. (Se rapport: Oxygendoseringsprinciper i återandningsystem, Delrapport 1: Systemmodellering.)

Den europeiska standarden anger att dyksystem får ha ett förhöjt oxygenpartialtryck på maximalt 2,0 bar (1,97 atm) men måste ha återgått till 1,6 bar (1,58 atm) efter 1 min.

De oxygenexponeringar som genererar lungpåverkan är så stora i förhållande till vad exponeringen blir i dyksituationer att dessa inte behöver beaktas om inte mycket intensiv dykning sker under många dagar eller veckor i följd.

Låga oxygenpartialtryck är en risk framförallt vid ytsimning innan dykning och vid uppstigning och simning på ytan efter dyk. Enligt EN1414-3 är 20 kPa  $PO_2$  i inandningsgasen ett minimum. Så pass låga oxygenpartialtryck som 16 kPa reducerar inte maximal arbetskapacitet nämnvärt och förmåga att utföra hårt arbete under 30 minuter kvarstår, men säkerheten vid dekompression försämras.



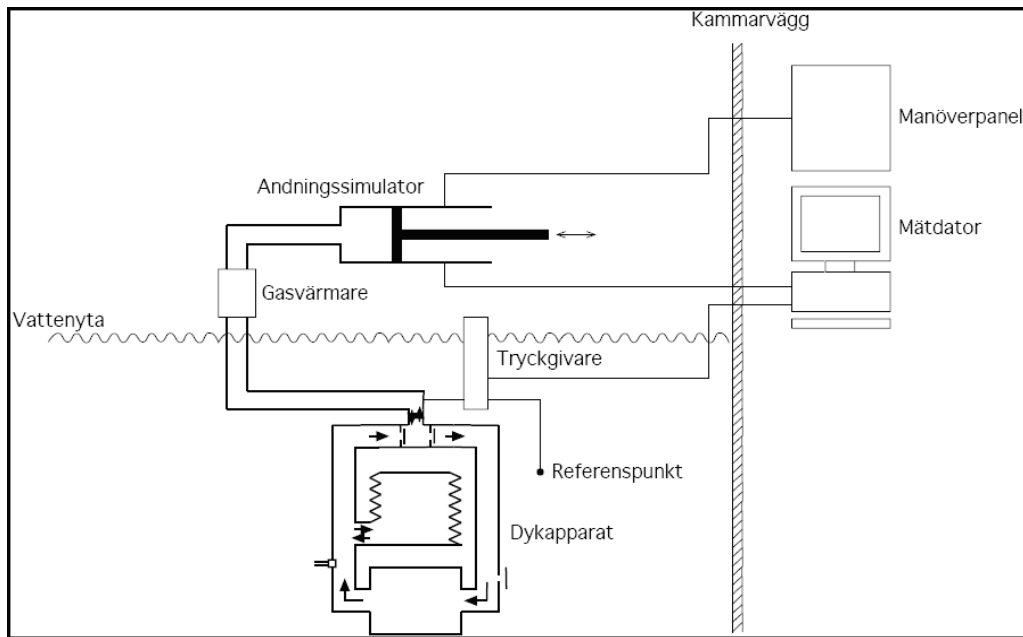
## 4 Metoder

Enligt den europeiska standarden så testas andningsprestanda med en sinusformad ventilationskurva med ventilationer från 10 – 75 l/min (BTPS, body temperature ambient pressure saturated with water). Proven bör genomföras med en för djupet anpassad gasblandning. Det är viktigt att säkerställa att andningsapparaten monteras rätt i förhållande till referenstrycket vid bröstbensknölen. Om inget annat anges bör avvikelsen från mättillstånden vid upprepade mätningar vara maximalt 5 %. Rumstemperaturen bör vara  $22 \pm 5^\circ\text{C}$  och andra omgivningstemperaturer bör inte variera med mer än  $\pm 1^\circ\text{C}$ . Den relativa luftfuktigheten i omgivningsluften bör vara 50 %.

### 4.1 Testutrustning

#### 4.1.1 Andningssimulator

Andningssimulatorens består av en kolv som pumpar andningsgasen fram och åter med hjälp av en elmotor kopplad till en cirkulär skiva för att generera en sinusvåg (Fig 3). Till kolven är kopplad en förlängning där en gasvärmare och en gasfuktare kan sättas för att värma och fukta gasen för att efterlikna människans utandning. Vid slutet av förlängningen sitter ett inpassningsstycke där en regulator, helmask eller annan andningsapparat kan fästas antingen direkt mot röret som i fallet med ett bitmunstycke eller via ett mannekänghuvud som används när helmask eller hjälm ska testas. I inpassningsstycket sitter en tryckmätare som mäter differentialtrycket under andningen mellan andningsdelen och en referenspunkt. Detta referenspunkt sätts till mitten av regulatorn när öppna andningssystem utprovas och för prov med återandningssystem sätts referenspunkten till bröstbensknölen på en standardiserad bröstorgsmannekäng. (Se Hydrostatisk obalans ovan samt Fig 2.)



Figur 3: Schematisk beskrivning av mätupställningen för mätning av andningsprestanda.

### Kalibrering av andningssimulatorens

För att kontrollera andningssimulatorens användes en standardiserad strypning enligt den europeiska normen SS-EN 1414-3 2003 som kopplades in i stället för en andningsapparat. Kalibreringen genomfördes enligt standarden genom att systemet trycksattes med luft till 6 atm (600 kPa, 50 m) och mätningar genomfördes med 25 cykler/min och en tidalvolym på 2,5 L vilket motsvarar RMV 62,5 l/min. Andningssimulatorens frekvens och amplitud kontrollerades. Ingen av storheterna fick variera med mer än 3 % av mätvärdet. Den upptagna tryckprofilen plottades mot kolvens position i form av förflyttad volym. Andningskurvan analyserades enligt figur 1. Enligt standarden skall det uppmätta andningsarbetet då vara  $3,3 \text{ J/l} \pm 0,17 \text{ J/l}$  och inhalations och exhalationstrycken skall vara  $\pm 25 \text{ mbar} \pm 1,25 \text{ mbar}$ .

### Andningskretsen

Andningsapparten monterades på testtorson (mannekängen) i enlighet med tillverkarens rekommendationer. Hela apparaten sänktes ned i vatten ( $4 \pm 1^\circ\text{C}$ ) så att inga yteffekter kvarstod. Gastillförseln öppnades och ställbara övertrycksventiler justerades till mekaniskt mittläge eller till det av tillverkaren rekommenderade läget. Som ett ytterligare försök testades det läge som gav lägsta andningsarbetet vid mätningarna.

## 4.2 Andningsarbete

De respiratoriska trycken mättes i andningsdelen. De respiratoriska trycken plottades sedan mot volymen i ett tryck-volymsdiagram. Andningsarbetet kan sedan bestämmas som den inneslutna arean i andningsloopen i tryck-volymsdiagramet. Andningsarbetet bestämdes i horisontell orientering (0° roll och 0° pitch).

### Andningsmotståndsmätning

Mätningen genomfördes genom att den för systemet tänkta nitroxblandningen för 54 meters djup används. Tryckning gjordes först till 30 meter och sedan till 54 meter. Med de system som klarar ännu större djup gjordes ytterligare en mätning på gasblandningens maximala djup (55, 57 meter). Efter detta byts gasen mot 80 metersgas och ytterligare en mätning genomfördes vid 80 meter. Med de system som klarar ännu större djup gjordes ytterligare en mätning på det maximala djupet för denna gasblandning (81 m, 95 m respektive 120 meter).

## 4.3 Respiratoriska tryck

De respiratoriska trycken; total, expiratorisk- och inspiratorisktryckdifferens samt elastance analyserades fram ur andningsloopen från andningsmotståndsmätningen i enlighet med Fig 1.

## 4.4 Hydrostatisk obalans

Andningsapparaterna monterades enligt samma procedur som vid andningsarbetsmätningarna. Inga övriga inställningar gjordes på apparaterna för att kompensera för roll och pitch. Ventilationen sattes till 62,5 L/min; 2,5 L tidalvolym och 25 andetag per minut. Torson roterades kring lungcentrum och mätningar genomfördes i de fyra lägena: 1) horisontellt med ansikte ned, 2) horisontellt med ansikte upp, 3) vertikalt med huvud upp och 4) vertikalt med huvud ned. Analys gjordes i enlighet med Fig. 1.

### Kalibrering av andningssimulatore

Före och efter varje rotation testades andningssimulatore mot DNC:s 0 meter dysa på ytan i luft med andningsfrekvens på 25 slag/min och 2.5 L tidalvolym för att testa gränserna för inspiratoriskt och expiratoriskt tryck samt andningsarbetet som beskrivits ovan. Detta gjordes för att verifiera att inte rotationen hade påverkat systemet. Utöver detta kalibrerades andningssimulatore före och efter hela testet enligt kalibreringsproceduren för andningsarbetsmätning. Om kalibreringsvärdena efter testet visade större differens än ±5% gjordes ny kalibrering och provet gjordes om.

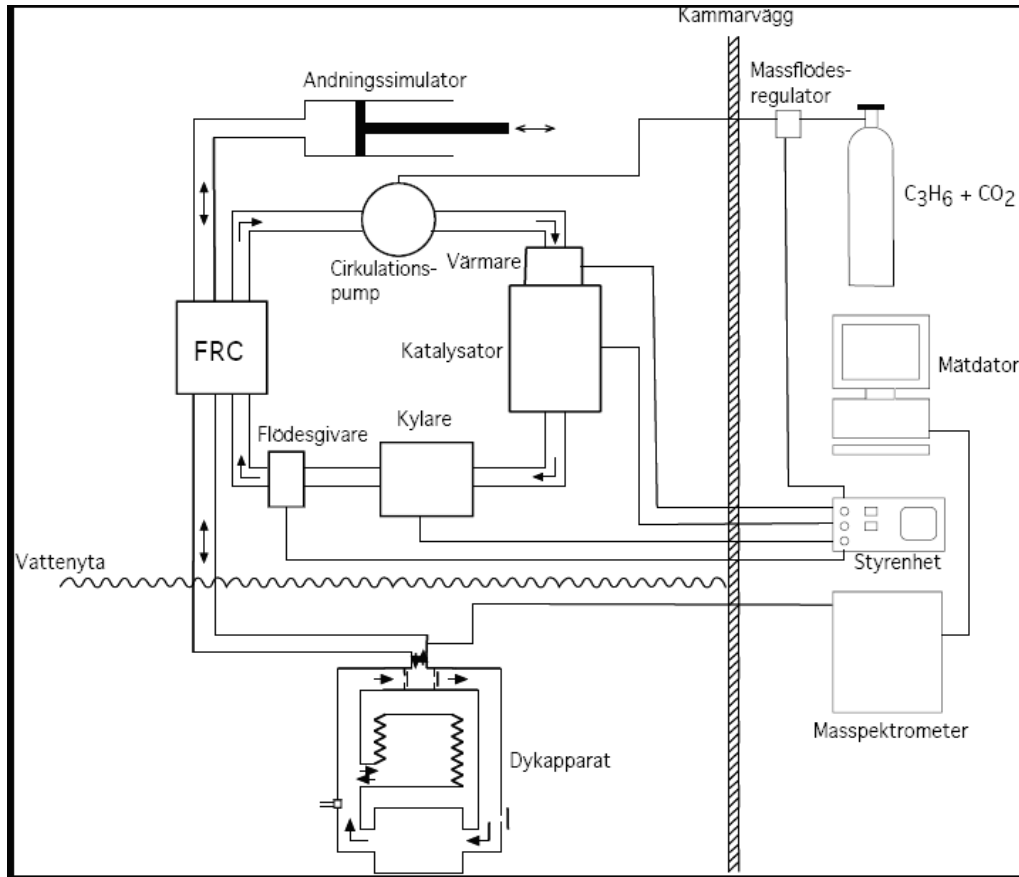
#### 4.4.1 Metabolismsimulering

Metabolismsimulatorn kompletterar andningssimulatorn. Den senare simulerar själva drivandet av andningsgasen ut och in ur andningsapparaten medan metabolismsimulatorn simulerar förbrukningen av oxygen och tillförseln av koldioxid till andningsgasen. Oxygenet förbrukas genom att tillsatt propengas förbränns tillsammans med gas från systemet. Härigenom bildas koldioxid. Då propen har den kemiska formeln  $C_3H_6$  bildas det vid fullständig förbränning av två propenmolekyler 6  $CO_2$  molekyler medan det förbrukas 9  $O_2$  molekyler. Det innebär att det endast bildas 66,7 %  $CO_2$  av det oxygen som förbrukas. Kvoten mellan producerad  $CO_2$  och förbrukad  $O_2$  brukar i fysiologiska sammanhang benämnas respiratorisk kvot. Det normala värdet för den respiratoriska kvoten i människa ligger mellan 0,8 och 1,0 även om kvoten kan variera mellan 0,7 och 1,2 beroende på bland annat på kost och ventilationsmönster.

Vid rumstemperatur kondenserar ren propengas vid ca 7 atm. Då propenet behöver doseras i gasform för att erhålla stabil dosering och homogen förbränning kan ren propen inte praktiskt användas djupare än ca 50 meter. Det har föreslagits att propengasen kan blandas ut med en inert gas, som helium eller kvävgas, för att erhålla propenet i gasfas vid större tryck. Detta resulterar dock i att den inerta komponenten ackumuleras i andningskretsen och stör mätningen.

Ett alternativt sätt som användes här var att späda ut propenet med koldioxid. När koldioxid blandas i propen så att koldioxidfraktionen blir 60 % ökas kondensationstrycket till ca 17,5 atm och därmed ökas det praktiskt användbara djupet till 160 meter. Mätningen kommer då inte heller att störas av tillsatt spädgas eftersom koldioxiden tas upp av återandningsapparatens koldioxidkrubber.

En ytterligare fördel med denna metod är att för varje två propenmolekyler som doseras in till systemet doseras då även 3 koldioxid molekyler in. Inklusive bildat  $CO_2$  ger detta en respiratorisk kvot efter förbränningen på 1 vilket alltså är inom det normala för mänsklig metabolism.



Figur 4: schematisk bild av mätupställningen för mätning med olika oxygen förbrukningshastigheter.

#### 4.5 inspiratoriskt oxygenpartialtryck

Apparaterna monterades på mannekängen enligt test för andningsmotstånd med pitch 0 grader och roll 0 grader och sänktes ned i  $4 \pm 1$  gradigt vatten till ett djup av ca 1 meter.

Oxygenhalten mättes i munstycket. Trycksättning och dekompression gjordes med 18 meter per minut. Mätningarna genomfördes med andningssimulatorens och metabolismsimulatorens kopplade till systemet.

Metabolismmätningarna genomfördes på ytan samt på 30 m (24 m för CRABE apparaten), 55m och 80/81 meter djup i enlighet med schemat i appendix 1.

## 5 Resultat

Varje resultat i tabellerna nedan av andningsarbete och andningstryck utgörs av medelvärde av 12 andningscykler. Endast mätningar där kalibreringen före och efter testen skiljde sig åt med mindre än 5% har använts.

### 5.1 Andningsarbete

Djup (m)	DCSC	ISMix bitmunstycke	ISMix Helmask	Viper +	CRABE	Stealth
0	1,2	1,45	0,99	1,35	1,05	0,98
30	2,04	2,74	1,87	1,83	2,11	1,51
55	2,87	4,28	2,76	2,3	2,97	1,88

Tabell 2: Andningsarbete i joule per liter mätt med nitrox vid 2,5 liters tidalvolym och 25 andetag per minut med sinusformat flöde.

Djup (m)	CRABE Trimix 23%O2 41%He	Viper + Heliox	Stealth Heliox
0	0,91	1,4	0,85
30	1,63	1,67	1,05
55	2,23	1,73	1,16
80	2,79	1,77	1,27

Tabell 3: Andningsarbete i joule per liter mätt med heliox eller vederbörlig trimix vid tidalvolymen 2,5 liter och 25 andetag per minut med sinusformat flöde.

## 5.2 Hydrostatisk obalans

Position	DCSC utan diffusor	ISMix med diffusor	ISMix utan diffusor	Viper +	CRABE	Stealth
Liggande ansikte ned	-13,3	-9,4	-18,8	22	-35	12
Liggande Ansikte upp	40,4	55	27,6	3	34	35
Stående huvud upp	18,3	22	4	6,25	4	7,5
Stående huvud ned	19,4	34	6	27,5	-7,5	15

Tabell 4: Hydrostatisk obalans, mätt med bröstbensknölen som referens, och 62,5 liters per minut ventilation med sinusformat flöde. Trycket är mätt vid slutet av utandningen då flödet är noll. Värden anges i cm H<sub>2</sub>O. Stealth apparaten friflödade vid mätning i liggande position med ansiktet upp, varför dessa resultat bör användas med försiktighet.

## 5.3 Elastans

Position	DCSC	ISMix med diffusor	ISMix utan diffusor	Viper +	CRABE	Stealth
Liggande ansikte ned	3,4	6,2	-4,9	22	-2,5	14
Liggande Ansikte upp	22,1	40	16,8	9	5,9	39,5
Stående huvud upp	13,5	18	4	22,5	4,1	15
Stående huvud ned	22,1	34	8,5	32,5	5	27

Tabell 5: Elastans mätt som skillnaden mellan trycket vid noll flöde vid slutet av ut- respektive inandning. Värden anges i cm H<sub>2</sub>O.

## 5.4 Oxygenpartialtryck

	Oxygenflöde vid 0 m	Djup: 30(24) m	Djup: 55 m	Djup: 80/81 m
DCSC/ ISMIX	>4 LO <sub>2</sub> /min	1,60 – 1,32 ATA	1,74 – 1,30 ATA	
Stealth	>4 LO <sub>2</sub> /min	1,36 – 1,20 ATA	1,76 – 1,24 ATA	1,79 – 1,18 ATA
Viper+	= 3,5 LO <sub>2</sub> /min	2,16 – 1,04 ATA	2,40 – 0,65 ATA	2,40 – 0,78 ATA
CRABE	= 2,5 LO <sub>2</sub> /min	@ 24 m 2,09 – 1,66 ATA	1,82 – 1,43 ATA	1,80 – 1,35 ATA

Tabell 6: Uppmätta oxygenpartialtryck vid simulering av ämnseomsättning med hjälp av propeninjektion i andningskretsen och katalytisk förbränning. Data anger det maximala och minimala oxygenpartialtrycken som uppmättes under något tillfälle under testerna. Samtliga dyksystem testades enligt schemat i Appendix 1.



## 6 Diskussion

### 6.1 Andningsarbete

När de uppmätta resultaten för andningsarbete relateras till den europeiska standardens gränsvärde ses det tydligt att alla system ligger högt med undantag för Divex Stealth (Tabell 7). Då Stealth är den enda av de testade apparaterna som är helsluten, vilket innebär att den inte släpper ut någon gas ur systemet under mätningarna, är det naturligt att se det som förklaring till det betydligt lägre andningsarbetet för denna apparat. Inget arbete behöver då göras för att öppna ventiler och släppa ut gas till omgivningen.

Både Viper + och Stealth har dubbla andningsbälgar med en in- och en utandningsbälg. Detta gör att under ett andetag så kommer gasflödes hastigheten att minska något i systemet då det ”läcker” över lite gas till inandningsbälgen även när utandningsbälgen fylls och på motsvarande sätt ”läcker” det över lite gas från utandningsbälgen när inandningsbälgen töms. På så sätt minskas den högsta flödes hastigheten genom större delen av systemet. ISMix, CRABE och DCSC uppvisar ungefär likstora andningsarbeten och anledningen är liknande konstruktion med andningsstyrd gasdosering och andningsstyrd gasdumpning.

Djup (m)	DCSC	ISMix bitmunstycke	ISMix Helmask	Viper +	CRABE	Stealth
55	121 %	180 %	116 %	96 %	125 %	79 %

Tabell 7: Andningsarbete vid mätning med nitrox. Värdena anges procent av maximalt andningsarbete enligt SS-EN1414-3 2003

Det ska noteras att människans normala andningsmönster har en mjukare form, dvs lägre maximala gasflödes hastigheter, än vad som åstadkoms med en sinusformad ventilationskurva med lika stor minutventilation. Dessutom har det visats att människan ofta anpassar sitt andningsmönster när andningen belastas som t ex vid andning i en dykapparat (se t ex Fothergill, Joye & Carlson 1997).

De mätmetoder som finns i standarden tar inte hänsyn till dessa aspekter utan alla mätningar genomförs med sinusformat ventilationsmönster vilket innebär att mätningarna sannolikt överskattar andningsarbetet. Detta gäller dock förmodligen inte för alla dykare. Warkander och medarbetare (Warkander et al 1990) visade att vissa dykare har en tendens att bibehålla en hög ventilation trots höga andningsmotstånd. Dessa dykare rapporterade en kraftig andnöd (Warkander et al 1990).

## 6.2 Hydrostatisk obalans

En ofta omnämnd konstruktion för att eliminera hydrostatisk obalans är så kallade bälgvikter. En sådan konstruktion finns på DCSC och ISMix, men som kan ses i tabellen nedan så eliminerar inte detta den hydrostatiska obalansen, åtminstone inte med de vikter som använts på dessa båda system. I den i dyksammanhang vanligaste positionen, liggande med ansiktet nedåt är den hydrostatiska obalansen dock inom gränsvärdet, vilket troligen kan förklaras med bälgvikterna då CRABE som har en liknande bälgkonstruktion i övrigt men utan bälgvikter ligger betydligt över gränsvärdet.

Vid användning av diffusor på ISMix sker en förändring av de hydrostatiska obalanserna då det under den sista delen av utandningen blir en direkt flödeskontakt mellan andningsbälgen och diffusorn. Därför kommer det hydrostatiska trycket i diffusorn att direkt påverka dykaren. Detta orsakar en kraftig hydrostatisk obalans speciellt vid simning på rygg. Det bör också noteras att i motsvarande position med Stealth apparaten så friflödade denna vid maskintestning men inte vid ett prov med en dykare. Skillnaden orsakades troligen av att maskintestet skedde med 62,5 liters ventilation vilket bör anses som mycket hårt arbete, i synnerhet om dykaren simmar på rygg.

Position	DCSC utan diffusor	ISMix med diffusor	ISMix utan diffusor	Viper +	CRABE	Stealth
Liggande ansikte ned	53 %	38 %	75 %	110 %	140 %	60 %
Liggande Ansikte upp	202 %	275 %	138 %	15 %	170 %	175 %
Stående huvud upp	92 %	110 %	20 %	31 %	20 %	38 %
Stående huvud ned	97 %	170 %	30 %	138 %	38 %	75 %

Tabell 8: Hydrostatisk obalans som procent av maximalt tillåten obalans i enlighet med SS EN1414-3 2003.

### 6.3 Elastans

CRABE apparaten utmärkte sig som den apparat som hade i särklass lägst elastans. Att CRABE har så lågt elastiskt motstånd beror troligen på att i detta system har bälgan stor i area i normalen till translationsriktningen. Detta gör att den förflyttas lite under en andningscykel.

Viper + har ett övertryck i slutet av varje andetag vilket skapar ett elastiskt motstånd. Stealth friflödar i rygglägesposition vilket förklarar det höga värdet i denna position. Att det elastiska motståndet blir nästan dubbelt så stort i positionen med huvudet ned beror på att gasen strävar uppåt i bälgarna som sitter över bröstet och ner mot magen och tryckcentrum hamnar därför i höjd med epigastriet vid inandning.

Position	DCSC	ISMix med diffusor	ISMix utan diffusor	Viper +	CRABE	Stealth
Liggande ansikte ned	19 %	35 %	28 %	126 %	14 %	80 %
Liggande Ansikte upp	126 %	229 %	96 %	51 %	34 %	226 %
Stående huvud upp	77 %	103 %	23 %	129 %	23 %	86 %
Stående huvud ned	126 %	194 %	49 %	186 %	29 %	154 %

Tabell 9: Elastiskt motstånd som procent av maximalt tillåtet elastiskt motstånd enligt Warkander (2007).

## 6.4 Kombination av respiratoriska motstånd

I den europeiska standarden vägs inte de olika andningsbelastningarna samman utan varje typ av motstånd har sitt eget gränsvärde. Det har visats att de olika belastningarna är additiva. För att få ett mått på den totala andningsbelastningen relativt ett gränsvärde föreslår Warkander (Warkander 2007) att fraktionerna av varje belastning relativt deras gränsvärden ska adderas och summan får inte överstiga 100 %.

Så till exempel om hälften av det tillåtna andningsarbetet och hälften av den tillåtna hydrostatiska obalansen och hälften av tillåten elastans uppmäts i ett system så skulle den totala belastningen av systemet utgöra 150 % av den andningsbelastning som en dykare klarar.

Det bör påpekas att det inte finns något gränsvärde för elastans i den europeiska standarden så i den följande diskussionen har värdet som Warkander föreslår använts.

Om en sådan sammanvägning som Warkander föreslår görs för de testade systemen så finner man att inget system under något förhållande kommer inom de föreslagna gränserna. Trots detta har flera av dessa system använts vid operationell dykning under lång tid. Bland annat har svenska marinen goda erfarenheter av DCSC. Orsaken till denna diskrepans är ej säker, men möjliga förklaringar är att dykarna anpassar sin dykning efter systemens prestanda samt att testmetoderna i standarden är för rigida och anpassar inte ventilationsmönstren så som en människa gör vid belastning. Frågan bör utredas noggrannare då det inte är tillfredställande att systemen inte kan bli godkända i enlighet med fysiologiskt baserade gränsvärden.

Mot bakgrund av att standardens gränsvärden inte verkar motsvara upplevd belastning har istället en jämförelse gjorts med en apparat vars prestanda är väl känd. Svenska marinen har lång och god erfarenhet av DCSC och en jämförelse med de övriga systemen bör ge en ganska god uppfattning om hur de kommer att upplevas av dykare.

I den vanligaste simpositionen med ansiktet ned ses att DCSC, ISMix och Stealth ligger nära varandra medan CRABE och Viper+ har högre belastning.

Positioner med 400-500% av gränsvärdet bör nog i görligaste mån försöka undvikas. ISMix med diffusor i liggande position med ansiktet upp som vid en skrovsökning har så pass hög hydrostatisk obalans, 55 cmH<sub>2</sub>O, att dykare inte bör utsättas för detta under längre perioder.

Position	DCSC utan diffusor	ISMix med diffusor	ISMix utan diffusor	Viper +	CRABE	Stealth
Liggande ansikte ned	193 %	189 %	219 %	332 %	279 %	219 %
Liggande Ansikte upp	449 %	620 %	350 %	162 %	329 %	480 %
Stående huvud upp	290 %	329 %	159 %	256 %	168 %	203 %
Stående huvud ned	344 %	480 %	195 %	420 %	192 %	308 %

Tabell 10: Den sammanlagda andningsbegränsningen på 55 m djup med nitrox beräknat enligt Warkander (2007). ISMix har mätts med helmask används bitmunstycke i stället ökar motståndet med 64 % -enheter.

## 6.5 Oxygenpartialtryck

Vid hård ytsimmning med de olika systemen ses det att ISMix och Stealth klarar av att leverera den mängd oxygen som även en mycket vältränad dykare kan komma att förbruka, se tabell 6. Viper + levererar upp till 3,5 liter per minut vilket motsvarar en mycket hög arbetsbelastning, men en mycket vältränade dykare med stor kroppsmassa kan komma upp i motsvarande syrgasförbrukningar. CRABE är begränsad till 2,5 liter per minut oxygenförbrukning och här bör metoder utvecklas för att tillse att dykaren inte kan komma i en situation där hårt arbete på ytan behöver genomföras.

Avseende fortvarighetsvärdena för oxygenpartialtryck på djup så håller sig systemen inom de gränser som tidigare har erhållits i samband med DCSC dykning. Dykning med CRABE till 24 m djup utgör ett undantag. Den apparaten levererar ett högre oxygenpartialtryck än DCSC. Detta kan dock hanteras genom att använda en gas med lägre oxygenfraktion eller genom att begränsa dykdjupet med gasblandning med 60 % oxygen till 21 meter.

När det gäller Viper + så hamnar denna utanför föreslagna gränser i samband med nedstigning till samtliga djup. Detta kan delvis ha orsakats av att det var svårt att hålla en tillräckligt hög kompressionshastighet med denna apparat då systemet inte har någon hydrostatventil eller automatisk spädgasventil. Den långsamma kompressionen gör då att det ackumuleras oxygen i kretsen under nedstigningen. Dock ska noteras att tidigare simuleringar av oxygenpartiltryck har visat att denna typ av gasdoseringssystem tenderar att ge höga oxygenpartialtryck (Frånberg & Gennser 2006).

## 6.6 Systemspecifika problemområden

Alla systemen har valts med olika angreppssätt angående varningssystem för låg oxygenhalt. CRABE saknar helt varningssystem. DCSC och ISMix har ett ventilationsstyrt varningssystem som ger ett andningsmotstånd om gasdosering har uteblivit under 55 sekunder. Detta system tar då inte hänsyn till annat än gasdoseringens tidsintervall, och känner inte av om dykaren använder rätt gas och rätt gasdoseringsinställning, eller om dykaren har en annan ventilation till oxygenförbrukningskvot än vad systemet är anpassat för. Fördelen med systemet är dock att det är mekaniskt enkelt och inte kräver någon kalibrering eller elektronik.

I Viper+ mäts att den indoserade gasen håller rätt oxygenpartialtryck men någon mätning av vad dykaren andas eller att det är ett tillräckligt stort flöde av gas sker ej. Stealth mäter oxygenpartialtrycket i dykarens inandningsgas och doserar sedan oxygen på grundval av detta. Det kan tyckas vara den säkraste metoden men om sensorn är felkalibrerad eller förändrar sin signal under pågående dykning kommer apparaten att dosera oxygen så att gasen stämmer överens med den felaktiga kalibreringen eller det avvikande värdet, och systemet kommer inte att larma för att gasens oxygenpartialtryck är felaktigt. Detta är ett generellt problem för system där doseringsfunktion och larmfunktion är sammankopplade.

Vilka situationer som är mest kritiska för respektive dyksystem är beroende på gasdoseringsprincipen.

Stealth strävar efter att upprätthålla ett högt konstant oxygenpartialtryck. Av den anledningen är den mest kritiska situationen om dykaren stannar upp under en neddykning, och därmed låter systemet ställa in oxygenpartialtrycket på detta djup, för att sedan snabbt fortsätta ned mot botten. Oxygenpartialtrycket kommer då att stiga över det inställda börvärdet och klinga av endast i takt med dykarens oxygenförbrukning. På ett liknande sätt kan förhöjda oxygenhalter uppstå i Viper+, då dykaren skall stanna upp på 10 meters djup under neddykning och kontrollera att varningen slår över till grönt ljus, sk”green light drill”. Under denna procedur doseras i stort sett ren oxygen in i kretsen. Detta måste på samma sätt som i Stealth metaboliseras av dykaren.

CRABE har inte tillräcklig gasdosering nära ytan för att klara av att försörja dykaren vid hårt arbete. Utöver detta kan en kritisk situation uppkomma om man gör en så kallad djupkurvesökning där man successivt går grundare och grundare. Gasen i andningskretsen expanderar då och dumpas som överskottsgas vilket hindrar färskgasdosering.

ISMixens andningsprestanda kan påverkas mycket av hur man konfigurerar systemet för dykning. Så kan man till exempel välja ett av Interspiro bifogat bitmunstycke vilket visade sig bidra till ett betydligt högre andningsarbete än helmasken. Detta beror troligen på att bitmunstycket har en mindre tvärsnittsarea än vad helmasken har. Ett annat konfigurationstillval är diffusorn vilken inte påverkar andningsarbetet nämnvärt men påverkar den hydrostatiska obalansen och då främst i positionen simmandes på rygg som vid en skrovsökning. Här kan övertrycket bli 55 cmH<sub>2</sub>O vilket är nästan tre gånger över gränsvärdet, utan diffusor fås trycket 28 cmH<sub>2</sub>O.

## 7 Referenser

Arieli R. Model of CNS oxygen toxicity in complex dives with varied metabolic rate and inspired CO<sub>2</sub> levels. *Aviat Space Environ Med.* 74(6 Pt 1):638-42, 2003.

Respiratory Equipment \_ Self-Contained Re-breathing Diving Apparatus, European Standard EN 1414-3 2003, European Committee for Standardization, Nov 2003.

Fothergill DM, Joye DD, Carlson NA. Diver respiratory responses to a tunable closed-circuit breathing apparatus. *Undersea Hyperb Med* 24(2): 91-105, 1997

Frånberg O, Gennser M. Oxygendoseringprinciper i återandningssystem. Delrapport 1: Systemmodellering. FOI-R--2083—SE, Stockholm/Umeå, 2006

Morrison JB, Reimers SD. Design principles of underwater breathing apparatus. I: Bennett PB, Elliot DH red., *The Physiology and Medicine of Diving*. London: Balliere Tindall, 1982: 55-98.

Thalmann ED, Sponholtz DK, Lundgren CEG. Effects of immersion and static lung loading on submerged exercise at depth. *Undersea Biomed Res* 6:259 – 290, 1997.

Warkander D. Comprehensive performance limits for divers' underwater breathing gear: Consequences of adopting diver-focused limits. NEDU TR 07-02, US Navy, 2007.

Warkander D, Norfleet WT, Nagasawa GK, Lundgren CE. CO<sub>2</sub> retention with minimal symptoms but severe dysfunction during wet simulated dives to 6.8 atm abs. *Undersea Biomed Res* 17(6): 515-23, 1997.

Warkander D, Lundgren C E G. Development of a comprehensive performance standard for underwater breathing apparatus, Final report, US Navy, 2000.

Regler för Militär Sjöfart; säkerhetsinstruktioner för Dykeriverksamhet. M 7749-752031, Huskvarna 2007



US Navy diving manual revision 3, ISBN 0-941332-22-5. Best Publishing Company, Flagstaf, AZ, USA, 1996.

## 8 Appendix 1

Djup [mvp]	Rörelse [m/min]	Andningsfrekvens [/min]	Tidalvolym [l]	O <sub>2</sub> förbrukning [l/min]	Test
0		5	2,0	0,5	Normovent
0		19	1,0	1,0	Normovent
0		20	1,5	1,5	Normovent
0		25	2,0	2,0	Hypervent
0		25	2,5	2,5	Hypervent
0		25	3,0	3,0	Hypervent
0		25	3,0	3,5	Normovent
0		25	2,5	4,0	Hypovent
0		20	1	1	Återställning
	18	20	1	1	Dykning
30/55/80		20	1	1	PO <sub>2</sub> spik
30/55/80		5	2,0	0,5	Vila
30/55/80		20	0,5	0,5	Grunda andetag
30/55/80		25	3,0	2,5	Hypervent
30/55/80		19	2,5	3,0	Hypovent
30/55/80		20	1,5	1,5	Återställning
30/55/80		0	0	1,5	30 s apné
30/55/80		20	1,5	1,5	Återställning
	18	20	1,5	1,5	Uppstigning
20/45/70		20	1,5	1,5	Återgång
	18	20	1,5	1,5	Nedstigning
30/55/80		20	1,5	1,5	Återgång
	18	20	1,5	1,5	Uppstigning
0		20	1,5	1,5	PO <sub>2</sub> sänkning
0		20	1,0	1,0	Återställning ursprung

Tabell 1: Körschema för metabolismsimulering med hjälp av propeninjektion och katalytisk förbränning.