

2

医学生理学基础

〔美〕C. H. 倍斯脱 N. B. 泰勒 主编

*

上海科学技术出版社

医学生理学基础

(二)

[美] C. H. 倍斯脱 N. B. 泰勒 主編

李茂之 主譯

卢秀劲 陈茨青 尹效孟

馮稼蓀 华蘊博

合 譯

上海科学技术出版社

內 容 提 要

本书系根据 C. H. Best 及 N. B. Taylor 主編《The Physiological Basis of Medical Practice》1961 年第七版譯成。原著共分九篇，即血液和淋巴、循环、呼吸、尿的排泄、消化、代謝和营养、內分泌腺、神經系統和特殊感官，共 79 章。这一册包括呼吸、尿的排泄和消化三篇。可供生理学、病理生理学工作者及高級临床医师参考。

THE PHYSIOLOGICAL BASIS OF MEDICAL PRACTICE

C. H. Best & N. B. Taylor
Bailliere, Tindall & Cox, 1961

医学生理学基础 (二)

李 茂 之 主 譯

上海科学技术出版社出版 (上海瑞金二路 450 号)
上海市书刊出版业营业許可証出 093 号

上海新华印刷厂印刷 新华书店上海发行所发行

开本 787×1092 1/16 印张 17 插页 5 排字数 401,000
1966 年 2 月第 1 版 1966 年 2 月第 1 次印刷
印数 1—3,500

統一书号 1·4119·1224 定价(科六) 2.80 元

目 次

第三篇 呼 吸

第 29 章 呼吸气体的吸收和递交	卢秀劲译 俞德章校	1
控制呼吸交换的物理原理		1
氧在組織內的运输和供給		8
血液对二氧化碳的运输		14
第 30 章 呼吸的力学	卢秀劲译 俞德章校	22
生理解剖		22
出生时肺的扩张		24
呼吸运动		27
吸气时胸腔的扩大		29
呼气		32
呼吸的功		32
咳嗽反射		33
气胸		34
支气管扩张		35
加压呼吸		36
伐 (Valsalva) 氏实验		36
第 31 章 肺容量和肺通气	卢秀劲译 俞德章校	37
肺容量		37
呼吸力学因素的試驗		39
肺泡-毛細血管的弥散和弥散量		43
第 32 章 呼吸的調节	卢秀劲译 俞德章校	45
吸气和呼气的調节		45
肺通气的調节		54
呼吸困难		60
第 33 章 低氧血症、窒息、减压病、氧疗和复苏	卢秀劲译 俞德章校	65
低氧血症的种类		65
高空中的动脉性低氧血症		67
减压病		70
密闭舱內的呼吸		72
肺炎		73
支气管性气喘		75

慢性肺气肿	77
肺不张	79
分流	80
一氧化碳中毒	82
氰化物中毒	83
发紺	83
复苏	88

第四篇 尿 的 排 泄

第 34 章 尿的生成	陈茨青译 徐学崢校	93
腎的结构与腎功能学說		93
尿生成的一般性质		96
第 35 章 腎的病理生理学:排尿	陈茨青译 秦文清校	133
腎功能的临床评价		133
腎功能障碍		134
排尿		142

第五篇 消 化

第 36 章 唾液腺和唾液分泌	尹效孟译 徐学崢校	149
消化腺概述		149
分泌的机制		149
唾液腺		151
第 37 章 胃的消化作用	尹效孟译 徐学崢校	163
胃液的分泌		163
第 38 章 胃的消化作用(續)	尹效孟译 徐学崢校	177
应用生理学		177
第 39 章 胰腺、肝脏和胆系統	尹效孟译 徐学崢校	193
胰液的分泌		193
肝脏的胆汁分泌		204
胆結石——胆石病		217
胆囊和胆管		222
第 40 章 肠內的分泌与吸收	馮稼蓀译 华蘊博校	229
小肠的分泌		229
结肠的分泌		234
肠粘膜的排泄机能		235
肠的吸收机能		235
第 41 章 消化道的运动:咀嚼、吞咽、胃的运动	馮稼蓀译 华蘊博校	245
咀嚼		245
吞咽		248

贲门.....	253
胃的运动.....	255
第 42 章 消化道的运动(續): 小肠和大肠, 神經支配..... 华蘊博譯 徐学寧校	269
小肠的运动.....	269
急性肠梗阻.....	275
回肠結肠瓣(結肠瓣).....	278
大肠的运动.....	278
肠中毒.....	285
胃肠平滑肌的神經調节和体液調节.....	287
第 43 章 內脏感觉..... 华蘊博譯 徐学寧校	291
眞性內脏痛与牵涉性疼痛.....	291
消化道对机械、温热、化学刺激的敏感性.....	297
恶心.....	297
食物和水分摄入的調节.....	297

第三篇 呼 吸

第 29 章 呼吸气体的吸收和递交

控制呼吸交换的物理原理

高等动物的细胞,不断地消耗氧,同时产生废物二氧化碳。在哺乳动物,氧向肺内的移行受呼吸运动的促进。氧弥散入肺毛细血管的血液中被运输到身体各部,并从毛细血管的血液中弥散入组织间隙液,然后到达细胞。二氧化碳从细胞弥散到组织间隙液,然后进入大循环毛细血管的血液中被运输至肺,并弥散入肺泡气中。

呼吸生理学讨论的一些重要问题是:(1)从肺泡气吸收氧并输送到组织,(2)从组织吸收二氧化碳并输送到肺泡气,(3)节律性吸气和呼气的机制,以及(4)每分钟呼吸空气量适应身体需要的机制。本章不讨论细胞利用氧的实际化学过程(细胞呼吸)。这个问题详述于生物化学。某些呼吸障碍在适当的题目下讨论,而其他比较一般性的则在本篇的最后一章中叙述。

假定读者已经具备基本的生物化学和人体解剖学知识。但是为了了解呼吸的化学和神经调节,还要预先学习二氧化碳和酸碱平衡的关系(第 13 章),神经、肌肉和反射活动的生理(第 63 章),以及自主神经系统的生理(第 71 章)。

气体运动学说——弥散、分压、吸收系数

无论多少量的气体,当其放入任何大小的容器内时,它的体积便扩大到容器的界限为止。这个事实可用气体分子继续运动的学说说明,即分子以高速度在空间运动着,而且由于和其他气体分子相撞而改变其运动方向,或与其所处空间边界相撞而再弹回。此种运动对于限制它的壁形成冲击,这种冲击和所谓气体的压力或张力有关。显然,在任何大小已定的空间中分子数量愈多,则发生的冲击也愈频繁。因而如果空间的容积缩小,分子被密集,则单位面积上的冲击率增加,而气体的压力上升(参阅以下的 Boyle 氏定律)。温度上升使分子运动的速度提高,冲击的频率和力量增加,压力也随之变大(Charles 氏定律)。

在所有的情况中,气体分子靠其运动逐渐平均扩散于全部有限的空间,因此,压力作用于限制界面的各部分上总是相等的。换言之,即使当初气体分子在空间的某

一部分可能比另一部分更密集,也会立刻发生平均的扩散,而且全部空间的压力到处变为相等。这种气体的分子浓度发生均等化的行为称为弥散。假使我们用二种或多种不同的气体混合代替一种气体,则发现混合气体的每一成分如同单独存在一样。每种气体的分子可平均散布于混合气体中,而其压力将因其浓度而定,与其他气体成分的浓度无关(分压定律)。

表 29-1 在不同温度下各种气体在蒸馏水中的吸收系数

温 度	氧	二氧化碳	一氧化碳	氮
0	0.049	1.71	0.035	0.024
20	0.031	0.87	0.023	0.016
40	0.023	0.53	0.018	0.012

将同一气体的两个不同浓度的样品分别置于该气体能透过的膜的两侧,亦发生弥散,直至膜两侧的张力相等为止;就混合气体而论,每种气体的作用宛如单独存在一样。

当一种气体或一种混合气体与液体的表面相接触时,每种气体分子就渗入液体而溶解于其中,直至各气体在液体內和液体外的张力相等为止。其时气体可說与液体平衡(气体的溶解定律)。反之,若将液体暴露在較低的气压中,則在較高压力下已經溶解的气体分子逸出,直至达到該水平下的平衡为止。例如,苏打水是在高压下与二氧化碳平衡的水。当塞子从盛满苏打水的瓶上拔出时,即冒气泡,二氧化碳分子逸出,直至溶解气体的压力和大气中二氧化碳的压力相等为止。同一种气体在张力不等的两种液体中,則無論与液体直接相接触或用該气体可透过的膜隔开,均能达到平衡。并且在一定的压力下气体溶解的实际量随各該气体和液体而异。例如蒸馏水若将其暴露在压力 760 毫米汞柱和温度 0°C 的氧气中,則每 100 毫升能吸收 4.9 毫升的气体。另一方面,油在相同的压力和温度条件下則能吸收的量要多得多。因此若将水与油的样品暴露于大气中,虽然三种媒质中气压是相同的,然每种媒质在 100 毫升中的大气体积(容积百分比)則有很大的差别。

在压力 760 毫米汞柱下能被 1 毫升液体所能吸收的一种气体的量(在标准温度和标准压力下测量),称为該液体的气体吸收系数。因此在 0°C 时水中氧的吸收系数为 0.049 而二氧化碳的吸收系数为 1.71;系数与温度成反比(表 29-1)。水中含有溶解的固体物质时会降低这些气体的吸收系数,体液的数值因而略較上述为低。故在体温(37°C)时,血浆內氧的吸收系数为 0.024 而二氧化碳为 0.510。

气体通过液体的弥散率与該液体內的气体吸收系数成正比,而与其分子量的平方根成反比。在相同的情况下,二氧化碳通过湿膜的弥散率比氧約大 30 倍。Krogh 将氧的弥散系数意义定为在一个大气压下,每分钟内,在一平方厘米的表面上,气体弥散 0.001 毫米距离的毫升数。它因不同的組織和体液而异,并随着每度摄氏温度而提高 1%。

在体温下所得氧通过下列物质的弥散系数为:

水	0.51
15%明胶	0.45
肌肉	0.31
结缔组织	0.18

凡能使肺膜变厚,损坏肺毛细血管,或妨碍在血液中弥散的某些疾病,将会降低血液与肺泡气之间的气体的弥散。这些疾病是肺水肿、肺气肿、肺纤维性变、僧帽瓣狭窄和充血性心力衰竭。

气体定律摘要

(1) **波义耳(Boyle)定律** 当温度一定时,气体之体积改变,则其压力作相反的变化,亦即压力与体积之乘积保持不变。若某种气体被限制的空间缩小一半,则其气压加倍,反之亦然。

(2) **查理(Charles)或给吕萨克(Gay-Lussac)定律** 在恒定的压力下,气体温度每升高 1°C ,其体积之膨胀为 0°C 时的 $1/273$ 。因此在恒定的压力下,气体之体积与其绝对温度(-273°C)成比例。

(3) **分压定律(道尔登 Dalton 定律)** 在混合气体中,一种气体所产生的压力和同量的该气体单独存在时所产生的压力相等。由此可见混合气体的总压力等于其组成气体的压力总和。例如,大气(干燥的)产生的压力为760毫米汞柱。它所组成的气体——氧、氮(包括其他不活泼气体)及二氧化碳所占的比例分别为20.96%、79%及0.04%。因此氧的分压为 $(20.96/100) \times 760 = 159.2$ 毫米汞柱,而二氧化碳为 $(0.04/100) \times 760 = 0.30$ 毫米汞柱。

和水接触的空气不断地接受由液体表面来的水分子。依照道尔登定律,这种水蒸气产生的压力和其他气体无关,而与空气中存在的量成比例。温度愈高则空气在达到饱和前含水的量愈多,因而水蒸气的张力亦愈大。

肺中的空气温度约 37°C ,而且常被水蒸气充分饱和;饱和的水蒸气压力为47毫米汞柱^①。空气离开肺后温度下降,一部分的水蒸气冷凝,故其压力要小得多。即使空气充分饱和,室内空气(18°C)中水蒸气的张力也不会大于15.5毫米汞柱,而常在4或5毫米汞柱左右。在不同温度下空气中的水蒸气(饱和的)张力列在表29-2中。

测量呼吸气体时,气体体积是用干燥的(即减去水蒸气,虽然实际上并不需要校正)并且在标准的温度(0°C)及压力(760毫米汞柱)下的体积来表示。每种气体(二氧化碳或氧)均以这种干燥体积的百分数表示之。

为了从干燥气体的百分率获得任何一种气体的张力,当然必须把气压计上的数字减去水蒸气的张力作为计算的基础。例如,在一种肺泡气(干燥)的样品中,若二氧化碳的百分数是5.6%,而气压计的压力(当然是肺泡气的总气压)是760毫米汞柱,则在肺泡气内二氧化碳的张力一定是

$$(5.6/100) \times (760 - 47) = 39.9 \text{ 毫米汞柱}$$

同样地,在干燥的肺泡气中 O_2 的百分率是14.2%时则氧的张力是

$$(14.2/100) \times (760 - 47) = 101.2 \text{ 毫米汞柱}$$

(4) **亨利(Henry)氏的气体溶解定律** 若温度恒定,则在任何液体中气体溶解量与其分压成比例。

^① Christie 及 Loomis 从直接的测量中获得肺泡气中水蒸气张力的数值比平常所承认的47毫米汞柱为低(即45毫米汞柱)。他们主张,肺泡气是没有充分饱和的,而肺的温度比业已假定的为低。他们发现因呼吸增强而致的水蒸气张力降低相当于7毫米汞柱。屏息可使其升高0.5毫米汞柱。

表 29-2 不同的温度下湿度饱和的空气中水蒸气的张力及水的克数

温 度	水 蒸 气 的 张 力	
	毫米汞柱	每立方米空气中的水分
°C		克
0	4.6	4.9
5	6.5	6.8
10	9.1	9.4
15	12.7	12.8
20	17.4	17.2
30	31.6	30.1
37	47.1	

肺内的气体交换

肺内空气的气体分压

在表 29-3 中所列的是关于吸入气、呼出气以及肺泡气中的氧、二氧化碳和氮分压(氩以及其他惰性气体也包括在氮分压中)的平均数。由吸入气至肺泡气,氧压力下降而二氧化碳则反之,很明显地会促进这些气体通过肺泡上皮的自由交换。吸入气和肺泡气之间的气体交换在呼出气中气体压力所显示的中間值反映出来。

表 29-3 大气、吸入气和肺泡气在 1 个大气压时的成分

气压計 760 毫米汞柱	分 压*		
	吸 入 气	呼 出 气	肺 泡 气
气 体	毫 米 汞 柱	毫 米 汞 柱	毫 米 汞 柱
氧	158.25	116	100
二 氧 化 碳	0.30	28	40
氮、氩等	596.45	569	573
水 蒸 气	5.0	47	47
总 数	760.00	760	760

* 这些是一般值。在个体之間和不同条件下变动頗大。人类于安静时肺泡气中各种气体压力的范围,氧是 97~108 毫米汞柱,二氧化碳是 35~45 毫米汞柱。

大气中存在的微量氦、氖、氙以及其他稀有气体包括在氮气数值中。就呼吸而論他们是惰性气体,并非为任何生理过程所必需。

肺泡的氧和二氧化碳的张力随着每分钟的通气量而变化。当有意过度呼吸时,二氧化碳的张力下降,而氧的张力上升。当屏息时或呼吸暂停期间发生相反的变化。

氮,就呼吸而論是惰性气体。氩和其他惰性气体与氮在一起,通称为“氮”,因为在討論呼吸生理时不一定要区别。

小量(体积約有百分之 0.83,此量是恒定的)的氮被吸收而溶解于血浆中,但在体内不被利用亦不产生,故动脉血和静脉血的含量相同。可是,必须注意,肺泡气和呼出气中氮的百分率比吸入气中该气体的百分率为高。这不是氮含量有任何绝对的

增加,而是由于氧吸收量比二氧化碳排出量大,呼吸气体总的容量减少所致。

血液内氧和二氧化碳的分压

在 29-4 表中是已知的动脉血和静脉血内氧和二氧化碳的张力。必须注意,静脉血内氧的张力(60 毫米)比肺泡气内低,而二氧化碳的张力则较高(6 毫米)。记住肺毛细血管和肺泡内的空气是由这些气体所能自由透过的薄膜所隔开的。压力的梯度有利于氧迅速向内弥散(从肺泡气到血液),和二氧化碳向外弥散(从血液到肺泡气)。肺泡气和肺毛细血管血液中呼吸气体之间很快地达到平衡。由于二氧化碳通过肺膜的弥散系数比氧高得多,因此其所需的压力梯度就不必如此大。从表 29-3 及表 29-4 可以看出二氧化碳的张力在肺的血液,亦即在混合的动脉血内,和肺泡气相同。实际上,欲知动脉血的二氧化碳张力时,一般是根据肺泡气中二氧化碳张力的测定结果,并假定两者是相同的。可是,Boeck 等指出其间有微小的差异(0.5 毫米汞柱)存在。

表 29-4 动脉血和静脉血中的气体张力

	张 力	
	静 脉 血	动 脉 血
	毫 米 汞 柱	毫 米 汞 柱
氧	37	100 ^①
二 氧 化 碳	46	40
氮	573	573
水 蒸 气	47	47
总 计	703	760

从人肺回流的混合动脉血中氧的张力仅仅比肺泡气略低。Comroe 和 Dripps,在许多正常人中,获得肺泡气中氧的张力值为 97.4 汞柱,动脉血中为 97.1 汞柱^①——肺泡气-动脉的差仅为 0.3 汞柱。Lilienthal 等在人体中获得类似的数值。

气体的平衡不是瞬时的,而是沿着肺毛细血管逐渐进行的。在静脉末端弥散很快,但当血液和肺泡气接近平衡时弥散过程势必变慢。毛细血管的长度和流经其内的血流速度是决定达到平衡程度所必需的因素。Roughton 获得正常人安静时血液通过肺毛细血管的时间的数值是 0.75 秒;当繁重劳动时,这个数值缩短到 0.34 秒。肺毛细血管内的血液总量因其膨胀也总比安静时要大得多;在剧烈运动时肺中血量可二倍于安静时。

人的动脉血中氧与二氧化碳的张力可使小气泡与动脉穿刺所得的血液样品接触后来测定。这种方法是将 Krogh 原来给动物创造的方法应用于人(Barcroft 和 Nagahashi) (图 29-1)。待空气中的气体与溶于血液中的气体达到平衡后,即将小气泡加以分析,并测定其成分。然后从其百分率来计算气体的张力。因为没有气体穿

^① 因为事实上在动脉系统的血液中没有氧释放出来,故从动脉所取样品的氧张力和肺静脉内的相同。

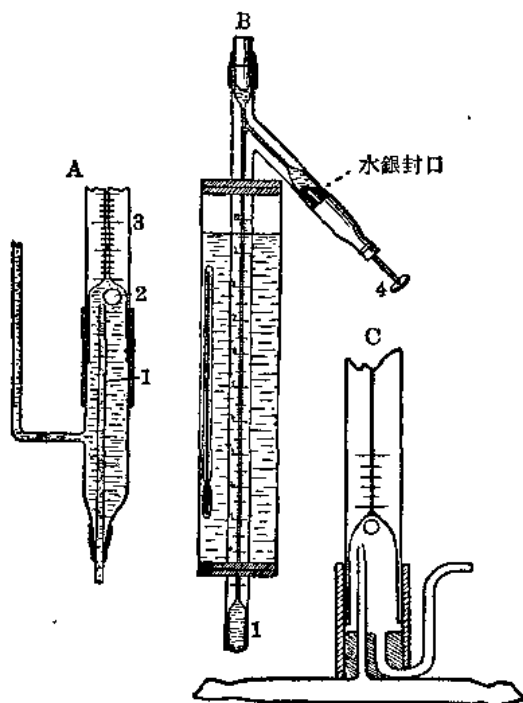


图 29-1 Krogh 氏显微张力计

A是构成B(1)下部的平衡室的放大图,但在B(1)图中只显示一部分。A由侧管充满生理盐水。1.系一细管子,血液标本即由此输入;2.是一个气泡。1的下端用橡皮管与插入血管内的套管连接;血液从管1上端狭小的孔滴出,成为微细的喷射,并喷于气泡上。待血液和气泡内的气体达到平衡后,用螺旋活塞(4)将气泡吸入有刻度的毛细管中(示于B),并按照下列手續分析。首先测定气泡的体积,其次吸入吸收二氧化碳的KOH溶液,然后回到刻度管内再测定其体积;两次测量之间的差异即得所含CO₂的分量。然后吸收氧,把气泡通过碱性没食子酸鉀溶液,并行第三次体积测定。C为一种具有连接套管并能直接插入血管的模型。

过动脉壁而发生交换,所以如此测得的张力乃是离开肺毛细血管的血液的张力。以前业已叙述过动脉血二氧化碳张力一般从肺泡气分析获得。入肺血液——混合的静脉血——的气体张力,在人体可用直接或间接的方法来测定。在动物中混合静脉血可用连接注射器的空心针穿刺胸壁从右心室获取。

血液中氧和二氧化碳的体积

知道了血浆中氧与二氧化碳的吸收系数和气体压力,则纯粹溶解在100毫升血浆中的每种气体的体积就容易算出(表29-5)。例如,在体温和760毫米汞柱的压力下,血浆中氧的吸收系数为0.023。在动脉血的氧分压下每立方厘米的血浆应溶解 $(100/760) \times 0.023 = 0.003$ 毫升的氧,或体积为0.3%。血浆中二氧化碳的吸收系数(0.51)或全血中二氧化碳的吸收系数(0.48)比氧为高,但肺中动脉血的二氧化碳分压比氧为低(40毫米汞柱)。故纯粹溶解在全血中的二氧化碳气体的体积是 $(40/760) \times 48 = 2.5\%$ 容积百分比。

约19.5%体积的氧和40~50%体积的二氧化碳能从动脉血中除去。故这些气

表 29-5 动脉血和静脉血内氧与二氧化碳的容积百分比
(每 100 毫升血液中气体的立方厘米数)

气 体	静 脉 血		动 脉 血	
	总 額	純 溶 解	总 額	純 溶 解
氧	12~14	0.1	19.5	0.3
二 氧 化 碳	58	3.0	48	2.5

体在血液中单纯溶解的比例不过是血液中其他方法保存数量的一小部分。它们以化学结合的状态而存在，如氧与血红蛋白结合而二氧化碳主要结合成碳酸氢盐（14 页）。

每 100 毫升血液中正常约含有 15 克的血红蛋白。由于 1 克血红蛋白最多结合 1.34 毫升的氧，故当完全饱和时，动脉血约含氧 20 毫升。血液离开肺时约百分之 97.5 被氧所饱和，故在此种饱和度时每 100 毫升的血中血红蛋白约可结合 19.5 毫升的氧^①。

氧饱和度的光电测定 人的血液中氧饱和度，可在血液循环通过半透明部分（如耳翼）时用氧化计测定。此种仪器最初由 Squires 提出，由 Goldie 和 Millikin 加以改进。其方法是根据红光（波长 600~750^② 毫微米）易透过氧合血红蛋白，但对还原血红蛋白略微透过。仪器由一个电灯泡和光电池组成，两者分别置于耳翼的前后。灯泡的热量扩张血管使毛细血管内血液氧的饱和度相当于动脉血内氧的饱和度；光照射组织，通过适当滤光后，被光电池所接受。用电流计测量产生的电流，而氧饱和的真实百分率则通过用 Van Slyke 氏方法所定值校正后的仪器计算。用导管从右心耳、心室和肺动脉抽取血液，测定其氧饱和度以诊断心脏先天性缺损（81 页）时，证实此方法有很大的用处。Groome 等已发明一种更便利的仪器。血液通过连接导管的聚乙烯做成的管子时被照射；在另一端，透过的光线，被分置于红光的和近红外线的（波长 750~900 毫微米）滤光器后面的光电池所记录。其氧合血红蛋白浓度由第一种光电池记录之值来计算；总的血红蛋白从第二种光电池记录来计算。由这些数值的比例而测得氧的饱和度。

欲测一定的血液样品中所含氧与二氧化碳的量（氧或二氧化碳含量），可把样品移到血液气体分析器（Haldane 或 Van Slyke）中，然后加入铁氰化钾使血红蛋白释放出所有的氧，或加入酸而释放全部结合的二氧化碳。必须小心，不让样品与空气接触。因为细胞壁不能为 $K_3Fe(CN)_6$ 所自由透过，血细胞应当先被氨或皂碱溶液所

① 血液通过肺泡的毛细血管时与肺泡的气体平衡，动脉血的张力比肺泡气低，而且仅仅达到饱和的 94~96% 这已如前述，现作如下解释。肺泡不是都有同样程度的通气；一部分肺泡的氧张力比所测定的样本（肺泡气）高，而另一部分则比样本低。换言之，一个肺泡气样品中的氧张力是所有肺泡气体的氧张力的平均数。但是就流来的血液而论，不是从单个肺泡，而是从整个肺部出来的——即混合动脉血——显然只要通气不足的肺泡氧的张力降低，而血红蛋白的氧饱和度也就降低，而通气过度的肺泡对此不能有任何重大的补偿。溶解的氧（它直接依赖于氧的张力）和血红蛋白中结合的氧是相平衡的；从血红蛋白的氧离解曲线坡度指出氧的张力在 100 毫米汞柱以上升高时血液进一步的饱和便很有限，但降低 20 毫米汞柱左右则会使饱和度大大的降低。

个体间动脉血氧饱和度的差异起因于肺泡换气不均的程度不同，也和离解曲线的形式略有不同有关。Barcroft 首先证明氧离解曲线不是所有的人完全一样的。这种不同显然是由于血红蛋白分子的球蛋白部分化学结构上的微小差别所致。

② 原文 7500 应改为 750。——译者

溶解。Haldane 証明經過这种处理后血液內所有的氧全被放出，氧合血紅蛋白成为变性血紅蛋白(第 6 章)。計算血液样品的氧容量，可将血液样品暴露于空气或氧气中，当血紅蛋白完全飽和时測定其时所含的氧量。氧含量对氧容量之比 $\times 100$ 即得血液氧飽和的百分率。因为和 1 克血紅蛋白所結合的氧量(1.34 毫升)是已知的，血液标本的血紅蛋白含量可从已充分飽和的血液中氧的分量(即从其氧容量)来計算。例如，若血液样品氧容量是 10% (容积百分比)，則其血紅蛋白含量是 $(10/1.34=)$ 7.5 克%或几近正常的 50%。

氧在組織內的运输和供給

即使在安靜时(每分钟 250 毫升)，单纯溶解的微量氧(約占总量的百分之一)对組織的氧需要量來說也是微不足道的。若血液所含不超过此数，則即使假定在每次循环时氧全部放出，每分钟也必須有 120 升左右的血液通过組織。然而，单纯溶解的气体还是极为重要的，因它一方面与肺泡气相平衡而另一方面又决定能和血紅蛋白相結合的氧量。此种情况通过研究血紅蛋白的氧离解曲綫就会明了。

血紅蛋白的离解曲綫

氧与血紅蛋白分子(第 6 章)的鉄化学結合而形成氧合血紅蛋白。每一个金属原子与两个氧原子結合。氧与血紅蛋白結合值得注意的特点是当其周围环境中的张力降低时，气体容易从結合中释放出来。氧已离解的血紅蛋白称为还原血紅蛋白。氧的分压和血紅蛋白的气体飽和度百分率之間的关系——亦即氧合血紅蛋白与还原血紅蛋白的比例——可以用曲綫——血紅蛋白氧离解曲綫的形式来表示。血紅蛋白蒸餾水溶液的氧离解曲綫可照下述方法获得。数份血紅蛋白溶液的样品各自分装于封閉的容器，即所謂张力計中(图 29-2)。然后使每份样品分別暴露于已知的氧张力：0, 10, 20, 40 和 100 毫米汞柱中。张力計在体温的水浴中不断旋轉。于是溶液象一层薄膜散布在容器的内表面。达到平衡后，測定氧合血紅蛋白与还原血紅蛋白的比例。

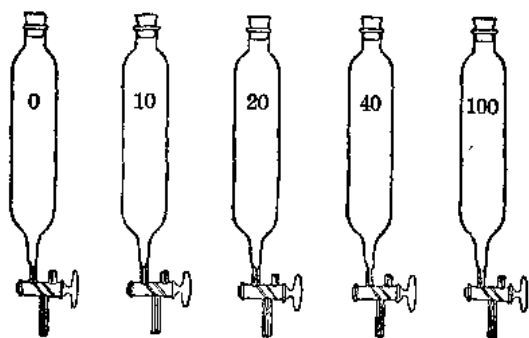


图 29-2 一系列的张力計

数字表示氧的压力(毫米汞柱)(依 Barcroft)

当百分之百飽和时——亦即血紅蛋白吸收氧到达全量时——該溶液約含有20容积%的氧。所以当 25%或 50%飽和时，則各含 5容积%或含 10容积%的氧。所有結果均画于图上，沿横坐标为氧张力，纵坐标为飽和百分率，如图 29-3 所示。

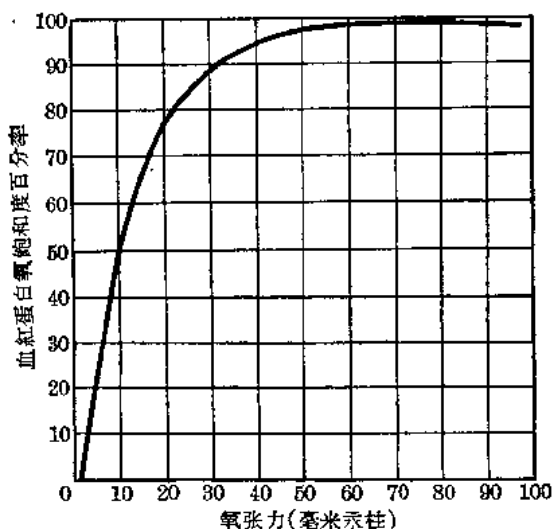


图 29-3 純血紅蛋白溶液的氧离解曲綫
(依 Barcroft)

Huffner 根据质量作用定律来計算而获得血紅蛋白的离解曲綫(参閱下面)。

若照前述方法以血液代替血紅蛋白溶液則所得的曲綫不同，如图 29-4 所示。曲綫是 S 形的。

在水溶液中血紅蛋白的氧飽和度依賴于气体的分压是符合质量作用定律的，即

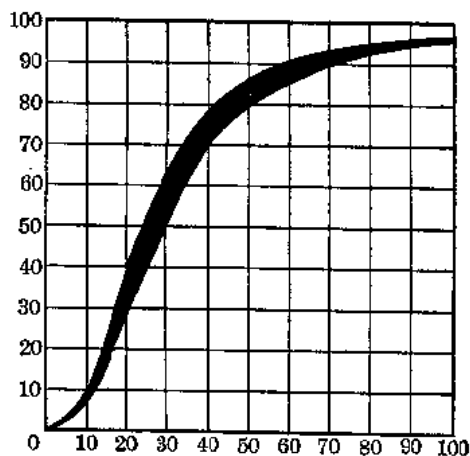
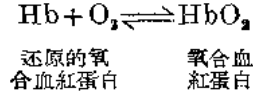


图 29-4 人血(測定許多人)氧离解曲綫变化程度的复合曲綫

各例血液都暴露于大气中，大气含有和每个检查者的肺泡气同样百分比的 CO_2 。纵坐标，是飽和百分率；横坐标，是氧压力。(Barcroft)

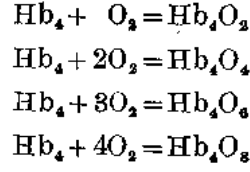
“化学变化的速度与反应物质浓度的乘积成比例”。在这里反应物质乃是还原血紅蛋白和氧。这种反应是可逆的,表示如下:



在前述的方法中,血紅蛋白溶液内或在全血的血浆中,氧的张力与进入张力計内的大气氧压显然达到平衡。其时溶解的氧的浓度必定与該溶液所遭遇的气体分压成比例。因此,若 $C_0 = \text{O}_2$ 浓度, $C_R =$ 还原血紅蛋白浓度及 $C_H =$ 氧合血紅蛋白浓度,那么 Hb 和 O_2 形成 HbO_2 反应的速度必定与常数 K 乘以 C_0 和 C_R 之积成比例。而其逆向反应,氧合血紅蛋白(HbO_2) 离解为还原血紅蛋白(Hb)和氧,则与另一常数 K_1 乘 C_H 成比例。因此:

$$K(C_0 \times C_R) \rightleftharpoons K_1(C_H)$$

在任何氧张力下,这些相反的反应中,氧合血紅蛋白的形成及其离解同时进行直至达到平衡为止。这样的简单反应能够說明血紅蛋白溶液的离解曲綫,但血液的 S 形曲綫想必是由于一系列反应的结果。天然的血紅蛋白分子量(約 64,000)比前所推測的大 4 倍。因此血紅蛋白可用 Hb_4 符号来表示。可設想每一分子的血紅蛋白与 4 分子的氧結合, $\text{Hb}_4 + 4\text{O}_2 \rightarrow \text{Hb}_4\text{O}_8$ 。在这样的方程式中应用质量作用定律計算出来的氧离解曲綫的 S 形比任何实际观察到的血液曲綫更为明显。反之,从方程式 $\text{Hb}_4 + \text{O}_2$ 計算的曲綫則是双曲綫(图 29-3)。因此,认为在生理的情况下,氧与血紅蛋白的結合发生四种独立而同时进行的反应。



据推测,这些反应的总的結果产生氧离解曲綫的特殊 S 形(图 24-4 和 29-5)。

如图 29-4 所示,有关全血离解曲綫形状的某些特征,在生理上是极为重要的。可以看出在动脉血的氧分压(97 毫米汞柱)时,血紅蛋白几乎为气体饱和(98%)。因此,血紅蛋白受更高的氧张力时,只能使血液吸取氧的总量增加极微,要获得最后的 2% 或 3%,其氧压必須上升至 300 毫米汞柱以上。曲綫上部变平,意味着氧分压降到正常值的一半左右以前血紅蛋白飽和度的降低很少。当压力在 60 毫米汞柱以上时,肺泡内的氧压发生較大变化时血液荷氧总量的变化极少。当氧的张力为 70 毫米汞柱时,血紅蛋白仍然是飽和 90% 左右。曲綫下部的坡度表示一定的氧压下降,可使血紅蛋白大大地失去飽和。故从曲綫的坡度所显示的血紅蛋白性质,有利于肺内氧压在 80 毫米汞柱以上时繼續吸取近乎最大量的氧。而当組織内氧压較低时,即在 1 (或不足为 1)~60 毫米汞柱时则气体迅速释出。看到图 29-3 所示的双曲綫即能体会到,如果血紅蛋白的作用也和这种曲綫那样,则它作为氧载体将是何等的不适合。因

为血紅蛋白在肺內对氧将显示极大的亲和力，但在組織中則要氧分压降到极低的水准后方才放出它所携带的氧。而在組織內所具有的压力下氧合血紅蛋白的离解速度比形成速度慢許多倍。象这样，血紅蛋白作为氧载体便没有价值了。但事实上，血紅蛋白在肺內的氧合和其在組織中的还原差不多是以相等的速率进行着。

酸碱反应及温度对氧离解曲綫状态的影响

血液反应的变化偏向酸性方面可使离解曲綫向右移，即血紅蛋白和氧的亲合力减少。組織活动时释放的二氧化碳和乳酸能发生这种作用。CO₂产生的这种影响是Bohr所发现的，通常叫作Bohr氏效应^①(图29-5)。温度对离解曲綫有同样的作用。因此这些作用能使血紅蛋白在氧张力較低时更易释放它的氧，而在氧张力較高

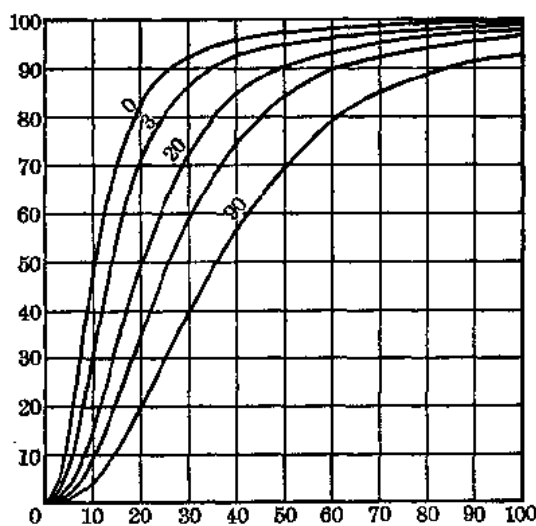


图29-5 人血暴露于CO₂张力0、3、20、40和90毫米时的离解曲綫
纵座标: 飽和百分率。横座标: 氧分压。(依Barcroft)

时对氧吸收的影响則不大。它們使氧合血紅蛋白分解有关的反应加速，第10页中所示的平衡向左移动。碱性及温度下降当然有相反的作用。

胎儿的血紅蛋白氧离解曲綫与出生后血紅蛋白的氧离解曲綫不同，如图29-6所示其坡度較陡；就是在一定的氧张力下会比成年的血液吸收更多的氧。毕竟氧从母体进入胎儿只是弥散的现象，脐靜脉血中的氧张力与母体胎盘靜脉血中的氧张力相同。妊娠繼續下去，胎儿的氧离解曲綫愈向左移，并由于H⁺离子浓度升高，母方的曲綫向右移(参看80页胎儿循环)。

組織中氧的释放

现在对于血液从肺中吸取氧而供給組織的情况可以作一小結。氧从肺泡气吸收

^① 血紅蛋白的氧离解曲綫对酸是如此的敏感以致Barcroft等把它作为一种血液反应变化測量法的基础。曲綫向右移，即在某种氧分压下血液吸收的氧較少，表示H⁺离子浓度增加，而向左移則表示相反的变化。