

# Η εξέλιξη των οξυγονωτών της εξωσωματικής κυκλοφορίας

Μημήκος Στυλιανός<sup>1</sup>, Στρογγύλη Ευλαμπία<sup>2</sup>, Καραπαναγιωτίδης Γεώργιος<sup>3</sup>

1. Νοσηλεύτης, MSc, Γ.Π.Ν. Αχέρα Θεσσαλονίκη

2. Νοσηλεύτρια, MSc, Κλινική Άγιος Λουκάς Θεσσαλονίκη

3. Επίκουρος Καθηγητής Καρδιοθωρακοχειρουργικής, Αριστοτέλειο Πανεπιστήμιο Θεσσαλονίκης

## ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Ο στόχος της παρούσας ανασκόπησης είναι η παρουσίαση του πιο σημαντικού στοιχείου τους κυκλώματος εξωσωματικής κυκλοφορίας, του οξυγονωτή. Επιπλέον, παρουσιάζονται τα υλικά κατασκευής, η λειτουργία και η χρησιμότητά των σύγχρονων οξυγονωτών με στόχο να παρουσιαστούν τα πλεονεκτήματα σε σχέση με παλιότερες τύπους της συσκευής. Επίσης, αναφέρονται στοιχεία για το μέλλον των οξυγονωτών καθώς και η τάση για χρήση μικρών ενδαγγειακών τεχνητών πνευμόνων. Πραγματοποιείται μια ιστορική αναδρομή της χρήσης των οξυγονωτών εξωσωματικής κυκλοφορίας σε μια προσπάθεια περιγραφής της λειτουργίας των αρχικών οξυγονωτών και ανάλυσης των μειονεκτημάτων στη σχεδίαση και κατασκευή τους που οδήγησε στην ανάπτυξη της μεμβράνης των οξυγονωτών. Η επιβεβαίωση ότι η τεχνητή μεμβράνη των σύγχρονων οξυγονωτών είναι το ενδεδειγμένο υλικό για την οξυγόνωση του αίματος και την απομάκρυνση του διοξειδίου του άνθρακα κατά τη διάρκεια της εξωσωματικής κυκλοφορίας, αναπτύχθηκε περαιτέρω έρευνα για την αντιμετώπιση συγκεκριμένων προβλημάτων, όπως η διαρροή πλάσματος. Τεχνολογικά πλεονεκτήματα αυτού του τύπου μεμβράνης καθιστούν δυνατή την ασφαλή χρήση του οξυγονωτή έως και 28 ημέρες στα κυκλώματα εξωσωματικής οξυγόνωσης Extra Corporeal Membrane Oxygenation (ECMO). Η ενσωμάτωση στον οξυγονωτή πρόσθετων συσκευών, όπως ο εναλλάκτης θερμότητας, το αρτηριακό φίλτρο και η δεξαμενή αίματος για την ανάπτυξη μίας ενιαίας κατασκευής, αποτελεί μια αναβάθμιση της τεχνολογίας της συσκευής. Στην παρούσα ανασκόπηση αναφέρονται, επίσης, τα ατυχήματα και οι προφυλάξεις ασφαλείας που θα πρέπει να γνωρίζει ο νοσηλεύτης, όπως η θρόμβωση της συσκευής. Τονίζεται, επίσης, η αναγκαιότητα για λεπτομερέστερη και ακριβέστερη παρακολούθηση σε πραγματικό χρόνο κατά τη λειτουργία του οξυγονωτή στη διάρκεια της εξωσωματικής κυκλοφορίας. Η ολιστική προσέγγιση της λειτουργίας του οξυγονωτή και των συστατικών του παρέχει συγκεκριμένα πλεονεκτήματα, ενώ η τροποποίηση της επιφάνειας επαφής με το αίμα προκαλεί λιγότερη συστηματική φλεγμονώδη αντίδραση.

**Λέξεις κλειδιά:** Εξωσωματική κυκλοφορία, Οξυγονωτές μεμβράνης, Οξυγονωτής

Υπεύθυνος αλληλογραφίας: Στρογγύλη Ευλαμπία  
e-mail: evlabia1@gmail.com

Ημερομηνία υποβολής: 13/11/2018  
Ημερομηνία επανυποβολής: 1/10/2019  
Ημερομηνία δημοσίευσης: Δεκέμβριος 2019

Αναφορά του άρθρου ως: Μημήκος Σ., Στρογγύλη Ε. & Καραπαναγιωτίδης Γ. (2019). Η εξέλιξη των οξυγονωτών της εξωσωματικής κυκλοφορίας. *Ελληνικό Περιοδικό Νοσηλευτικής Επιστήμης* 12(4): 13-23

#### ΒΑΣΙΚΑ ΣΗΜΕΙΑ:

- Το κυριότερο συστατικό του μηχανήματος εξωσωματικής κυκλοφορία αποτελεί οξυγονωτής.
- Λειτουργία του οξυγονωτή είναι η μεταφορά του οξυγόνου και του διοξειδίου του άνθρακα διαμέσου της μεμβράνης του οξυγονωτή.
- Τα οφέλη που προκύπτουν από τη χρήση νεότερου τύπου οξυγονωτών και υλικών είναι πολλαπλά.

#### ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Οι οξυγονωτές είναι συσκευές οι οποίες υποκαθιστούν τη φυσιολογική λειτουργία του πνεύμονα κατά τη διάρκεια της καρδιοχειρουργικής επέμβασης κατά το διάστημα που ο ασθενής είναι συνδεδεμένος στο μηχανήμα της εξωσωματικής κυκλοφορίας. Ο ρόλος τους είναι να αποβάλουν το διοξείδιο του άνθρακα ( $\text{CO}_2$ ) από το φλεβικό αίμα και να το εμπλουτίζουν με οξυγόνο ( $\text{O}_2$ ) έτσι ώστε να αρτηριοποιηθεί και να προωθηθεί οξυγονωμένο στα ζωτικά όργανα του ασθενούς μέσω της αντλίας του κυκλώματος εξωσωματικής κυκλοφορίας (Asteri 2003).

#### ΙΣΤΟΡΙΚΗ ΑΝΑΔΡΟΜΗ

Ιστορικά αναφέρεται ότι πρώτος ο Άγγλος επιστήμονας και φιλόσοφος Robert Hooke (1653-1703) διατύπωσε και απέδειξε, το 1667, ότι η σύμπτυξη και η έκπτυξη του πνεύμονα ενός ζώου δεν είναι υποχρεωτική για την οξυγόνωση του αίματος. Το 1812, ο Julien-Jeanle Gallois υποστήριξε ότι μπορεί να διατηρηθεί ζωή με εξωτερική αιμάτωση του τμήματος ενός οργανισμού, η λεγόμενη και θεωρία της βοηθητικής κυκλοφορίας. Η προσπάθεια του όμως να οξυγονώσει απομονωμένα κεφάλια κουνελιών απέτυχε λόγω πήξης του αίματος (Lim 2006).

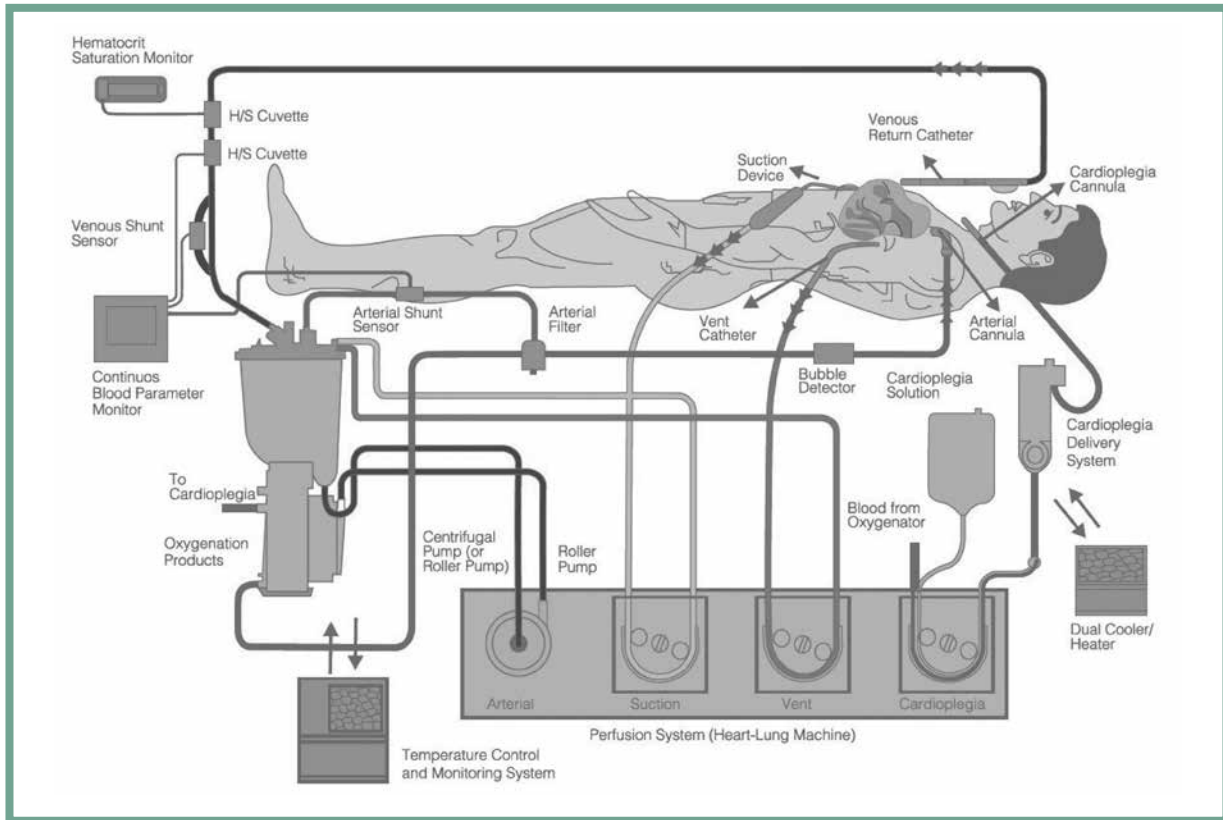
Το 1849, ο Lobell ήταν ο πρώτος που οξυγόνωσε έναν αποκομμένο νεφρό εγχύοντας αρτηριακό αίμα σε αυτόν (Lobell 1849). Έτσι, το 1858, ο Brown-Sequard απέδειξε την επιτακτική ανάγκη οξυγόνωσης του αίματος των οργάνων του σώματος. Κατάφερε, λοιπόν να διατηρήσει σε ένα αποκομμένο κεφάλι σκύλου τα νευρικά αντανάκλαστικά και να αποδείξει ότι τα 5 λεπτά ισχαιμίας ενός οργάνου έχουν ως αποτέλεσμα το θάνατο αυτού. Το 1869, οι Ludwin και Schmidt ήταν οι πρώτοι που πέτυχαν τεχνητή οξυγόνωση σε αίμα, τοποθετώντας αίμα χωρίς ινωδογόνο, με αέρα μέσα σε ένα μπαλόνι και αναδεύοντάς το. Ο Von Schrooder στο Στρασβούργο, το 1882, ανέπτυξε περαιτέρω την άμεση επαφή του αίματος με τον αέρα και κατάφερε να δημιουργήσει τον πρώτο απλό οξυγονωτή φυσαλίδων και να οξυγονώσει έναν απομονωμένο νεφρό. Έτσι, από το ίδιο εργαστήριο, το 1885, οι Von Frey και Gruber ήταν αυτοί που χρησιμοποίησαν το πρώτο διαδιάστατο οξυγονωτή αίματος με συνεχή ροή αίματος.

Το αίμα διοχετευόταν με τη μορφή λεπτού στρώματος σε ένα κεκλιμένο κύλινδρο ο οποίος περιστρεφόταν με ρυθμό 30 στροφών το λεπτό και στο εσωτερικό του οποίου υπήρχε οξυγόνο (Hewitt & Creech 1996).

Στις αρχές του 20<sup>ου</sup> αιώνα αναπτύχθηκαν αρκετοί οξυγονωτές φυσαλίδων. Υπάρχουν αναφορές από τον Hooker, το 1915, για ένα οξυγονωτή φυσαλίδων στον οποίο το αίμα έρεε πάνω από έναν ενιαίο δίσκο για να οξυγονωθεί. Επίσης, το 1915, οι Richards και Drinker περιγράφουν έναν οξυγονωτή που είχε ενσωματωμένο ένα διάτρητο φιλμ μεταξιού μέσα στο οποίο έρεε το αίμα και οξυγονωνόταν (Richards & Drinker 1915).

Το πρόβλημα της πήξης του αίματος λύθηκε τελικά το 1916, από τον Joy Maclean, έναν δευτεροετή φοιτητή ιατρικής που κάτω από την επίβλεψη του καθηγητή Howell απομόνωσε ένα φωσφατούχο λιποδιαλυτό αντιθρομβωτικό σε ιστό ήπατος σκύλου (McLean 1959). Το 1918, ο Howell το ονόμασε ηπαρίνη. Μετά την ανακάλυψη της ηπαρίνης δημιουργήθηκαν τρεις σημαντικές συσκευές για κλινική χρήση σε ανθρώπους. Πρώτος, ο οξυγονωτής περιστρεφόμενων δίσκων που περιγράφεται το 1948 από τον Bjork (Bjork 1948). Αργότερα, το 1951, ο Dennis δημιούργησε και αυτός ένα μηχανήμα εξωσωματικής κυκλοφορίας, χρησιμοποιώντας αντλίες από προηγούμενα μηχανήματα και έναν περιστρεφόμενο οξυγονωτή (Theodorakopoulou & Karanassou 2014). Ένα χρόνο αργότερα, το 1952, δημιουργήθηκε ο γυάλινος οξυγονωτής φυσαλίδων από τους Clarke, Gollan και Gupta και, τέλος, ο οξυγονωτής φιλμ αίματος του Gibbon, που δημιουργήθηκε μεταξύ 1937 και 1953 και ήταν ο πρώτος που χρησιμοποιήθηκε σε άνθρωπο στις 18 Μαΐου του 1953 (Clark et al 1950). Ο Richard DeWall και ο Walton Lillehei ήταν οι πρώτοι, το 1955, που παρουσίασαν τον πρώτο οξυγονωτή φυσαλίδων. Το 1955 ο Kolf και ο Balsler ήταν οι πρώτοι που χρησιμοποίησαν οξυγονωτές μεμβράνης σε ζώα, αλλά ο George Clowes και ο Neville το 1958 ήταν οι πρώτοι που ξεκίνησαν την κλινική εφαρμογή του οξυγονωτή μεμβράνης ο οποίος απαιτούσε μια μεμβράνη εικοσιπέντε τετραγωνικών μέτρων για να υποστηρίξει έναν ενήλικα (Gerbode 1985). Τέλος, το 1972, ο Ynose σε συνεργασία με την Monsanto δημιούργησαν έναν οξυγονωτή μεμβράνης κοίλων ινών με μικροπόρους (Iwahashi et al 2004).

Εικόνα 1: Το κύκλωμα της συμβατικής εξωσωματικής κυκλοφορίας.



### ΤΟ ΜΗΧΑΝΗΜΑ ΤΗΣ ΕΞΩΣΩΜΑΤΙΚΗΣ ΚΥΚΛΟΦΟΡΙΑΣ

Η συσκευή της εξωσωματικής κυκλοφορίας (**Εικόνα 1**), μέρος της οποίας είναι και ο οξυγονωτής αποτελείται από τα εξής μέρη:

- I. Από την αντλία επιστρεφόμενου φλεβικού αίματος η οποία αποτελεί την καρδιά του συστήματος εξωσωματικής κυκλοφορίας.
- II. Την αιματοδεξαμενή στην οποία συγκεντρώνεται το φλεβικό αίμα το οποίο επιστρέφει από τον ασθενή.
- III. Τον οξυγονωτή.
- IV. Τρεις αντλίες ο οποίες επιστρέφουν το αίμα από το χειρουργικό πεδίο και αποσυμπίεζουν την αριστερή κοιλία.
- V. Την αντλία χορήγησης καρδιοπληγίας.
- VI. Τη θερμοψυκτική συσκευή (heater-cooler) η οποία είναι υπεύθυνη για τη ψύξη και την επαναθέρμανση του ασθενούς.
- VII. Τα διάφορα φίλτρα (οξυγόνου, αίματος, φυσαλίδων).
- VIII. Τα μανόμετρα για τη μέτρηση των πιέσεων σε διάφορα σημεία του μηχανήματος (Asteriou 2009).

### ΑΝΤΑΛΛΑΓΗ ΑΕΡΙΩΝ ΣΤΟΝ ΟΞΥΓΟΝΩΤΗ ΜΕΜΒΡΑΝΗΣ

Η μεταφορά του οξυγόνου και του διοξειδίου στον οξυγονωτή μεμβράνης ακολουθεί τον νόμο της διάχυσης του Adolf Fick, σύμφωνα με τον οποίο η ανταλλαγή των αερίων εξαρτάται από 3 βασικούς παράγοντες:

1. Από την συνολική επιφάνεια της μεμβράνης μέσω της οποίας γίνεται η ανταλλαγή αερίων.
2. Από την διαφορά της μερικής πίεσης των υπό ανταλλαγή αερίων εκατέρωθεν της μεμβράνης.
3. Από τη διαπερατότητα της μεμβράνης στα αέρια (Marinos 2004).

Έτσι, σύμφωνα με τα παραπάνω, το επιστρεφόμενο, στον οξυγονωτή, φλεβικό αίμα έρχεται σε επαφή διαμέσου της μεμβράνης με το παρεχόμενο οξυγόνο. Το οξυγόνο διαχέεται στο πλάσμα διότι υπάρχει διαφορά στις τιμές μερικής πίεσης του οξυγόνου ( $PO_2$ ), εκατέρωθεν της μεμβράνης, ανάμεσα στο χορηγούμενο οξυγόνο και σε αυτό του φλεβικού αίματος. Στη συνέχεια το οξυγόνο εισέρχεται στα ερυθρά αιμοσφαίρια και συνδέεται με τη μη κορεσμένη αιμοσφαιρίνη. Η χημική σύνδεση του οξυγόνου με την αιμοσφαιρίνη είναι ταχύτατη λόγω της μεγάλης χημικής συγγένειας τους.

### ΤΥΠΟΙ ΟΞΥΓΟΝΩΤΩΝ Οξυγονωτές φυσαλίδων

Οι οξυγονωτές φυσαλίδων, περιλαμβάνουν τρεις δακτυλιοειδείς θαλάμους οι οποίοι σχηματίζονται από 3 ομόκεντρα κέλυφη, στο εσωτερικό των οποίων υπάρχει ένα κυλινδρικό σώμα. Ο πρώτος είναι ο χώρος οξυγόνωσης, όπου πραγματοποιείται η διάχυση του παρεχόμενου οξυγόνου στο φλεβικό αίμα που επιστρέφει. Ο δεύτερος είναι ο χώρος απομάκρυνσης των φυσαλίδων και του αφρού, ο λεγόμενος χώρος απαφρισμού. Τρίτος και τελευταίος θάλαμος είναι η αρτηριακή αιματοδεξαμενή, η οποία συλλέγει το οξυγονωμένο αίμα. Μειονεκτήματα των οξυγονωτών φυσαλίδων αποτελούν η μέτρια αποτελεσματικότητα στην αποβολή του διοξειδίου και ο τραυματισμός των έμμορφων στοιχείων του αίματος (Parakonstantinou 1994).

### Οξυγονωτές περιστρεφόμενου δίσκου

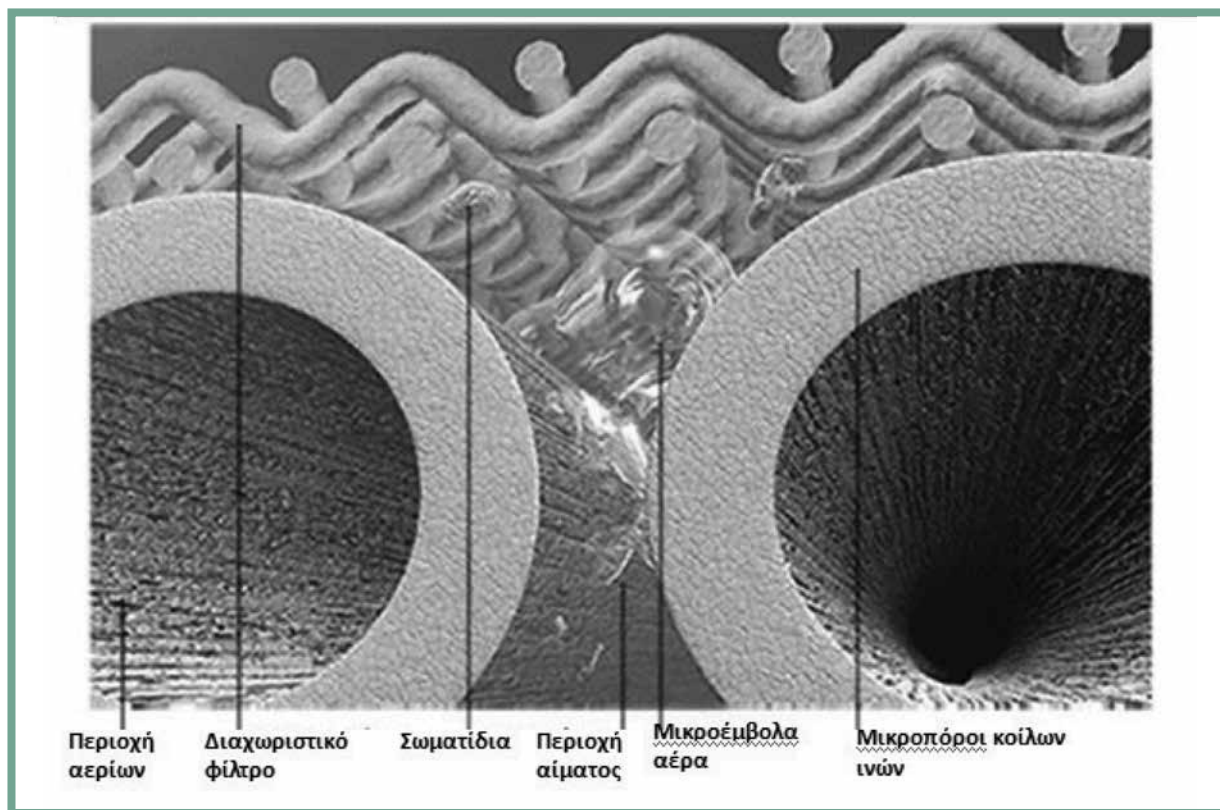
Στους οξυγονωτές περιστρεφόμενου δίσκου, οι οποίοι αναπτύχθηκαν αργότερα, το αίμα εκτίθεται στο οξυγόνο για ένα πολύ μικρό χρονικό διάστημα (0,39 δευτερόλεπτα) πάνω σε ένα δίσκο ο οποίος έχει ένα φιλμ ανταλλαγής αερίων αίματος και περιστρέφεται με ταχύτητα 120 στροφών/λεπτό. Μετά από αυτήν την έκθεση στο οξυγόνο το επιφανειακό στρώμα είναι πλήρως οξυγονωμένο, με αποτέλεσμα το αίμα ρέει στους επόμενους δίσκους και

οξυγονώνεται έως ότου να είναι πλήρως οξυγονωμένο. Η προσθήκη περισσότερων δίσκων θα οξυγονώσει περισσότερο αίμα. Συνήθως 50 δίσκοι επαρκούν.

### Οξυγονωτές μεμβράνης

Οι οξυγονωτές μεμβράνης, προσομοιώνουν την λειτουργία του πνεύμονα με την παρουσία μιας λεπτής μεμβράνης η οποία κατασκευάζεται από σιλικόνη, πολυπροπυλένιο (PP) ή πολυμεθυλεπεντένιο (PMP). Οι μεμβράνες σιλικόνης είναι ομοιογενείς και δεν έχουν πόρους σε αντίθεση με τις μεμβράνες πολυπροπυλενίου οι οποίες είναι ετερογενείς, μικροπορώδεις και υδρόφοβες με διάμετρο πόρων από 0,003μm έως 0,08μm. Έτσι δημιουργείται μια μηχανική συμπίεση (stretching) για να δημιουργηθούν μικροσχισμές που λειτουργούν σαν διόδους για τη διάχυση των αερίων (Gaylor et al 1994). Οι πόροι των μεμβρανών είναι γεμάτοι με πλάσμα, δεν επιτρέπουν την είσοδο αερίων στο αίμα και διευκολύνουν τη μεταφορά οξυγόνου και διοξειδίου του άνθρακα. Οι πόροι συνήθως καλύπτουν το 50% της συνολικής επιφάνειας της μεμβράνης. Οι σύγχρονοι οξυγονωτές μεμβράνης προσθέτουν περίπου 470 ml οξυγόνου και αφαιρούν 350 ml διοξειδίου του άνθρακα κάθε λεπτό με 1 έως 7 λίτρα ροής (Theodorakopoulou & Karanassou 1994).

Εικόνα 2: Σχηματική απεικόνιση των κοίλων ινών



## ΕΞΕΛΙΞΗ ΟΞΥΓΟΝΩΤΩΝ ΜΕΜΒΡΑΝΗΣ

Αρχικά, χρησιμοποιήθηκαν υπήρχαν οι οξυγονωτές με σπειροειδή έλικα (spiralcoil) που λειτουργούσαν με βάση την αρχή της υποβαρικής οξυγόνωσης σαν ένα τεχνητό πνεύμονα. Η λεπτή μεμβράνη εκτίθεται σε μεγάλη κλίση πίεσης η οποία μεγεθύνει την επιφάνεια επαφής και την κάνει πιο λεπτή, ενώ παράλληλα αυξάνει την ικανότητα οξυγόνωσης και μειώνει τον κίνδυνο εμβολής αέρα. Τα πρώτα χρόνια χρησιμοποιούνταν μεμβράνη από πολυαιθυλένιο, αλλά λόγω της μικρής διαπερατότητας της, χρειαζόταν τουλάχιστον 8 παράλληλα σπειράματα και έτσι αυτή εγκαταλείφθηκε (Yukihiko 1973). Κατόπιν, επικράτησε η μεμβράνη από φύλλα σιλικόνης (Kolobow et al 1971). Η λειτουργία της ήταν απλή, το οξυγόνο διανέμονταν σε ένα σπείραμα σιλικόνης, παράλληλα προς τον άξονα του κυλίνδρου και το αίμα διοχετευόταν υπό αρνητική πίεση έξω από αυτά τα φύλλα.

Μετέπειτα, δημιουργήθηκαν οι οξυγονωτές με διαμόρφωση παράλληλων ελασμάτων, οι οποίοι παρουσιάστηκαν αρχικά από τον Clowes, και αναπτύχθηκαν τελικά από τον Lande το 1968.

Στον οξυγονωτή με διαμόρφωση παράλληλων ελασμάτων (parallel plate), το υλικό της μεμβράνης είναι διπλωμένο σαν ακορντεόν και έγκλειστο σε θήκη από πλαστικό. Η παροχή αερίων κατευθύνεται στη μια πλευρά αυτού το z-φακέλου, ενώ το αίμα κατευθύνεται στην αντίθετη πλευρά. Προπετάσματα από πολυπροπυλένιο τοποθετούνται κατά την διαδρομή των αερίων και του αίματος για να διασφαλίσουν την κατάλληλη διανομή του αίματος και της παροχής αερίων. Κάποιοι τύποι αυτού του οξυγονωτή, επέτρεπαν το αίμα να ρέει προς τα κάτω σαν καταρράκτης μέσα σε αυτό το φάκελο. Αναφέρεται, στη βιβλιογραφία, ότι ήταν ικανοί να μεταφέρουν περίπου 29ml/min/m<sup>2</sup> για κάθε φάκελο με μια επιφάνεια μεμβράνης περίπου 0,7m<sup>2</sup> (Yukihiko 1973).

Τα τελευταία χρόνια δημιουργήθηκαν οξυγονωτές κοίλων ινών (hollow fiber) (**Εικόνα 2**), η παραγωγή των οποίων ξεκίνησε το 1972, αλλά μόλις το 1982 ξεκίνησε η εμπορική παραγωγή των οξυγονωτών οι οποίοι θα επικρατούσαν τελικά παγκοσμίως, με πρώτο τον Cariox της Terumo Corporation (Iwahashi et al 2004). Οι οξυγονωτές κοίλων ινών διαιρούνται σε δύο μεγάλες κατηγορίες: α) οξυγονωτές με το αίμα να ρέει εντός των κοίλων ινών, και β) οξυγονωτές με το αίμα να ρέει εκτός των κοίλων ινών.

Η λειτουργία τους είναι σχετικά ίδια. Η ανταλλαγή των αερίων γίνεται προσομοιάζοντας τη λειτουργία του πνεύμονα με την παρουσία μιας λεπτής μεμβράνης, συνήθως, από μικρό πορώδες πολυπροπυλένιο, με διάμετρο πόρων από 0,3 έως 0,8 μm, που καλύπτουν περίπου το 50% της μεμβράνης η οποία παρεμβάλλεται ανάμεσα στα αέρια και στο αίμα. Οι μικροπόροι είναι γεμάτοι με πλάσμα και δεν επιτρέπουν την είσοδο αερίων στο αίμα αλλά διευκολύνουν την μεταφορά του οξυγόνου και του

διοξειδίου από και προς το αίμα. Έτσι το αίμα ρέει εντός ή εκτός των κοίλων ινών και η ανταλλαγή μέσω παθητικής διάχυσης γίνεται λόγω της διαφοράς της μερικής πίεσης του οξυγόνου και του διοξειδίου στις δύο πλευρές της μεμβράνης (Wegner 1997). Η επιφάνεια της μεμβράνης είναι συνήθως από 1,5 m<sup>2</sup> έως 2 m<sup>2</sup>, η διάμετρος των κοίλων ινών στο εξωτερικό τους είναι από 150μm έως 360μm, ανάλογα με την εταιρία κατασκευής με πάχος μεμβράνης από 2μm έως 20μm και αριθμό κοίλων ινών εντός του οξυγονωτή από 10000 έως 60000 (Vaslef et al 1994, Mathewson & Ritger 1993).

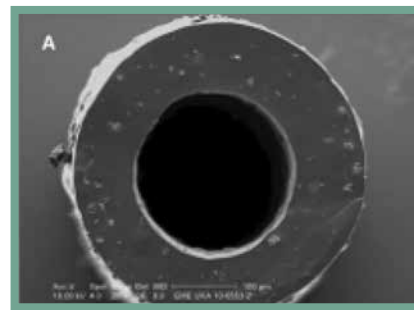
## ΥΛΙΚΑ ΤΗΣ ΜΕΜΒΡΑΝΗΣ ΤΩΝ ΟΞΥΓΟΝΩΤΩΝ Ελαστομερές Σιλικόνη

Ο χημικός Frederick Kipping ήταν αυτός ο οποίος πρώτος το 1901 ονόμασε και μελέτησε το πολυδιφαινυλοσιλοξάνιο (polydiphenylsiloxane), που μετέπειτα ονομάστηκε σιλικόνη (Kipping & Lloyd 1901). Η ελαστομερές σιλικόνη (silicone rubber) είναι ένα πολυμερές υλικό το οποίο αναπτύχθηκε αρχικά κατά την αναζήτηση καλύτερων μονωτικών υλικών για ηλεκτροκινητήρες και γεννήτριες, στη δεκαετία του 1940, από τη General Electric Company. Το ελαστομερές αυτό περιέχει πολυδιφαινυλοσιλοξάνιο και άνθρακα (carbon) μαζί με οξυγόνο και υδρογόνο. Συχνά αποτελείται από δύο πολυμερή για βελτίωση των ιδιοτήτων του και μείωση του κόστους. Είναι γενικά ένα υλικό μη αντιδραστικό, σταθερό και ανθεκτικό σε ακραία περιβάλλοντα και θερμοκρασίες από -55oC έως και +300oC διατηρώντας πλήρως τις ιδιότητες μιας ομοιογενούς χωρίς πόρους μεμβράνης (Kolobow & Bowman 1963).

Λόγω της έλλειψης πόρων αναφέρεται συχνά ως και ο αληθινός τεχνητός πνεύμονας, κυρίως λόγω της έλλειψης διαρροής του πλάσματος (plasma leak), φαινόμενο που παρουσιάζεται σε σύντομο χρονικό διάστημα στις μεμβράνες με μικροπόρους. Αποτελεί τον ιδανικό φραγμό μεταξύ των αερίων και του αίματος και η μεταφορά των αερίων εξαρτάται αποκλειστικά από το υλικό διάχυσης (Motomura et al 2003).

Η ελαστομερές σιλικόνη (**Εικόνα 3**) για ιατρική χρήση

**Εικόνα 3:** Η κοίλη ίνα από ελαστομερές σιλικόνη μέσα από το μικροσκόπιο.



παρουσιάζει μεγάλου βαθμού φυσική και χημική καθαρότητα. Είναι αδρανές με το ανοσοποιητικό σύστημα με μεγάλη δυνατότητα αποστείρωσης (Wang et al 1998). Διαθέτει αντιολισθητικές ιδιότητες με μεγάλη ικανότητα αντίστασης στην επίδραση του οργανισμού και του μεταβολισμού. Παρουσιάζει σταθερές ιδιότητες σε μακροχρόνια παραμονή εντός του σώματος, με ελάχιστη αρνητική απάντηση στους ιστούς και αδυναμία πρόκλησης σχηματισμού θρόμβων αίματος διότι δεν επηρεάζει το μηχανισμό της πήξης του αίματος (Hron 2003).

### Πολυπροπυλένιο

Το πολυπροπυλένιο (PP) πρωτοεμφανίστηκε το 1950, όταν πολλές εταιρίες έφτασαν ταυτόχρονα στην παραγωγή, όμως οι Paul Hogan και Robert Banks, της εταιρίας Philips Petroleum, ήταν αυτοί οι οποίοι πιστοποίησαν πρώτοι την ανακάλυψη τους το 1951 (Hogan & Banks 1986).

Το πολυπροπυλένιο στην φυσική του κατάσταση είναι σκληρό γαλακτώδες, λευκό υλικό. Λόγω της υψηλής κρυσταλλικότητάς του δεν μπορεί να παραχθεί ως τελείως διαφανές υλικό, τα φιλμ πολυπροπυλενίου, όμως, έχουν παρόμοια διαφάνεια με αυτήν των πολυαιθυλενίων. Είναι ένα από τα πιο ελαφρά πλαστικά με πυκνότητα  $0,89\text{g/cm}^3$ –  $0,91\text{g/cm}^3$ . Στις ιδιότητες του περιλαμβάνονται η καλή επιφανειακή σκληρότητα και αντοχή στην τριβή με την άριστη διαστασιολογική σταθερότητα, η εξαιρετική αντοχή στις κάμψεις (π.χ. σύνδεσμο), οι άριστες ηλεκτρικές ιδιότητες, ακόμη και σε υψηλές θερμοκρασίες, καθώς και η αντοχή σε νερό και στα αέρια. Παρουσιάζει καλή χημική αντοχή με εύκολη κατεργασία. Τέλος, ορισμένες χημικές ουσίες (π.χ. υδρογονάνθρακες) μαλακώνουν και διογκώνουν το πολυπροπυλένιο (Kawasumi et al 1997).

### Πολυμεθυλπεντένιο

Το πολυμεθυλπεντένιο, ανακαλύφθηκε το 1954 από τους Ziegler και Natta. Είναι ένα θερμοπλαστικό πολυμερές το οποίο λιώνει στους  $235^\circ\text{C}$ , έχει πολύ χαμηλή πυκνότητα ( $0,84\text{g/cm}^3$ ) και είναι διαφανές. Οι ιδιότητες του πολυμεθυλπεντένιου είναι παρόμοιες με των πολυεφινών, αλλά είναι πιο εύθραυστο και διαπερατό στα αέρια, ενώ παρουσιάζει χαμηλή απορρόφηση υγρασίας. Έχει υψηλή θερμική σταθερότητα με εξαιρετικά διηλεκτρικά χαρακτηριστικά και υψηλή χημική αντοχή (Agati et al 2006).

Οι οξυγονωτές από πολυμεθυλπεντένιο τείνουν να υποκαταστήσουν τους οξυγονωτές από ελαστομερή σιλικόνη που χρησιμοποιούνται στα συστήματα ECMO (Extracorporeal Membrane Oxygenation), λόγω του ότι έχουν καλύτερη και πιο επαρκή ανταλλαγή αερίων, προσφέρουν τεχνικά πλεονεκτήματα όσον αφορά την αποτελεσματικότερη πλήρωση του κυκλώματος, τη μειωμένη

αιμοδυναμική αντίσταση και τον καλύτερο έλεγχο και διατήρηση των πρωτεϊνών πήξης (Khosbin et al 2005). Ένα μεγάλο πρόβλημα που παρουσίαζαν οι οξυγονωτές σιλικόνης ήταν η μεγάλη κλίση πίεσης που αναπτύσσονταν εντός του οξυγονωτή, η οποία ενοχοποιήθηκε για τραύματα στα συστατικά του αίματος και αύξηση της κατανάλωσης των παραγόντων πήξης. Αυτό το φαινόμενο έλυσαν οι οξυγονωτές από πολυπροπυλένιο, όμως λόγω της αποδόμησης του πλάσματος (plasma leak) που παρουσίαζαν κρίθηκαν ακατάλληλοι για μακροχρόνια χρήση. Έτσι, η χρήση οξυγονωτών από πολυμεθυλπεντένιο κρίθηκε επιτακτική (Montoya et al 1992). Παρά τα προαναφερόμενα οφέλη οι οξυγονωτές από πολυμεθυλπεντένιο έχουν δύο βασικά μειονεκτήματα: τη δύσκολη διαδικασία παρασκευής τους και το αυξημένο κόστος παραγωγής.

### ΣΥΖΗΤΗΣΗ

Στην παρούσα ανασκόπηση έγινε μια προσπάθεια να παρουσιαστεί η ιστορική εξέλιξη των οξυγονωτών της εξωσωματικής κυκλοφορίας που χρησιμοποιούνται κατά τη διάρκεια καρδιοχειρουργικών επεμβάσεων.

Διερευνήθηκαν συγκριτικά τα πλεονεκτήματα και μειονεκτήματα που παρουσιάζουν τόσο στη σχεδίαση όσο και στην κατασκευή τους. Εντοπίστηκε, στους οξυγονωτές φυσαλίδων, ότι η μεταφορά οξυγόνου εξαρτιόταν από την επαφή του οξυγόνου με το αίμα, γεγονός που μπορεί να αντιμετωπιστεί με δύο τρόπους, είτε αυξάνοντας τη ροή των αερίων μέσα στη μονάδα, είτε αυξάνοντας την επιφάνεια επαφής μεταξύ του αίματος και του οξυγόνου δημιουργώντας μικρότερες φυσαλίδες οξυγόνου. Σε αυτού του τύπου τους οξυγονωτές, η άμεση επαφή του αίματος με το οξυγόνο είναι μια έντονη μη φυσιολογική κατάσταση που προκαλεί συνεχή καταστροφή των έμμορφων συστατικών του αίματος κάνοντας την πολύωρη εξωσωματική κυκλοφορία πρακτικά αδύνατη. Παράλληλα, το αίμα έρχεται σε επαφή με μεγάλες επιφάνειες συνθετικών υλικών και ιδιαίτερα στο δοχείο απαφρισμού. Παρόλα αυτά, αυτού του τύπου οι οξυγονωτές χρησιμοποιούνταν για πολλά χρόνια στις επεμβάσεις καρδιάς διότι υποστήριζαν των άρρωστο για ένα σύντομο χρονικό διάστημα (2-3 ώρες), ήταν εύκολοι στη χρήση και την προετοιμασία. Επίσης είχαν χαμηλό κόστος, ήταν μιας χρήσης, με μικρό όγκο πλήρωσης και ενσωματωμένο δοχείο απαφρισμού (Yukihiko 1973).

Οι οξυγονωτές παράλληλου δίσκου φέρνουν και αυτοί σε άμεση επαφή το αίμα με τα αέρια, αλλά δημιουργούν μια λεπτή επιφάνεια (film) επί του δίσκου για την ανταλλαγή των αερίων. Η μεταφορά των αερίων σε ένα ποσοστό εξαρτάται από την επαφή του αίματος με τα αέρια και την ταχύτητα ανανέωσης αυτού του λεπτού στρώματος αίματος. Η μεγάλη αύξηση της επιφάνειας ανταλλαγής, μπορεί να προκαλέσει περαιτέρω τραυματισμό των συστατικών του αίματος. Αυτοί οι οξυγονωτές απαιτούν μεγαλύτερο

όγκο πλήρωσης, αλλά μπορούν να χρησιμοποιηθούν για μεγαλύτερο χρονικό διάστημα, όχι όμως πάνω από 7-8 ώρες. Λόγω των πολλών εξαρτημάτων που διέθεταν, η προετοιμασία, η αποστείρωση και η συντήρηση τους ήταν αρκετά πιο δύσκολη και απαιτητική από αυτή των οξυγονωτών φουσαλίδων.

Οι οξυγονωτές μεμβράνης βρίσκονται πιο κοντά στη φυσιολογική ανταλλαγή αερίων εντός του πνεύμονα, διότι αυτή γίνεται μέσω μιας ημιδιαπερατής μεμβράνης. Ο τραυματισμός του αίματος είναι σημαντικά μικρότερος σε σύγκριση με τους οξυγονωτές αμέσου επαφής αίματος-αερίων, αλλά οι αλληλεπιδράσεις λαμβάνουν χώρα μεταξύ του αίματος και της μεμβράνης. Διαθέτουν μεγαλύτερο βαθμό πρακτικότητας και μπορούν να χρησιμοποιηθούν για μια πολύ μεγαλύτερη περίοδο χρόνου (ως 2 εβδομάδες). Η διάχυση του οξυγόνου εξαρτάται από το υλικό της μεμβράνης και από τη λεπτότητα αυτού. Συγκριτικά χρειάζονται μεγαλύτερη επιφάνεια γεγονός που οδηγεί και σε μεγαλύτερο όγκο πλήρωσης. Ωστόσο, λόγω των νεότερων υλικών που χρησιμοποιούνται, αυτοί οι περιορισμοί έχουν εξαλειφθεί. Η εύκολη χρήση και προετοιμασία, η αποστείρωση και εύκολη συντήρηση αυτού του τύπου οξυγονωτών οδήγησε στην υπερίσχυση τους έναντι των άλλων δύο τύπων, έτσι ώστε να εδώ και αρκετά χρόνια αποτελούν τον κύριο τύπο οξυγονωτών (Caravocchi et al 1986).

Σημαντικό μέρος της μελέτης αποτέλεσε η διερεύνηση των προβλημάτων των οξυγονωτών, όπως η διαρροή πλάσματος (plasma leakage) δια των μικροπόρων της μεμβράνης, τα διάφορα θρομβωτικά επεισόδια και η θρόμβωση του οξυγονωτή, που παρά την επαρκή αντιπηκτική αγωγή αποτελεί, παγκοσμίως, τη μεγαλύτερη ανησυχία των τεχνικών εξωσωματικής κυκλοφορίας και η εμβολή αέρα, συνήθως λόγω άδειας αιματοδεξαμενής ή εξαιτίας υψηλών πιέσεων εντός του κυκλώματος (Stoney et al 1980). Επίσης, η διαρροή νερού στο αίμα από τον εναλλάκτη θερμότητας, λόγω ρήξης των κοίλων ινών, καθώς και η διαρροή αίματος εκτός κυκλώματος που προκαλείται συνήθως από ρήξη σωλήνα λόγω υψηλής πίεσης στο κύκλωμα αποτελούν προβλήματα που εντοπίστηκαν κατά τη βιβλιογραφική αναζήτηση. Τέλος, άλλα προβλήματα που μπορεί να υπάρξουν είναι η ανεπαρκής οξυγόνωση ή αποβολή CO<sub>2</sub> λόγω βλάβης στο μείκτη αερίων, η διακοπή παροχής αερίων και η ανεπαρκής μεταφορά θερμότητας λόγω βλάβης στον εναλλάκτη θερμότητας.

Ως προς το μέλλον και την ανάπτυξη των οξυγονωτών μπορεί κανείς να αναφέρει ότι λόγω και της μεγάλης χρήσης της τεχνικής της πάλλουσας καρδιάς υπάρχει μια μείωση στη χρηματοδότηση και την ανάπτυξη νέου τύπου οξυγονωτών από τις εταιρείες βιοτεχνολογίας. Ωστόσο, γίνεται μια μεγάλη προσπάθεια στην κατασκευή ενός πλήρους τεχνητού πνεύμονα, όπως ακριβώς μια τε-

χνητής καρδιάς. Η κατασκευή του είναι πιο δύσκολη σε σύγκριση με της τεχνητής καρδιάς, κυρίως λόγω του μικρότερου ασθενών που θα χρειαστούν θεραπεία με αυτή τη συσκευή. Οι νέες τεχνολογίες όμως, όπως η μεγάλη διάρκεια και ηπαρισμένοι οξυγονωτές έχουν κάνει αυτήν τη τεχνολογία εφικτή (Zwischenberger et al 2001).

Τα τελευταία χρόνια όμως οι ενδοαγγειακοί τεχνητοί πνεύμονες έχουν μελετηθεί και έχουν αναπτυχθεί ως μια λιγότερο δαπανηρή και εξατομικευμένη εναλλακτική υποστήριξη της αναπνευστικής λειτουργίας. Ανατομικοί και φυσιολογικοί περιορισμοί στην τοποθέτηση αυτών των συσκευών στα μεγάλα αγγεία του ανθρώπινου σώματος αποτελούν σημαντικές προκλήσεις στην ανάπτυξη αυτών των συσκευών. Οι περισσότερες από τις ενδοαγγειακές συσκευές που έχουν αναπτυχθεί προορίζονται για εισαγωγή μέσω μιας περιφερικής φλέβας (μηριαία, σφαγίτιδα) και τοποθέτηση μέσα στις κοίλες φλέβες. Οι ενδοαγγειακοί τεχνητοί πνεύμονες πρέπει να είναι συμπαγείς και να διαθέτουν επαρκή επιφάνεια μεμβράνης για να επιτευχθεί επαρκής αναπνευστική υποστήριξη. Πρωταρχικός στόχος είναι να υποβοηθήσουν την αναπνευστική λειτουργία σε ποσοστό 40% έως 60% και όχι να την υποκαταστήσουν πλήρως. Η κάλυψη των μεταβολικών αναγκών θεωρείται γενικά ο κατάλληλος στόχος για τους ενδοαγγειακούς τεχνητούς πνεύμονες (Mortensen 1992).

Πολλές εταιρίες κατασκεύασαν ενδοαγγειακούς τεχνητούς πνεύμονες αλλά μόνο μια η Cardio Pulmonics, Inc. (Salt Lake City, UT) με τον IVOX πέρασε στην κλινική πράξη. Ο IVOX αποτελείται από μια δέσμη πτυχωτών κοίλων ινών, οι οποίες είναι ενωμένες στο απομακρυσμένο άκρο ενός διπλού αυλού, εκ των οποίων ο ένας αυλός είναι για την παροχή των αερίων και ο άλλος συνδέεται με μια κονσόλα ελέγχου. Οι πτυχωτές ίνες βοήθησαν στην ελαχιστοποίηση της συσσώρευσης ινών στην κοίλη φλέβα, στη μη διαταραχή της ροής του αίματος και στην καλύτερη διαπερατότητα της μεμβράνης. Σε μελέτη (Mortensen 1992) 160 ασθενών με οξεία αναπνευστική δυσχέρεια, με διάρκεια θεραπείας έως 28 ημέρες χρησιμοποιήθηκε μεμβράνη με επιφάνεια από 0,21m<sup>2</sup> έως 0,51m<sup>2</sup>, με ικανότητα μεταφοράς οξυγόνου από 40ml/min έως 70 ml/min, δηλαδή περίπου το 30% με 40% των μεταβολικών αναγκών του ασθενούς. Αναφέρεται βελτίωση της αναπνευστικής τους λειτουργίας περίπου στο 30% των ασθενών.

## ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑ

Εν κατακλείδι, θα πρέπει να σημειωθεί ότι μετάβαση από τους οξυγονωτές φουσαλίδων και παράλληλου δίσκου στους οξυγονωτές μεμβράνης έχει μειώσει σε σημαντικό βαθμό τα αρχικά μεγάλα προβλήματα της αποβολής του διοξειδίου του άνθρακα και της πλημμελούς οξυγόνωσης, χωρίς όμως να εξαλείψει προβλήματα όπως θρομ-

βώσεις, μεγάλο όγκο πλήρωσης και συμβάμματα κατά την λειτουργία του οξυγονωτή **(Εικόνα 4)**.

Τα τελευταία χρόνια γίνεται προσπάθεια εκσυγχρονισμού του οξυγονωτή και του εξοπλισμού που απαιτείται, καθώς και μια πιο λεπτομερής παρακολούθηση της λειτουργίας του σε πραγματικό χρόνο, γεγονός που προσφέρει πιο ασφαλή, εύχρηστη και με λιγότερα συμβάμματα λειτουργία της συσκευής. Η τροποποίηση της επιφάνειας που είναι σε επαφή με το αίμα, όσο και των υπόλοιπων στοιχείων του κυκλώματος εξωσωματικής κυκλοφορίας, ξεκίνησε πολλές δεκαετίες πριν και βασίζεται κυρίως στον επιφανειακό ηπαρινισμό. Παρά το αυξημένο κόστος της τροποποίησης της επιφάνειας που βρίσκεται σε επαφή με το αίμα οι κλινικές μελέτες δεν απέδειξαν προφανές κλινικό όφελος που να δικαιολογεί το κόστος της χρήσης τους στην καθημερινή εφαρμογή.

**Εικόνα 4:** Σύγχρον οξυγονωτές με ενσωματωμένο εναλλάκτης θερμότητας (Medtronic Affinity).





**ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ**

- Agati S., Ciccarello G., Fachile N., Scappatura R.M., Grasso D., Salvo D., Undar A. & Mignosa C. (2006). DIDECCMO: A new polymethylpentene oxygenator for pediatric extracorporeal membrane oxygenation. *Asaio Journal* 52(5):509-512.
- Asteri T. (2003). Release from extracorporeal circulation and calcium ions. Published Doctorate. Larissa. University of Thessalia.
- Asteriou C. (2009). Comparison of conventional (CECC) and minimally invasive the cardiopulmonary bypass machines in aortic bypass surgery. Published Doctorate. Thessaloniki. Aristotle University.
- Björk V.O. (1948). Brain perfusions in dogs with artificially oxygenated blood. *Berlingska Boktryck*.
- Cavarocchi N.C., Pluth J.R., Schaff H.V., Orszulak T.A., Homburger H.A., Solis E., Kaye M., Clancy M., Kolff J. & Deeb G.M. (1986). Complement activation during cardiopulmonary bypass. Comparison of bubble and membrane oxygenators. *The Journal of thoracic and cardiovascular surgery* 91(2): 252-258.
- Clark L.C., Gollan F. & Gupta V.B. (1950). The oxygenation of blood by gas dispersion. *Science* 111(2874), 85-87.
- Gaylor J.D.S., Hickey S., Bell G. & Pei J.M. (1994). Membrane oxygenators: influence of design on performance. *Perfusion* 9(3): 173-180.
- Gerbode F.L. (1985). A surgeon's view of extracorporeal circulation. *Annals of surgery* 201(3): 263-267.
- Guyton R.A., Finlayson D.C. & Rigatti R.L. (2012). *Cardiopulmonary bypass: principles and techniques of extracorporeal circulation*. Springer Science & Business Media. New York.
- Hewitt R.L. & Creech O. (1966). History of the pump oxygenator. *Archives of Surgery* 93(4): 680-696.
- Hogan J.P. & Banks R.L. (1986). History of crystalline polypropylene. In *History of Polyolefins*. Springer Neth 103-115.
- Hron P. (2003). Hydrophilisation of silicone rubber for medical applications. *Polymer international* 52(9): 1531-1539.
- Iwahashi H., Yuri K. & Nosé Y. (2004). Development of the oxygenator: past, present, and future. *Journal of Artificial Organs* 7(3): 111-120.
- Kawasumi M., Hasegawa N., Kato M., Usuki A. & Okada A. (1997) Preparation and mechanical properties of polypropylene? . *Macromolecules*, 7(30):6333-6338.
- Khoshbin E., Roberts N., Harvey C., Machin D., Killer H., Peek G.J., Sosnowski A.W., Richard K. & Firmin R.K. (2005). Poly-methyl pentene oxygenators have improved gas exchange capability and reduced transfusion requirements in adult extracorporeal membrane oxygenation. *ASAIO journal* 51(3): 281-287.
- Kipping F.S., & Lloyd L.L. (1901). XLVII.—Organic derivatives of silicon. Triphenylsilicol and alkyloxysilicon chlorides. *Journal of the Chemical Society, Transactions* 79: 449-459.
- Kolobow T. & Bowman R.L. (1963). Construction and evaluation of an alveolar membrane artificial heart-lung. *ASAIO Journal*, 9(1): 238-243.
- Kolobow T., Spragg R.G., Pierce J.E. & Zapol W.M. (1971). Extended term (to 16 days) partial extracorporeal blood gas exchange with the spiral membrane lung in unanesthetized lambs. *ASAIO Journal* 17(1): 350-354.
- Lim M.W. (2006) The history of extracorporeal oxygenators. *Anaesthesiology* 61(10): 984-995.
- Lobell C.E. (1849). Deconditionibus, quibus secretiones in glandulis perficiuntur.
- Marinos T. (2004).The machine for cardiopulmonary bypass. University studio press 3:31-33.
- Mathewson W.F. & Ritger P.L. (1993). *U.S. Patent No. 5,236,665*. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.
- McLean J. (1959). The discovery of heparin. *Circulation* 19(1): 75-78.
- Montoya J.P., Shanley C.J., Merz S.I. & Bartlett R.H. (1992). Plasma leakage through microporous membranes. Role of phospholipids. *ASAIO journal* 38(3): 399-405.
- Mortensen J.D. (1992). Intravascular oxygenator: a new alternative method for augmenting blood gas transfer in patients with acute respiratory failure. *Artificial organs* 16(1): 75-82.
- Motomura T., Maeda T., Kawahito S., Matsui T., Ichikawa S., Ishitoya H., Kawamura M., Shinohara T., Sato K., Kawaguchi Y., Oestmann D., Glueck J., Nose Y. & Taylor D. (2003). Development of silicone rubber hollow fiber membrane oxygenator for ECMO. *Artificial organs* 27(11): 1050-1053.
- Papakonstantinou Ch. (1994) *Cardiac Surgery*. University studio press Thessaloniki.
- Richards A.N. & Drinker C.K. (1915). An apparatus for the perfusion of isolated organs. *Journal of Pharmacology and Experimental Therapeutics* 7, 467-483.
- Stoney W.S., Alford Jr W.C., Burrus G.R., Glassford Jr D.M. & Thomas Jr C.S. (1980). Air embolism and other accidents using pump oxygenators. *The Annals of thoracic surgery* 29(4): 336-340.
- Theodorakopoulou S. & Karanassou E. (2014). Description and Study of the cardiopulmonary bypass machine.
- Vaslef S.N., Mockros L.F., Anderson R.W. & Leonard R.J. (1994). Use of a mathematical model to predict oxygen transfer rates in hollow fiber membrane oxygenators. *ASAIO Journal* 40(4): 990-996.
- Wang S., Long C., Wang X., Li Q. & Qi Z. (1998). Synthesis and properties of silicone rubber/organomontmorillonite hybrid nanocomposites. *Journal of Applied Polymer Science* 69(8): 1557-1561.
- Wegner J.A. (1997). Oxygenator anatomy and function. *The Journal of thoracic and cardiovascular surgery* 11(3):275-281.
- Yukihiko N. (1973) The oxygenator. Manual on artificial organs Volume II. 7:90-135.
- Zwischenberger J.B., Anderson C.M., Cook K.E., Lick S.D., Mockros L.F. & Bartlett R.H. (2001). Development of an implantable artificial lung: challenges and progress. *ASAIO journal* 47(4): 316-320.

# The development of oxygenators in extra corporeal circulation

Mimikos Stylianos<sup>1</sup>, Stroggili Evlabia<sup>2</sup>, Karapanagiotidis Georgios<sup>3</sup>

1. RN, MSc, University Hospital of Thessaloniki AHEPA

2. RN, MSc, Saint Luke Thessaloniki

3. MD, Assistant Professor, AHEPA University Hospital of Thessaloniki

## ABSTRACT

The objective of this paper is to present one of the most important components of the extracorporeal circulation circuit, the oxygenator. In addition, the manufacture materials, the function and superiority of modern oxygenators are presented in order to stress their advantages over the older types. The future of oxygenators and the tendency to develop small intravascular artificial lungs are also discussed. A bibliographic study of the history and first reports of extracorporeal blood oxygenation has been performed in an attempt to describe the function of these initial oxygenators and to analyze the disadvantages which led to the development and to the exclusive of the membrane oxygenators. Since the establishment of the current knowledge that the artificial membrane of the modern oxygenators is the best material to oxygenate blood and remove carbon dioxide during extracorporeal circulation, further research concerning the oxygenator's membrane was necessary to solve particular problems, such as plasma leak. Technologic advantages in the oxygenator's membrane made possible the safe use of the oxygenator for 28 days in the extracorporeal membrane oxygenation (ECMO) circuits. The different materials used for the construction of the oxygenators are discussed with details. The incorporation in the oxygenator of additional devices, such as the heat exchanger, the arterial filter and blood reservoir to develop one compact construction is considered to be one more upgrade of the oxygenator's technology. Accidents and safety precautions of the oxygenators are also discussed especially that of the thrombosis of the device. The necessity for more detailed and accurate monitoring of the oxygenator in real time during cardiac surgery is discussed. The latter holistic approach to the operation of the oxygenator and of the components which incorporate in the device offers specific advantages, while modification of the surface in contact with the blood ameliorates the inflammatory response.

**Key words:** Extracorporeal circulation, Membrane oxygenators, Oxygenator,

Corresponding author: Stroggili Evlabia  
e-mail: evlabia1@gmail.com

Submission date: 13/11/2018  
Re-submission date: 1/10/2019  
Publication date: December 2019

Citation: Mimikos S., Stroggili E. & Karapanagiotidis G. (2019). The development of oxygenators in extra corporeal circulation. *Hellenic Journal of Nursing Science* 12(4): 13-22