

Faculté de Médecine

Année 2018

Thèse N°

Thèse pour le Diplôme d'État de Docteur en Médecine

Présentée et soutenue publiquement

le 14 septembre 2018

Par Jérôme LALOZE

Né le 12 janvier 1988 à LIMOGES (87)

**Reconstruction du site donneur du
lambeau musculaire de muscle
temporal : revue de la littérature et
expérience au CHU de LIMOGES**

Thèse dirigée par Julie Usseglio-Grosso

Examineurs :

Monsieur le Professeur Denis Valleix
Monsieur le Professeur Joël Brie
Monsieur le Professeur Benoit Chaput
Monsieur le Professeur Pierre-Yves Robert
Madame le Docteur Julie Usseglio-Grosso

Président
Assesseur
Assesseur
Assesseur
Directeur





Faculté de Médecine

Année 2018

Thèse N°

Thèse pour le Diplôme d'État de Docteur en Médecine

Présentée et soutenue publiquement

le 14 septembre 2018

Par Jérôme LALOZE

Né le 12 janvier 1988 à LIMOGES

**Reconstruction du site donneur du
lambeau musculaire de muscle
temporal : revue de la littérature et
expérience au CHU de LIMOGES**

Thèse dirigée par **Julie Usseglio-Grosso**

Examineurs :

Monsieur le Professeur Denis Valleix
Monsieur le Professeur Joël Brie
Monsieur le Professeur Benoit Chaput
Monsieur le Professeur Pierre-Yves Robert
Madame le Docteur Julie Usseglio-Grosso

Président
Assesseur
Assesseur
Assesseur
Directeur



Professeurs des Universités - praticiens hospitaliers

Le 1^{er} septembre 2017

ABOYANS Victor	CARDIOLOGIE
ACHARD Jean-Michel	PHYSIOLOGIE
ALAIN Sophie	BACTERIOLOGIE-VIROLOGIE
ARCHAMBEAUD Françoise	MEDECINE INTERNE (Surnombre jusqu'au 31-08-2020)
AUBARD Yves	GYNECOLOGIE-OBSTETRIQUE
AUBRY Karine	O.R.L.
BEDANE Christophe	DERMATO-VENEREOLOGIE
BERTIN Philippe	THERAPEUTIQUE
BESSEDE Jean-Pierre	O.R.L. (Surnombre jusqu'au 31-08-2018)
BORDESSOULE Dominique	HEMATOLOGIE (Surnombre jusqu'au 31-08-2018)
CAIRE François	NEUROCHIRURGIE
CHARISSOUX Jean-Louis	CHIRURGIE ORTHOPEDIQUE et TRAUMATOLOGIQUE
CLAVERE Pierre	RADIOTHERAPIE
CLEMENT Jean-Pierre	PSYCHIATRIE d'ADULTES
COGNE Michel	IMMUNOLOGIE
CORNU Elisabeth	CHIRURGIE THORACIQUE et CARDIOVASCULAIRE
COURATIER Philippe	NEUROLOGIE
DANTOINE Thierry	GERIATRIE et BIOLOGIE du VIEILLISSEMENT
DARDE Marie-Laure	PARASITOLOGIE et MYCOLOGIE
DAVIET Jean-Christophe	MEDECINE PHYSIQUE et de READAPTATION
DESCAZEAUD Aurélien	UROLOGIE

DES GUETZ Gaëtan	CANCEROLOGIE
DESSPORT Jean-Claude	NUTRITION
DRUET-CABANAC Michel	MEDECINE et SANTE au TRAVAIL
DUMAS Jean-Philippe	UROLOGIE (Surnombre jusqu'au 31-08-2018)
DURAND-FONTANIER Sylvaine	ANATOMIE (CHIRURGIE DIGESTIVE)
ESSIG Marie	NEPHROLOGIE
FAUCHAIS Anne-Laure	MEDECINE INTERNE
FAUCHER Jean-François	MALADIES INFECTIEUSES
FAVREAU Frédéric	BIOCHIMIE et BIOLOGIE MOLECULAIRE
FEUILLARD Jean	HEMATOLOGIE
FOURCADE Laurent	CHIRURGIE INFANTILE
GAUTHIER Tristan	GYNECOLOGIE-OBSTETRIQUE
GUIGONIS Vincent	PEDIATRIE
JACCARD Arnaud	HEMATOLOGIE
JAUBERTEAU-MARCHAN M. Odile	IMMUNOLOGIE
LABROUSSE François	ANATOMIE et CYTOLOGIE PATHOLOGIQUES
LACROIX Philippe	MEDECINE VASCULAIRE
LAROCHE Marie-Laure	PHARMACOLOGIE CLINIQUE
LIENHARDT-ROUSSIE Anne	PEDIATRIE
LOUSTAUD-RATTI Véronique	HEPATOLOGIE
LY Kim	MEDECINE INTERNE
MABIT Christian	ANATOMIE
MAGY Laurent	NEUROLOGIE
MARIN Benoît	EPIDEMIOLOGIE, ECONOMIE de la SANTE et PREVENTION
MARQUET Pierre	PHARMACOLOGIE FONDAMENTALE

MATHONNET Muriel	CHIRURGIE DIGESTIVE
MELLONI Boris	PNEUMOLOGIE
MOHTY Dania	CARDIOLOGIE
MONTEIL Jacques	BIOPHYSIQUE et MEDECINE NUCLEAIRE
MOREAU Jean-Jacques	NEUROCHIRURGIE
MOUNAYER Charbel	RADIOLOGIE et IMAGERIE MEDICALE
NATHAN-DENIZOT Nathalie	ANESTHESIOLOGIE-REANIMATION
NUBUKPO Philippe	ADDICTOLOGIE
PARAF François	MEDECINE LEGALE et DROIT de la SANTE
PLOY Marie-Cécile	BACTERIOLOGIE-VIROLOGIE
PREUX Pierre-Marie	EPIDEMIOLOGIE, ECONOMIE de la SANTE et PREVENTION
ROBERT Pierre-Yves	OPHTALMOLOGIE
SALLE Jean-Yves	MEDECINE PHYSIQUE et de READAPTATION
SAUTEREAU Denis	GASTRO-ENTEROLOGIE ; HEPATOLOGIE
STURTZ Franck	BIOCHIMIE et BIOLOGIE MOLECULAIRE
TEISSIER-CLEMENT Marie-Pierre	ENDOCRINOLOGIE, DIABETE et MALADIES METABOLIQUES
TREVES Richard	RHUMATOLOGIE
TUBIANA-MATHIEU Nicole	CANCEROLOGIE
VALLEIX Denis	ANATOMIE
VERGNENEGRE Alain	EPIDEMIOLOGIE, ECONOMIE de la SANTE et PREVENTION
VERGNE-SALLE Pascale	THERAPEUTIQUE
VIGNON Philippe	REANIMATION
VINCENT François	PHYSIOLOGIE
WEINBRECK Pierre	MALADIES INFECTIEUSES
YARDIN Catherine	CYTOLOGIE et HISTOLOGIE

PROFESSEUR ASSOCIE DES UNIVERSITES A MI-TEMPS DES DISCIPLINES MEDICALES

BRIE Joël

CHIRURGIE MAXILLO-FACIALE ET STOMATOLOGIE

MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES - PRATICIENS HOSPITALIERS

AJZENBERG Daniel

PARASITOLOGIE et MYCOLOGIE

BARRAUD Olivier

BACTERIOLOGIE-VIROLOGIE

BOURTHOUMIEU Sylvie

CYTOLOGIE et HISTOLOGIE

BOUTEILLE Bernard

PARASITOLOGIE et MYCOLOGIE

CHABLE Hélène

BIOCHIMIE et BIOLOGIE MOLECULAIRE
(Retraite au 31-07-2018)

DURAND Karine

BIOLOGIE CELLULAIRE

ESCLAIRE Françoise

BIOLOGIE CELLULAIRE

HANTZ Sébastien

BACTERIOLOGIE-VIROLOGIE

JACQUES Jérémie

GASTRO-ENTEROLOGIE ; HEPATOLOGIE

JESUS Pierre

NUTRITION

LE GUYADER Alexandre

CHIRURGIE THORACIQUE et
CARDIOVASCULAIRE

LIA Anne-Sophie

BIOCHIMIE et BIOLOGIE MOLECULAIRE

MURAT Jean-Benjamin

PARASITOLOGIE ET MYCOLOGIE

QUELVEN-BERTIN Isabelle

BIOPHYSIQUE et MEDECINE NUCLEAIRE

RIZZO David

HEMATOLOGIE

TCHALLA Achille

GERIATRIE et BIOLOGIE du VIEILLISSEMENT

TERRO Faraj

BIOLOGIE CELLULAIRE

WOILLARD Jean-Baptiste

PHARMACOLOGIE FONDAMENTALE

P.R.A.G.

GAUTIER Sylvie

ANGLAIS

PROFESSEUR DES UNIVERSITES DE MEDECINE GENERALE

BUCHON Daniel (Maintenu en fonction jusqu'au 31.08.2019)

DUMOITIER Nathalie (Responsable du département de Médecine Générale)

PROFESSEURS ASSOCIES A MI-TEMPS DE MEDECINE GENERALE

MENARD Dominique (du 1^{er} septembre 2016 au 12 janvier 2018)

PREVOST Martine (du 1^{er} septembre 2015 au 31 août 2018)

MAITRE DE CONFERENCES ASSOCIE A MI-TEMPS DE MEDECINE GENERALE

HOUDARD Gaëtan (du 1^{er} septembre 2016 au 31 août 2019)

LAUCHET Nadège (du 1^{er} septembre 2017 au 31 août 2020)

PAUTOUT-GUILLAUME Marie-Paule (du 1^{er} septembre 2015 au 31 août 2018)

PROFESSEURS EMERITES

ADENIS Jean-Paul du 01.09.2017 au 31.08.2019

ALDIGIER Jean-Claude du 01.09.2016 au 31.08.2018

BONNAUD François du 01.09.2017 au 31.08.2019

DE LUMLEY WOODYEAR Lionel du 01.09.2017 au 31.08.2019

DENIS François du 01.09.2017 au 31.08.2019

GAINANT Alain du 01.09.2017 au 31.08.2019

MERLE Louis du 01.09.2017 au 31.08.2019

MOULIES Dominique du 01.09.2015 au 31.08.2018

VALLAT Jean-Michel du 01.09.2014 au 31.08.2018

VIROT Patrice du 01.09.2016 au 31.08.2018

Assistants Hospitaliers Universitaires – Chefs de Clinique

Le 1^{er} novembre 2017

ASSISTANTS HOSPITALIERS UNIVERSITAIRES

BASTIEN Frédéric	BIOPHYSIQUE et MEDECINE NUCLEAIRE
BAUDRIER Fabien	ANESTHESIOLOGIE-REANIMATION
CHARISSOUX Aurélie	ANATOMIE et CYTOLOGIE PATHOLOGIQUES
CHARPENTIER Mathieu	ANESTHESIOLOGIE-REANIMATION
DUCHESNE Mathilde	ANATOMIE et CYTOLOGIE PATHOLOGIQUES
FAYE Pierre-Antoine	BIOCHIMIE et BIOLOGIE MOLECULAIRE
GAUTHIER François	ANESTHESIOLOGIE-REANIMATION
KONG Mélody	ANESTHESIOLOGIE-REANIMATION
LARRADET Matthieu	BIOPHYSIQUE et MEDECINE NUCLEAIRE (Démission à compter du 1 ^{er} janvier 2018)
LEGRAS Claire	ANESTHESIOLOGIE-REANIMATION (Surnombre du 1 ^{er} novembre 2017 au 20 février 2018 inclus)
MARQUET Valentine	HISTOLOGIE, EMBRYOLOGIE et CYTOGENETIQUE

CHEFS DE CLINIQUE - ASSISTANTS DES HOPITAUX

AZAÏS Julie	MEDECINE INTERNE A
BAUDONNET Romain	OPHTALMOLOGIE
BIDAUT-GARNIER Mélanie	OPHTALMOLOGIE (A compter du 11 mai 2016)
BLOSSIER Jean-David	CHIRURGIE THORACIQUE et CARDIOVASCULAIRE
BOSETTI Anaïs	GERIATRIE et BIOLOGIE du VIEILLISSEMENT
BOUKEFFA Nejma	GYNECOLOGIE-OBSTETRIQUE
BOUSQUET Pauline	PEDIATRIE (A compter du 09 janvier 2017)

CHAMPIGNY Marie-Alexandrine	PEDIATRIE
CHRISTOU Niki	CHIRURGIE DIGESTIVE
COLOMBIÉ Stéphanie	MEDECINE INTERNE A (A compter du 02 mai 2017)
COMPAGNAT Maxence	MEDECINE PHYSIQUE et de READAPTATION
CROSSE Julien	PEDIATRIE
DANTHU Clément	NEPHROLOGIE
DARNIS Natacha	PEDOPSYCHIATRIE
DELUCHE Elise	CANCEROLOGIE
DE POUILLY-LACHATRE Anaïs	RHUMATOLOGIE (A compter du 02 mai 2017)
DIDOT Valérian	CARDIOLOGIE
DUSSAULT-JARLAN Lucile	CARDIOLOGIE
EVARD Bruno	REANIMATION
FAURE Bertrand	PSYCHIATRIE d'ADULTES
FAYEMENDY Charlotte	RADIOLOGIE et IMAGERIE MEDICALE
GARDIC Solène	UROLOGIE
GORDIENCO Alen	CHIRURGIE THORACIQUE et CARDIOVASCULAIRE MEDECINE VASCULAIRE
GOUDELIN Marine	REANIMATION
HARDY Jérémy	CHIRURGIE ORTHOPEDIQUE ET TRAUMATOLOGIQUE
KRETZSCHMAR Tristan	PSYCHIATRE d'ADULTES
LACHATRE Denis	RADIOLOGIE et IMAGERIE MEDICALE
LACOSTE Marie	MALADIES INFECTIEUSES
GSCHWIND Marion	MEDECINE INTERNE B
LAFON Thomas	MEDECINE d'URGENCE
LAHMADI Sanae	NEUROLOGIE

LATHIERE Thomas	OPHTALMOLOGIE
LEHMAN Lauriane	GASTROENTEROLOGIE
LEPETIT Hugo	GASTROENTEROLOGIE
MARGUERITTE François	GYNECOLOGIE-OBSTETRIQUE
MARTINS Elie	CARDIOLOGIE
PRUD'HOMME Romain	DERMATOLOGIE-VENEREOLOGIE
RAMIN Lionel	ORL
ROUCHAUD Aymeric	RADIOLOGIE et IMAGERIE MEDICALE (NRI)
ROUSSELLET Olivier	NEUROLOGIE
SAINT PAUL Aude	PNEUMOLOGIE (Démission à compter du 23 décembre 2017)
SALLE Henri	NEUROCHIRURGIE
SANGLIER Florian	RADIOLOGIE et IMAGERIE MEDICALE
TAÏBI Abdelkader	ANATOMIE
USSEGLIO-GROSSO Julie	CHIRURGIE MAXILLO-FACIALE et STOMATOLOGIE
VAYSSE VIC Mathieu	CHIRURGIE ORTHOPEDIQUE ET TRAUMATOLOGIQUE
VITAL Pauline	MEDECINE INTERNE B
VITALE Gaetano	CHIRURGIE THORACIQUE et CARDIOVASCULAIRE MEDECINE VASCULAIRE

CHEF DE CLINIQUE – MEDECINE GENERALE

DOIN Corinne

RUDELLE Karen

SEVE Léa

PRATICIEN HOSPITALIER UNIVERSITAIRE

BALLOUHEY Quentin CHIRURGIE INFANTILE
(du 1er mai 2015 au 30 avril 2019)

CROS Jérôme

ANESTHESIOLOGIE-REANIMATION
(du 1^{er} mai 2014 au 31 octobre 2018)

LERAT Justine

O.R.L. (du 1^{er} mai 2016 au 31 octobre 2020)

MATHIEU Pierre-Alain

CHIRURGIE ORTHOPEDIQUE et
TRAUMATOLOGIQUE
(du 1^{er} mai 2016 au 31 octobre 2020)

Remerciements

A notre Maître et Président du Jury
Monsieur le Professeur Denis VALLEIX

Professeur des Universités-Praticien Hospitalier
Doyen de la faculté de médecine de LIMOGES
Chirurgie digestive, viscérale et endocrinienne
Service d'anatomie
Médecin des Hôpitaux
Responsable de service
LIMOGES

Je vous remercie de nous faire l'honneur de présider ce jury.

Je suis très heureux, d'avoir pu bénéficier de votre enseignement en anatomie, avec des références toujours pertinentes, mais aussi en chirurgie digestive.

Vous êtes un exemple, en tant que chef de service, par vos qualités humaines et votre diplomatie.

Soyez assuré, de mon profond respect.

A notre Maître et Juge

Monsieur le Professeur Joël Brie

Professeur Associé des Universités-Praticien Hospitalier

Chirurgie maxillo-faciale, stomatologie et réparatrice

Médecin des Hôpitaux

Responsable de service

LIMOGES

Je vous remercie de nous faire l'honneur de juger ce travail.

J'ai pu admirer vos qualités chirurgicales, mais aussi humaines reconnues de vos équipes et de vos patients. Vous êtes l'un de mes plus grands modèles de chirurgien mais aussi de personne.

Votre disponibilité et votre générosité envers l'hôpital est admirable, sans pourtant oublier l'essentiel, à savoir, la famille.

Vous êtes pour moi, un modèle à suivre, un véritable guide. Vous aurez toujours ma fidélité et mon respect.

Je suis très fier d'avoir pu travailler avec vous et espère pouvoir profiter de votre expertise pendant encore de nombreuses années.

Soyez assuré, de mon profond respect.

A notre Maître et Juge

Monsieur le Professeur Benoit Chaput

Professeur des Universités-Praticien Hospitalier

Chirurgie plastique, reconstructrice et des grands brûlés

Médecin des Hôpitaux

TOULOUSE

Tu me fais l'honneur d'avoir accepté de juger ce travail.

Je suis très fier que tu es répondu positivement à mon invitation, car tu as toujours été là pour me pousser et me porter plus haut. Je te remercie du fond du cœur d'avoir cru en moi, de t'être engagé comme tu l'as fait et d'avoir par la suite donné autant de temps et d'énergie pour m'aider.

Tes qualités intellectuelles et manuelles font de toi un modèle pour énormément de jeunes chirurgiens.

Je mesure pleinement la chance que j'ai eu de profiter de l'école toulousaine, et espère ne pas te décevoir en tant que chef.

Tu es le seul chirurgien plasticien membre de ce jury, mais quel chirurgien ! C'est avec gratitude et honneur que je recevrai tes critiques.

Sois assuré de mon profond respect.

A notre Maître et Juge

Monsieur le Professeur Pierre-Yves Robert

Professeur des Universités-Praticien Hospitalier

Ophthalmologie

Médecin des Hôpitaux

Responsable de service

LIMOGES

Je vous remercie de nous faire l'honneur de juger ce travail.

Votre présence dans ce jury m'apparaît comme une évidence. Vos qualités chirurgicales et humaines sont reconnues au-delà de tous ceux qui vous connaissent.

L'entente entre les équipes d'ophtalmologie et de maxillo-faciale est une grande réussite et sans vous, ceci ne serait pas possible.

Puisse ce travail, susciter votre intérêt et vos critiques.

Soyez assuré, de mon profond respect.

A ma directrice de Thèse

Madame le Docteur Julie Usseglio-Grosso

Chef de Clinique-Assistant des Hôpitaux

Chirurgie maxillo-faciale, stomatologie et réparatrice

Médecin des Hôpitaux

LIMOGES

Ta gentillesse, ta patience, ton talent et tes valeurs sont des qualités que j'ai toujours appréciées. Tout comme moi, ta famille prendra toujours une part importante de ta vie, même si on a choisi cette voie. Et ne t'inquiète pas, on les aura les points !!

J'adore ce que tu es, et c'est un plaisir de travailler avec toi. Je suis sûr que notre collaboration, sous l'égide de « papa », sera parfaite.

Je te remercie, d'avoir accepté d'encadrer ce travail de thèse.

Sois assuré de mon profond respect.

A mes maîtres d'internat,

qui m'ont enseigné dans toutes les disciplines différentes qu'elle comporte, la maîtrise de la chirurgie.

Au service d'orthopédie, pour m'avoir fait découvrir les joies d'être interne de chirurgie de premier semestre. Et personne n'étant parfait, j'adore votre spécialité.

Aux Professeur Arnaud, Mabit et Charissoux, pour votre accueil et votre enseignement.

Aux chefs d'orthopédie : Pierre-sylvain, Guillaume, Dr Orsoni, Coste (dommage de n'avoir pas pu profiter de ton enseignement), Fiorenza, Thomas (mon tout premier chef, je m'en rappellerais toujours, je veux juste être comme toi, encore merci), Maxime, Bertrand, Mickael et Youssef.

A mes co-internes : Jeremy (mon premier co-interne, reste comme tu es, tu es un excellent chirurgien), Pierrick (j'espère que tout s'est bien passé chez les helvètes), Mathieu (je ne connais pas de chirurgien plus calme et gentil), Isaline (ma co-bizut du semestre).

Au service de chirurgie viscéral et digestive pour m'avoir fait découvrir avec passion votre spécialité.

Au Pr Mathonnet. Votre dextérité chirurgicale, votre ténacité et votre carrière universitaire sont pour moi des modèles.

Au Pr Durand-Fontanier et Gainand, pour qui mon admiration reste intact.

Au Dr Bouvier, le plus universitaire des PH.

Aux chefs, Céline et Fabien (tu seras un excellent successeur au Pr Valleix, j'en suis sûr).

A mes co-internes : Sofiane (up pour la promo 2012), Thibaud (un ami depuis les années fac, je sais que je peux avoir confiance en toi), Alexandre (un plaisir de t'avoir rencontré), Céline et Camille.

Au service de chirurgie infantile pour m'avoir fait découvrir et aimé votre spécialité si vaste. Ça serait avec plaisir de pouvoir collaborer avec vous.

Au Pr Fourcade, qui transmet avec fougue son savoir et sa passion. Merci pour tout ce que vous m'avez appris.

Aux Dr Longis (le deuxième plus universitaire des PH) et Grimaudo.

A Quentin (je te souhaite toute la réussite que tu mérites tant professionnelle que personnelle), Julie et Mourad.

Au service d'orthopédie du CH de Guéret.

Au Dr Bret et à toutes les équipes para-médicales qui m'ont fait apprécier ce semestre.

A toutes les équipes de chirurgie plastique

A la chirurgie plastique Bordelaise.

Au Pr Pelissier pour m'avoir accueilli dans votre service et m'avoir transmis la passion de la chirurgie de la main.

Aux Pr Casoli et Pinsolle,

A tous les PH et chefs de clinique : Dr Isacu, Romain, Jean-Christophe, Hussein, Marie-Laure, Camille, Audrey, Tiphaine et Franck-Marie.

A mes co-internes : Antoine (tu es un gars en or, surtout ne change pas, je te souhaite le meilleur), Sophie (j'espère que tout se passe bien avec Audrey), Elliot (le CMF), Xavier et Corentin (les orthos) et Romain (l'ORL).

A la chirurgie plastique toulousaine.

Au Pr Grolleau, un merci sincère, pour m'avoir accueilli dans votre service. L'enseignement et la confiance que vous m'accordé est très précieuse. J'espère en être à la hauteur.

Au Pr chavoïn, quel bonheur de pouvoir apprendre à vos côtés. Votre gentillesse et votre maîtrise font de vous un modèle pour tous les jeunes plasticiens.

A Dimitri et Thomas, j'ai énormément à apprendre de vous. Vous êtes des exemples, c'est un immense plaisir de travailler avec vous.

A Karim, merci pour ta gentillesse, ton humour et ton souci d'enseigner.

A mes anciens de chef de clinique de Ranguéil, Marion, Laura et Olivier. Merci de votre soutien et de ce que vous m'avez appris.

A Hugo, tu étais mon co-interne à Ranguéil, tu es devenu mon chef à l'IUCT. C'est un plaisir de travailler avec toi, tu es quelqu'un de foncièrement gentil et je ne connais personne plus à l'écoute de ses patients qui passent avant tout. Reste tel que tu es.

A tous mes co-internes : Gregory, Aziz, Julie et Camille. Ça a toujours été un plaisir de travailler avec vous. Encore merci.

A Charline et Samuel. Je connais vos valeurs, calme, gentillesse, sérieux et compétence. Je suis honoré de faire ma première année de clinicat à vos côtés. Je sais qu'on s'entendra bien et qu'il n'y aura jamais de souci. A très bientôt

Un grand merci bien sûr aux équipes paramédicales

Au service de chirurgie maxillo-faciale de LIMOGES.

A la consultation, ravi de travailler avec vous :

Sylvie, pour ta bienveillance et ta disponibilité.

Sandrine, pour tes initiatives et ton efficacité.

Anne, pour tes connaissances infaillibles en cicatrisation, ton soutien et ta discrétion.

Merci aussi à Michel et Daniel pour votre gentillesse. Et une pensée pour Laurence qui était présente lors de mon premier semestre et m'a appris les pansements.

Au bloc de chirurgie maxillo-faciale : Camille, Aude, Vincent, Joël, Dominique, Auguste et Stéphanie ; sans vous les journées au sous-sol seraient moins animées.

Au service de chirurgie maxillo-faciale pour avoir pris soin de nos patients, même des plus difficiles, pour votre efficacité, votre disponibilité et votre autonomie. C'est un plaisir de travailler avec vous tous au quotidien.

Au laboratoire STROMALab

Audrey, tu m'as prise au stade embryonnaire, et tu as réussi à faire de moi un « mini-chercheur ». Grâce à ta gentillesse, ta disponibilité, tes connaissances et ta pédagogie, « ça l'a fait ». Tu m'as encadré tout au long de cette année et tu es restée mon amie.

Merci au Pr Casteilla et au Dr Sensebe pour m'avoir accueilli dans leur équipe.

Une pensée à Marie qui complétée la team audrey. Je suis sûr que tout ira bien dans tes études.

Mention à Alice qui a pris ma place en master 2 avec Audrey. Vive la biomol...^^ Bon courage pour ton M2 et la suite.

Je remercie également tous les membres du laboratoire pour m'avoir fait découvrir « la science ».

Merci à Nico pour sa gentillesse ! Vivement qu'on reprenne les parties endiablées de baby-foot !

Une pensée à tous mes co-stagiaires : les M2P : Camille et Noémie, les M2R : Lise et Hélène et tous les autres : Pauline, Albertine, Julie, Camille, Damien...

Et bien sur un énorme like à mes deux « bros », Loïc et Matthieu. Merci pour les moments passés au labo mais aussi à l'extérieur. Heureusement qu'on était là pour relever le niveau du bureau... ou pas !!!

Matthieu, hâte qu'on se refasse un festival ensemble.

Et Loïc, tu sais que j'attends avec impatience que tu passes ta carte verte et ton permis bateau, qu'on puisse se faire des virer bateaux-golf tranquille^^

A tous mes amis. Je suis déjà désolé pour tous ceux que je vais oublier mais il y en a tellement.

A tous ceux qui m'ont soutenu pendant les années fac :

Fabien G, Adrien, Olivier, Benjamin, Florent, Paul P, Arnaud, Elodie, Thibaud, Paul S, Daniella, Fabien B, Johann, Audrey, Laura, Olivier, Paul J ...

A tous ceux que j'ai connu durant mon internat :

Matéo, Gilles, aurianne, Cécilia, Mathieu L, Victor, Etienne B, Etienne C ...

A tous ceux que j'ai rencontré durant mon premier inter-CHU à Toulouse, à savoir la brigade de l'internat :

Ben, Ondine, Pitch, Marion, Oriane, Léa, Camélia, Léo, Timila, Adrien, la Batte, Thibault, Antoine, Douik, Guillaume, Hubert, Cheik, la Pey, Bosh, Elise, Alexia, Luc... Une pensée particulière pour Michel.

A ma famille.

A ma mère et mon père

Je voudrais pouvoir élever mes enfants comme vous l'avez fait avec nous. Vous avez su me pousser pour toujours aller plus loin et réaliser mon plus grand rêve depuis que je suis tout petit. Merci. Je n'oublierai jamais. Je suis fier d'en être arrivé là aujourd'hui, et cela n'aurait pas été possible sans vous. Même maintenant, vous prenez encore soin de moi. Je suis sûr que vous veillerez sur ma nouvelle famille avec autant de bienveillance et de bonté. Encore merci pour tout.

A ma sœur et mon frère.

Tout ce qu'on a vécu ensemble, les blagues, les délires, les bêtises, les engueulades, les vacances m'a construit. Vous avez réussi à construire chacun une famille, à être heureux personnellement et professionnellement, c'est un exemple pour moi. J'espère que toutes nos familles pourront être très souvent réunies.

Merci infiniment.

A mon beau-frère et ma belle sœur

C'est un plaisir de vous revoir et échanger à chaque fois que l'on peut se réunir. A très bientôt.

A mes neveux

4 déjà dont 2 filleuls. Tout passe trop vite. C'est un plaisir de vous voir évoluer. Vous avez déjà chacun votre personnalité. Sachez que vous pourrez toujours compter sur moi.

A tout le reste de la famille

A serge et Françoise. Ton humour omniprésent détend toujours. Je me rappelle encore de tous les plats que nous a faits.

A Micheline, François et Guillaume. Tu n'es pas sans savoir que la coutume veut que la marraine offre un cadeau inoubliable à son filleul le jour de sa thèse.

A Claude et Huguette. Tu es mon parrain et tu as été mon voisin pendant de nombreuses années. Je suis ravi de vous voir au baptême de mon fils.

A mes grands-parents. La plupart ne sont déjà plus avec nous mais je ne vous oublie pas. Merci pour tout.

A ma belle famille

Merci de m'avoir accueilli chez vous avec autant de facilité.

Je suis ravi de savoir qu'avec nos deux familles, nos enfants seront autant aimés et protégés.

A constance, mon amour,

Tu es ma moitié. Je savais qu'elle existait. J'en étais sûr. Je n'ai jamais douté. Je t'ai attendu tellement longtemps et puis je t'ai rencontré.

Je t'aime tellement.

Partager ma vie avec toi est une chance, et je veux te rendre la plus heureuse des femmes. On s'élève l'un l'autre, on s'améliore, on se protège, on partage tous.

Merci pour tout ce que tu fais pour moi, chaque jour, tes attentions... particulièrement pour cette thèse.

On n'est pas d'accord sur tout, et heureusement. On sait chacun ce qu'on veut et on est têtu (oui, je sais, surtout moi, c'est mon côté Andalou). C'est une qualité. Mais malgré tout, on finit toujours par s'entendre. Tu es ce dont j'ai besoin.

Ce que tu m'apporte est immense, plus encore.

Qui aurait imaginé qu'on en serait là aujourd'hui. Tu sais pourquoi je dis ça.

Qui aurait cru, qu'on se baladerait à nouveau dans les rues de Toulouse exactement un an après, mais cette fois-ci à trois.

Tu m'as donné un nouveau but, la chose la plus essentielle dans la vie. Tu m'as donné un fils, Joseph.

Tu es une excellente mère. Je sais que tu le protégeras toujours (surtout des microbes ^^). Tu as fait déjà tellement attention à lui pendant la grossesse. J'espère être à la hauteur.

A joseph,

Mon fils, je t'aime tellement aussi. Je suis si fier. Tu es la chose la plus précieuse. J'adore te voir évoluer et grandir chaque jour. J'en apprend tellement avec toi. Sache que je serais toujours là pour toi. Tu es notre plus belle histoire.

Je vous aime tous les deux plus que tout.

Dédicace

« Quand on veut on peut, quand on peut on doit »

Napoleone Bonaparte

La vie c'est comme une bicyclette, il faut avancer pour ne pas perdre l'équilibre

Albert Einstein

Droits d'auteurs

Cette création est mise à disposition selon le Contrat :

« **Attribution-Pas d'Utilisation Commerciale-Pas de modification 3.0 France** »

disponible en ligne : <http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/3.0/fr/>

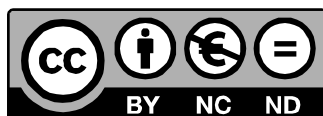


Table des matières

Professeurs des Universités - praticiens hospitaliers	4
Assistants Hospitaliers Universitaires – Chefs de Clinique	9
Remerciements	13
Droits d’auteurs	28
Table des matières	29
Introduction	30
Rappel et généralités.....	32
I. Le lambeau de muscle temporal	32
I.1. La région temporale	32
I.1.1. Embryologie	32
I.1.2. Anatomie de la région temporale	34
I.1.3. Le muscle temporal	42
I.2. La théorie des lambeaux	52
I.2.1. Historique des lambeaux	52
I.2.2. Généralités sur les lambeaux.....	57
I.2.3. Lambeaux musculaires	59
I.3. Les différentes techniques de prélèvement du muscle temporal	64
I.4. Indications et contre-indications.....	68
I.4.1. Indications	68
I.4.2. Contre-indications	72
I.5. Complications.....	73
I.5.1. Complications liées à l’anesthésie.....	73
I.5.2. Complications liées à la chirurgie.....	73
I.5.3. Complications propres au lambeau de muscle temporal.....	74
II. Les différents moyens de comblement du défaut du site donneur.....	75
II.1. Généralités sur le comblement d’une perte de substance	75
II.2. Les différents moyens de comblement du site donneur de TMF	80
II.2.1. Historique	80
II.2.2. Biomatériaux synthétiques.....	81
II.2.3. Biomatériaux organiques	86
Review of the literature	100
Case Report	116
Discussion.....	132
Conclusion	142
Références.....	143
Table des figures.....	157
Sources des figures.....	159
Liste des abréviations.....	160
Annexes	162
Serment d’Hippocrate.....	168

Introduction

Le lambeau de muscle temporal est utilisé avec succès dans la chirurgie reconstructrice cranio-faciale depuis plus d'un siècle. Sa capacité à couvrir de larges défauts à la fois congénitaux, traumatiques ou chirurgicaux de la face et du squelette facial a été prouvée dans de nombreuses études. D'autres applications sont possibles notamment dans le cadre des séquelles de paralysie faciale, il s'agit de la technique de myoplastie d'allongement du muscle temporal.

Cependant, la dépression temporale après lambeau musculaire temporal (TMF) est un inconvénient bien connu. Ce défaut est caractérisé par une concavité dans le contour des tissus mous de la région temporale et associé au relief marqué du rebord orbitaire latéral et de l'arcade zygomatique. Ce défaut n'a pas été mentionné par la plupart des auteurs, a été considéré comme minime par Koranda et al. (1987) et a été décrit comme ayant été cicatrisé après plusieurs mois par Huttenbrink (1986). Pendant plusieurs années, aucune intervention chirurgicale n'a été utilisée pour la reconstruction de ce défaut ; au lieu de cela, il a été camouflé par l'intermédiaire de coiffure qui était un problème évident chez les personnes chauves.

Depuis quelques décennies, de nombreuses techniques chirurgicales ont été utilisées pour tenter de combler ce défaut avec plus ou moins de succès.

Il y a eu d'abord l'utilisation de biomatériaux synthétiques tels que les ciments en hydroxyapatite puis le polyéthylène.

Plus récemment des biomatériaux organiques xénogéniques ou autogéniques ont été utilisés afin de minimiser les réactions allergéniques et de rejet.

Cependant, aucune étude n'a montré la supériorité d'un BM (biomatériau) sur un autre.

Nous avons réalisé une revue de la littérature sur les différents BM afin de les comparer dans le but de savoir si l'un était supérieur aux autres en termes d'efficacité et d'innocuité.

Nous avons également réalisé un case report d'un patient du service de chirurgie maxillo-faciale du CHU de LIMOGES pour la première utilisation de Permacol™ dans cette indication.

Enfin, une discussion sur les BM et les techniques de reconstruction des tissus mous sera réalisée.

Rappel et généralités

I. Le lambeau de muscle temporal

I.1. La région temporale

I.1.1. Embryologie

A la fin de la troisième semaine du développement de l'embryon, apparaît sur la face ventrale de la région céphalique, en arrière de la proéminence fronto-nasale, une dépression transversale de l'épiblaste, le stomodaeum (Figure 1).

Simultanément, de chaque côté se forment six crêtes arrondies, les arcs branchiaux, séparés entre eux par les sillons branchiaux (Figure 2). (1-3)

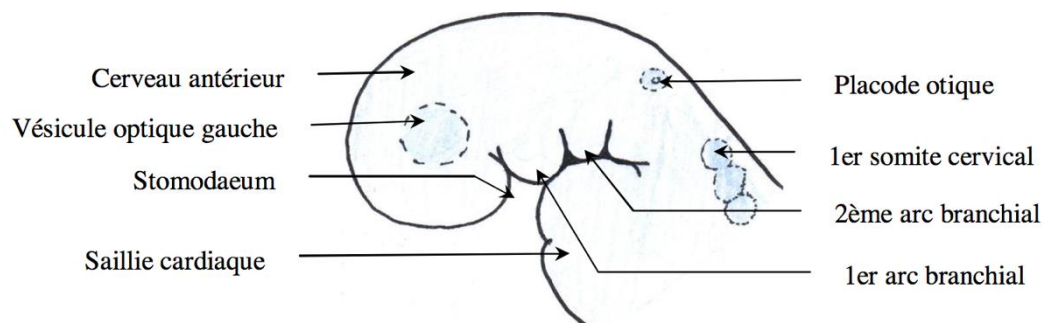


Figure 1 : Vue latérale d'un embryon au cours de la 3^{ème}-4^{ème} semaine de développement

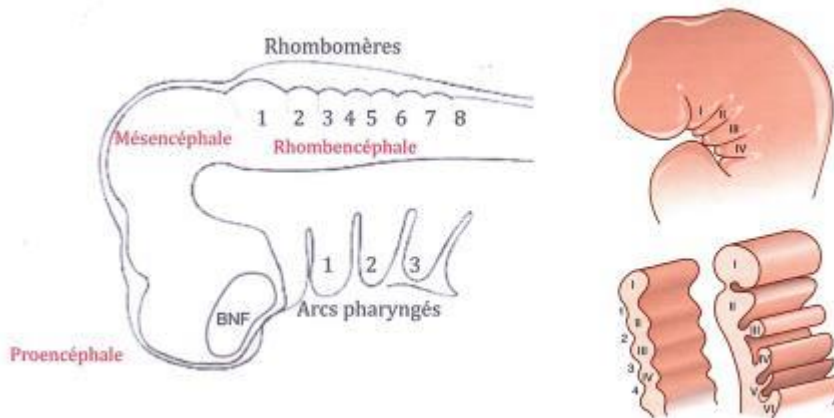


Figure 2 : Vue latérale d'un embryon au cours de la quatrième semaine de développement
Neurulation J25 : Formation des 3 vésicules (Lebeau, 2011)

Chaque arc branchial est constitué d'un axe mésenchymateux recouvert extérieurement par l'épiblaste et intérieurement par l'endoblaste. Chacun est caractérisé par ses muscles, son artère et son nerf spécifique.

Aux alentours de la 4ème semaine, le premier arc branchial (ou arc mandibulaire) donne un prolongement maxillaire (Figure 3).

Dans le premier arc, du mésoderme paraxial prenant son origine sur le côté du mésencéphale (rhombomères 1 et 2) donne naissance aux muscles de la mastication (temporal, masséter et ptérygoidiens médial et latéral) ainsi qu'aux muscles mylo-hyoidien, ventre antérieur du digastrique, tenseur du tympan et tenseur du voile du palais. Des branches du nerf trijumeau (V) innervent tous ces muscles.

Le masséter et le temporal sont tous deux issus de cet arc mandibulaire et sont donc tous les deux innervés par le nerf mandibulaire (ou V3).

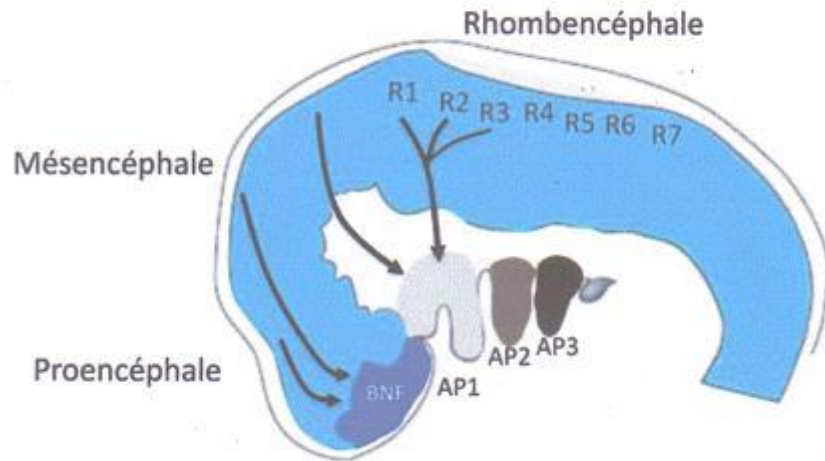


Figure 3 : Vue latérale d'un embryon au cours de la quatrième semaine de développement
Formation de l'ectomésenchyme par migration des CCN (cellules des crêtes neurales) (Lebeau, 2011)

I.1.2. Anatomie de la région temporale

Région latéro-crânienne superficielle, la région temporale se présente comme un tronc de cône à sommet inférieur, aplati transversalement. Elle se situe au-dessous de la région pariéto-frontale, au-dessus des régions parotido-massétériques et en arrière de la région orbitaire (4–9).

Elle est limitée : en haut par la ligne temporale supérieure, en avant par le processus zygomatique du frontal et le bord postéro-supérieur de l'os zygomatique, en bas par l'arcade zygomatique (seule limite à être clairement perçue au niveau cutané) et en arrière par la partie postérieure de l'os pariétal.

De la superficie à la profondeur, cette région comporte plusieurs couches (Figures 4 et 5) :

- La peau,
- Le tissu sous-cutané, avec à sa face profonde, le fascia superficialis,
- L'aponévrose épicroânienne (ou galéa) et les muscles auriculaires
- L'aponévrose temporale qui se divise, en bas, au niveau de l'arcade zygomatique en 2 lames (superficielle et profonde),
- Le muscle temporal,
- Le périoste temporal, au contact du plan osseux.

Les différentes loges délimitées par ces structures sont :

- ▶ La fosse temporale superficielle, comprise entre la peau et l'aponévrose épicroânienne, correspondant donc au tissu sous-cutané.
- ▶ La fosse temporale moyenne, entre les 2 lames de dédoublement de l'aponévrose temporale.
- ▶ La fosse temporale profonde, entre l'aponévrose temporale et le périoste, est occupée par le muscle temporal. Une des particularités du muscle temporal est qu'il s'insère directement sur le périoste et n'est donc pas recouvert d'une aponévrose sur sa face profonde.

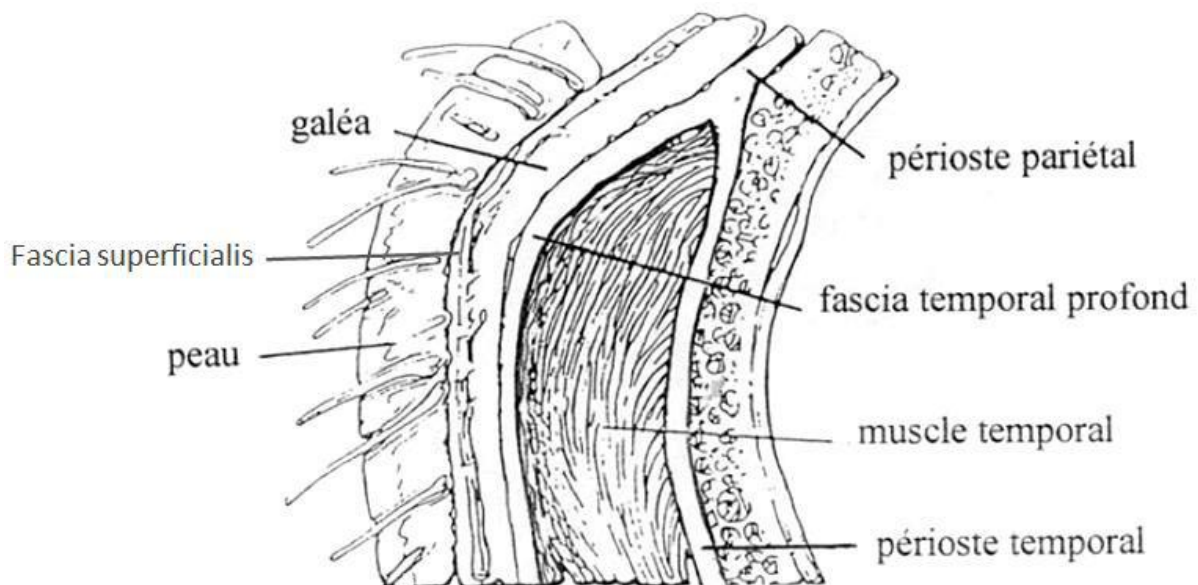


Figure 4 : Coupe frontale de la région temporale droite

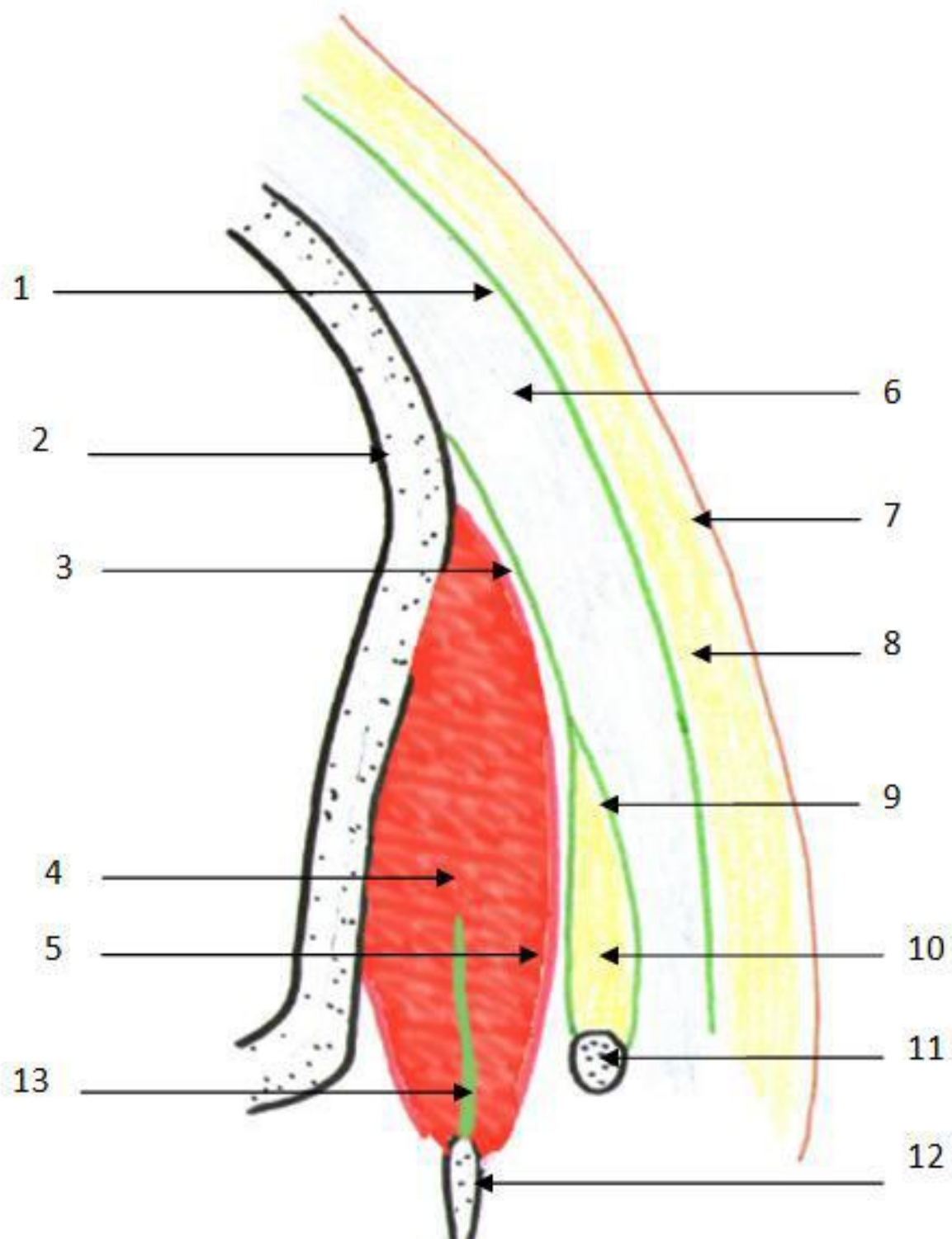


Figure 5 : Coupe coronale schématique de la région temporelle gauche

1. Fascia temporal superficial (fascia superficialis).
2. Os temporal (recouvert par le périoste).
3. Aponévrose temporale.
4. Muscle temporal (loge temporelle profonde).
5. Feuillet profond de l'aponévrose temporale.
6. Galéa aponévrotique.
7. Peau.
8. Tissu sous-cutané (loge temporelle superficielle).
9. Feuillet superficiel de l'aponévrose temporale.
10. Loge temporelle moyenne.
11. Arcade zygomatique.
12. Processus coronoïde mandibulaire.
13. Lame d'insertion tendineuse du muscle temporal.

I.1.2.1. Aspect général, peau et tissu sous-cutané

La forme extérieure est variable en fonction de l'âge et de l'adiposité des sujets. La région est déprimée chez les sujets maigres, saillante et convexe chez les enfants et les individus corpulents ou ceux dont le muscle temporal est très développé. Sa surface peut être marquée par la branche frontale de l'artère temporale superficielle qui est souvent saillante et sinueuse chez les sujets âgés.

Dans sa partie antérieure, la peau est fine et glabre. Dans sa partie postérieure, elle est plus résistante, moins mobile et recouverte de cheveux. Elle est faite d'épiderme, de derme et d'hypoderme.

Le tissu sous-cutané peut être dissocié en 2 plans :

- Un plan superficiel, assez mince et constitué de cellules adipeuses.
- Un plan profond, de structure lamellaire, constituant le fascia superficialis (aussi appelé fascia temporo-pariétal).

Dans cette couche sous-cutanée cheminent les vaisseaux temporaux superficiels, le nerf auriculotemporal (branche du V3), la branche temporo-frontale du nerf facial et des lymphatiques.

► L'artère temporale superficielle (ATS) est la branche terminale externe et superficielle de la carotide externe. De son origine, la temporale superficielle se porte en haut et un peu en dehors.

Elle chemine à l'intérieur de la parotide pour finalement aborder la région temporale en avant du méat acoustique externe et du tragus. Elle est alors placée le plus souvent en avant de sa veine satellite, qui est elle-même en avant du nerf auriculo-temporal. Puis l'artère monte et se divise en deux branches terminales à 15 mm au-dessus de l'arcade zygomatique : sa branche frontale (qui s'anastomose avec les artères supra-orbitaire et temporo-zygomatique) et sa branche pariéto-occipitale.

Ses collatérales sont :

- L'artère transverse de la face, naissant dans la portion intra-parotidienne de l'ATS

- L'artère zygomatiko-orbitaire, qui perfore le feuillet superficiel de l'aponévrose temporale pour occuper la fosse temporale moyenne
 - Les artères auriculaires antérieures, qui naissent de la face postérieure de l'ATS
 - L'artère temporale moyenne, qui passe à travers le feuillet superficiel de l'aponévrose temporale pour se retrouver dans la fosse temporale moyenne
- La veine temporale superficielle ainsi que ses branches suivent le trajet des branches artérielles correspondantes en se plaçant en profondeur. Elles se réunissent au-dessus de l'arcade zygomatique pour constituer un tronc commun.

I.1.2.2. Aponévrose épicroanienne

La galéa aponévrotique (aponévrose épicroanienne) recouvre l'ensemble de la calvaria, elle est épaisse et résistante au centre et mince et celluleuse à la périphérie. Elle se poursuit à sa périphérie par les muscles sous-cutanés qui jouent le rôle de tenseurs de la galéa.

Au niveau de la région temporale, la galéa aponévrotique ainsi que la musculature qui s'en détache se trouvent à la face profonde du tissu sous-cutané. Cette musculature est constituée par les muscles auriculaires (postérieur, supérieur et antérieur).

Une couche de tissu conjonctif lâche sépare la galéa de l'aponévrose temporale sous-jacente.

En-dessous de l'arcade zygomatique, l'aponévrose épicroanienne se continue par le fascia superficialis de la région massétérique ou fascia pré-massétérin.

I.1.2.3. Aponévrose temporale

L'aponévrose temporale est une structure conjonctive, épaisse et nacrée qui recouvre le muscle temporal.

L'espace de glissement entre l'aponévrose temporale et le muscle temporal est occupé par une coulée graisseuse qui se poursuit jusqu'à la boule de Bichat.

L'aponévrose s'insère d'arrière en avant sur : l'os zygomatique, la crête latérale du frontal et la ligne temporale supérieure.

Simple à sa partie crâniale, elle se dédouble dans sa partie inférieure en deux lames, l'une superficielle, l'autre profonde. Ces lames s'insèrent sur les deux bords de la face supérieure de l'arcade zygomatique. L'espace compris entre ces deux feuillets est appelé fosse temporale moyenne.

Cette loge est constituée de :

- ▶ Tissu cellulo-adipeux jaunâtre
- ▶ L'artère temporale moyenne : branche de l'ATS qui traverse, premièrement le feuillet superficiel de l'aponévrose temporale puis après avoir parcouru la fosse temporale moyenne, traverse le feuillet profond. Elle pénètre alors dans le muscle temporal pour s'anastomoser avec l'artère temporale profonde au-dessus de la lame d'insertion tendineuse.
- ▶ Les veines temporales moyennes : ce sont de nombreuses veinules qui se jettent dans la veine temporale superficielle ou la veine rétro-mandibulaire.
- ▶ L'artère zygomato-orbitaire : branche de l'ATS, elle se dirige en avant et va s'anastomoser avec l'artère palpébrale sous le muscle orbiculaire de l'œil.

L'aponévrose temporale permet donc de diviser la région temporale en trois parties : superficielle, moyenne et profonde.

I.1.2.4. La loge temporale profonde

La loge temporale profonde correspond à une fosse cunéiforme. La partie supérieure est occupée en totalité par le muscle temporal tandis que la partie inférieure contient la partie tendineuse du muscle entourée des espaces graisseux sus et sous musculaires ou nappes celluluses.

La nappe celluleuse sous-musculaire est placée à la face profonde du muscle. Elle contient les vaisseaux et nerfs temporaux profonds.

La nappe sus-musculaire se trouve entre l'aponévrose temporale et le muscle temporal. Elle contient les branches de division de l'artère temporale moyenne (en provenance de la fosse temporale moyenne).

Les vaisseaux et nerfs de cette loge cheminent dans ces espaces remplis de tissu conjonctif lâche.

I.1.2.5. Plan squelettique

La fosse temporale est déprimée en avant et convexe en arrière.

Le plan squelettique, correspondant à la paroi profonde de la fosse temporale, est formé par la réunion au niveau du ptériorion de la table externe : de l'écaille du temporal, du frontal, du pariétal et de la grande aile du sphénoïde (Figure 6).

La ligne courbe temporale supérieure donne insertion à l'aponévrose temporale.

La ligne courbe temporale inférieure donne insertion au muscle temporal.

L'artère méningée moyenne parcourt la face interne de la calvaria à cet endroit et y laisse des sillons semblables à la nervure d'une feuille de figuier. Des rameaux temporaux issus de cette artère endocrânienne traversent ici l'os pour venir s'anastomoser, dans la fosse temporale, avec les artères temporales profondes.

Sur la face endocrânienne la dure-mère est très peu adhérente à la paroi osseuse, il sera alors plus souvent possible d'y voir se collecter un hématome extradural suite à un traumatisme.

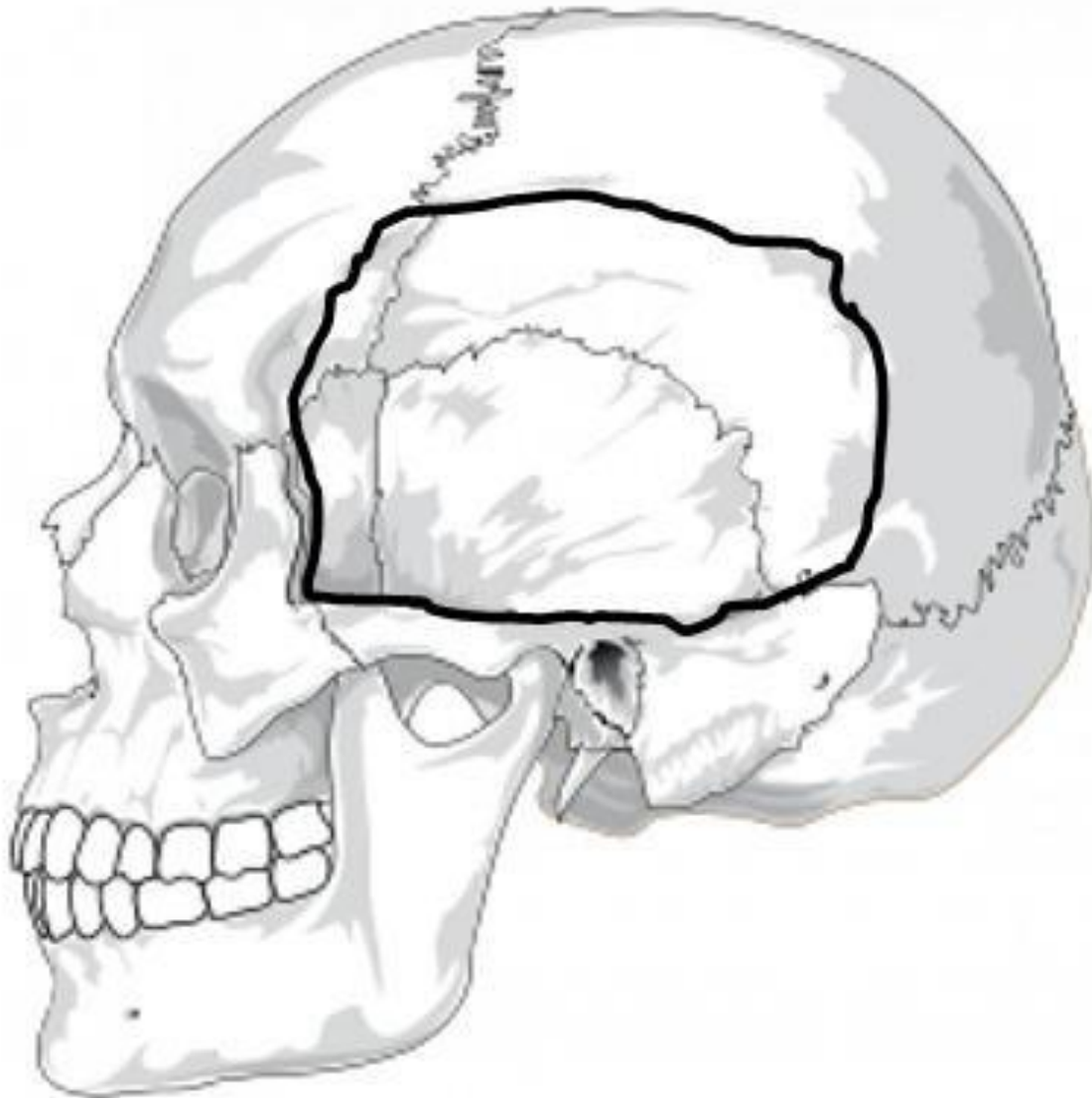


Figure 6 : Vue latérale du crâne (avec région temporale délimitée)

I.1.3. Le muscle temporal

I.1.3.1. Rapports/Anatomie

I.1.3.1.1. Forme, situation et trajet

Large, plat, radié, il possède une structure semi-penniforme ou bipennée, selon les auteurs, par involution de la partie superficielle du muscle (présente chez les autres mammifères). Une de ses particularités est d'avoir une insertion directe sur le périoste, sans tendon intermédiaire. Le muscle temporal occupe la fosse temporale. C'est un large éventail, dont la base est dirigée en haut et en arrière et dont le sommet correspond à l'apophyse coronoïde du maxillaire inférieur (mandibule).

I.1.3.1.2. Insertion et description

Le muscle temporal possède une portion orbitaire et une portion temporale :

- ▶ La portion orbitaire : elle correspond aux fibres charnues s'insérant sur les facettes temporales du frontal et la grande aile du sphénoïde. Le tendon terminal descend en bas et en arrière pour se finir sur la crête temporale du ramus de la mandibule.
- ▶ La portion temporale : elle provient de toute l'étendue de la fosse temporale, exceptée la région de la gouttière rétro-malaire où le muscle temporal est séparé de la paroi osseuse par un amas de tissus adipeux.

Il est composé de plusieurs faisceaux.

Le faisceau postérieur constitue le faisceau suprazygomatique, il présente alors une structure penniforme et vient se fixer au niveau du disque articulaire de l'articulation temporo-mandibulaire.

Au niveau des faisceaux antérieurs, le muscle est formé de 2 chefs inégaux : l'un profond, volumineux, d'origine osseuse, l'autre superficiel, mince, presque transparent, d'origine aponévrotique, se concentrant sur les deux faces de la lame tendineuse d'insertion. Le tendon du muscle temporal est donc la partie inférieure, épaissie et enroulée, de cette lame tendineuse. De ces origines, les fibres se portent en convergeant vers l'apophyse

coronoïde : les antérieures descendent à peu près verticalement ; les moyennes sont obliques en bas et en avant et les postérieures se glissent plutôt horizontalement dans la gouttière de l'apophyse zygomatique.

Le muscle temporal représente une masse importante de tissu, d'où son intérêt dans le comblement d'une perte de substance régionale (Figure 7).

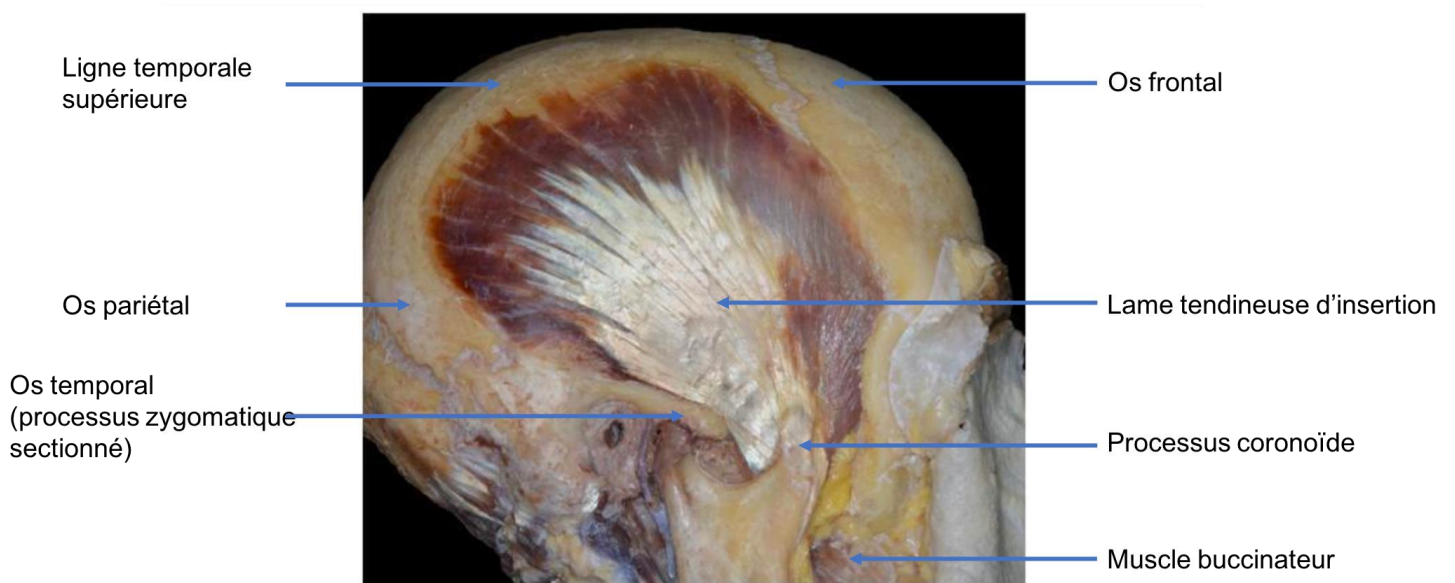


Figure 7 : Vue d'ensemble de la région temporo-massétérique (arcade zygomatique et muscle masseter réséqués). Vue latérale droite

I.1.3.1.3. Rapports du muscle temporal

Aplati de dehors en dedans, le muscle temporal possède deux faces, interne et externe, et trois bords, supérieur, antérieur et postérieur.

La face interne diffère, au point de vue des rapports, suivant qu'on l'examine dans ses trois quarts supérieurs ou son quart inférieur. Dans ses trois quarts supérieurs, elle repose sur la paroi osseuse de la fosse temporale, à laquelle elle adhère intimement et dont elle est

séparée par les trois nerfs temporaux profonds, par les deux ou trois artères temporales profondes et par les veines qui les accompagnent. Dans son quart inférieur, au-dessous de la fosse temporale, elle répond aux deux muscles ptérygoïdiens interne et externe, au muscle buccinateur et à la partie toute postérieure à la boule graisseuse de Bichat.

La face externe est en rapport, en haut, avec l'aponévrose temporale, qui la recouvre. Plus bas, au-dessous de l'insertion inférieure de l'aponévrose temporale, cette face externe, profondément située, répond à l'arcade zygomatique et au masséter.

Le bord supérieur, demi-circulaire, répond à l'angle d'union de l'aponévrose temporale et de la paroi crânienne.

Le bord postérieur plutôt horizontal, occupe, dans la plus grande partie de son étendue, la gouttière qui est creusée à la base de l'apophyse zygomatique.

Le bord antérieur presque vertical, très épais, arrondi et mousse, répond à la gouttière rétro-malaire. Il en est séparé par un paquet cellulo-adipeux, toujours très développé.

I.1.3.2. Variations du muscle temporal

Le plan superficiel du temporal peut faire complètement défaut, l'aponévrose, ne donnant insertion à aucune fibre, reposant sur le muscle, sans lui adhérer.

Le faisceau issu de la partie inférieure de la grande aile du sphénoïde, peut descendre jusqu'aux molaires. Le tendon du muscle peut prolonger ses insertions sur toute la hauteur du bord antérieur de la branche du maxillaire. Le tendon terminal, plus large que d'habitude, peut s'insérer sur toute l'étendue de l'échancrure sigmoïde. Les fibres inférieures du temporal peuvent se fusionner plus ou moins avec les fibres du ptérygoïdien externe. On voit parfois des fibres qui, du ménisque de l'articulation temporo-maxillaire, se rendent au tendon du temporal. Ces fibres forment, dans certains cas, un petit faisceau distinct, qui se fixe sur la base de l'apophyse coronoïde ou même dans l'échancrure sigmoïde : c'est le temporalis minor de Henke.

On sait que chez beaucoup de carnassiers, ou même dans certaines espèces simiennes, le temporal s'étend jusqu'à la ligne médiane du crâne.

I.1.3.3. Vascularisation

Lors de l'utilisation du muscle temporal en tant que lambeau, la connaissance de sa vascularisation est une notion essentielle. En effet, les axes vasculaires et nerveux doivent être appréhendés car ils conditionnent la mobilisation du lambeau.

La vascularisation du muscle temporal provient de 2 pédicules dominants (Type III de la classification Mathes et Nahai). Ces deux pédicules dominants, ou artères temporales profondes (antérieure et postérieure), proviennent de l'artère maxillaire interne à la face profonde du muscle, près de son insertion mandibulaire. Chaque artère, d'environ 1 mm de diamètre et 2 cm de long, est accompagnée par des veines satellites (Figures 8 à 11).

Il existe aussi des pédicules accessoires à la face superficielle du muscle, constitués par 2 à 4 branches de la temporale moyenne, qui provient elle-même de la temporale superficielle au-dessus de l'arcade zygomatique (ce qui fait considérer pour certains le muscle temporelle comme étant un type II de la classification de Mathes et Nahai) (10).

La préservation du pédicule accessoire, comme son nom l'évoque, n'est pas nécessaire à la vitalité du muscle. Cependant, ce pédicule peut avoir une importance, notamment dans la technique du lambeau de muscle temporal dédoublé vascularisé par la temporale superficielle (via les artères temporales moyennes).

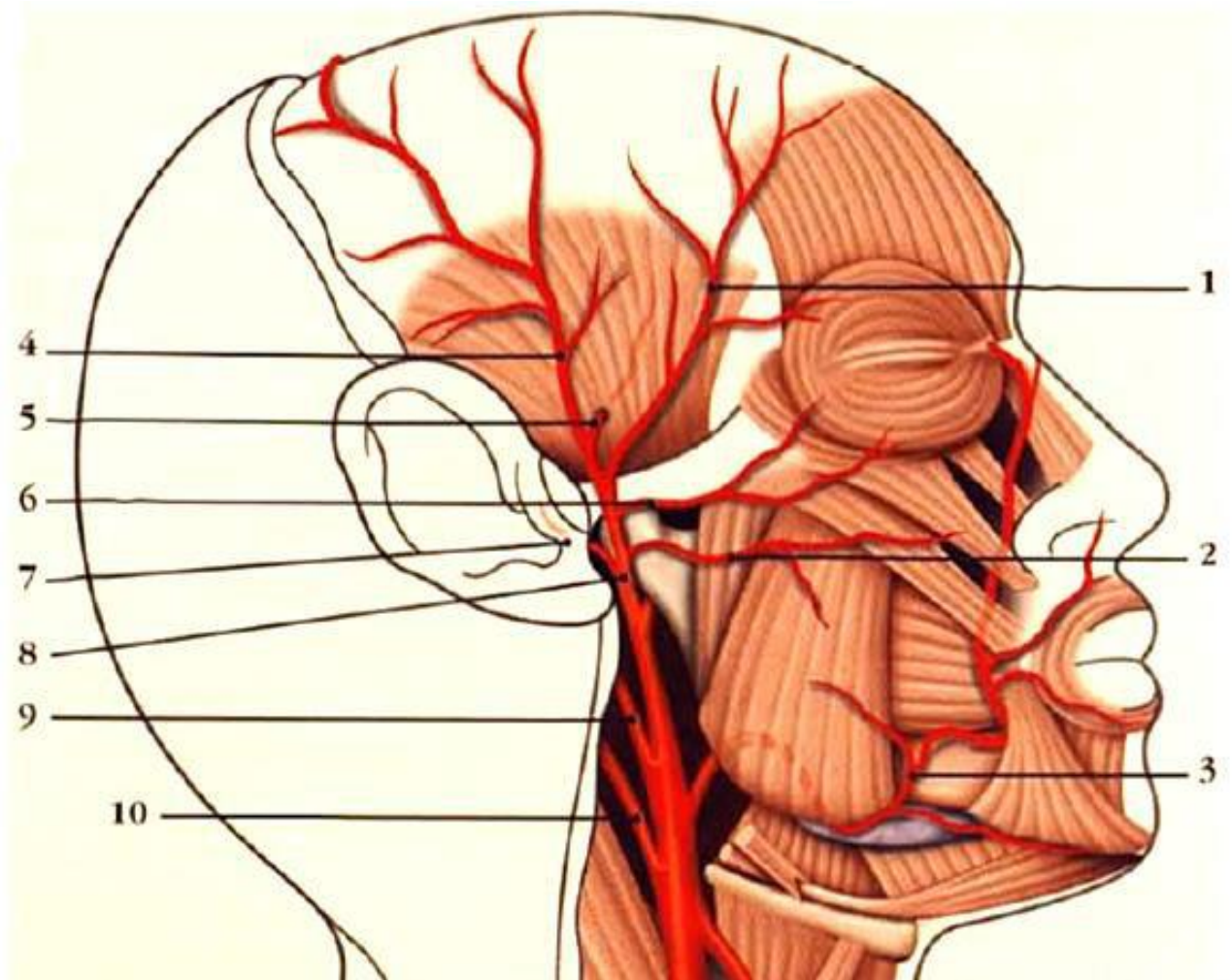


Figure 8 : L'artère temporale superficielle et ses branches

1. Branche frontale. 2. Artère transverse de la face. 3. Artère faciale. 4. Branche pariétale. 5. Artère temporale moyenne. 6. Artère zygomatico-orbitaire. 7. Branche auriculaire antérieure. 8. Artère temporale superficielle. 9. Artère auriculaire postérieure. 10. Artère occipitale

Cranial
 ↑
 Gauche

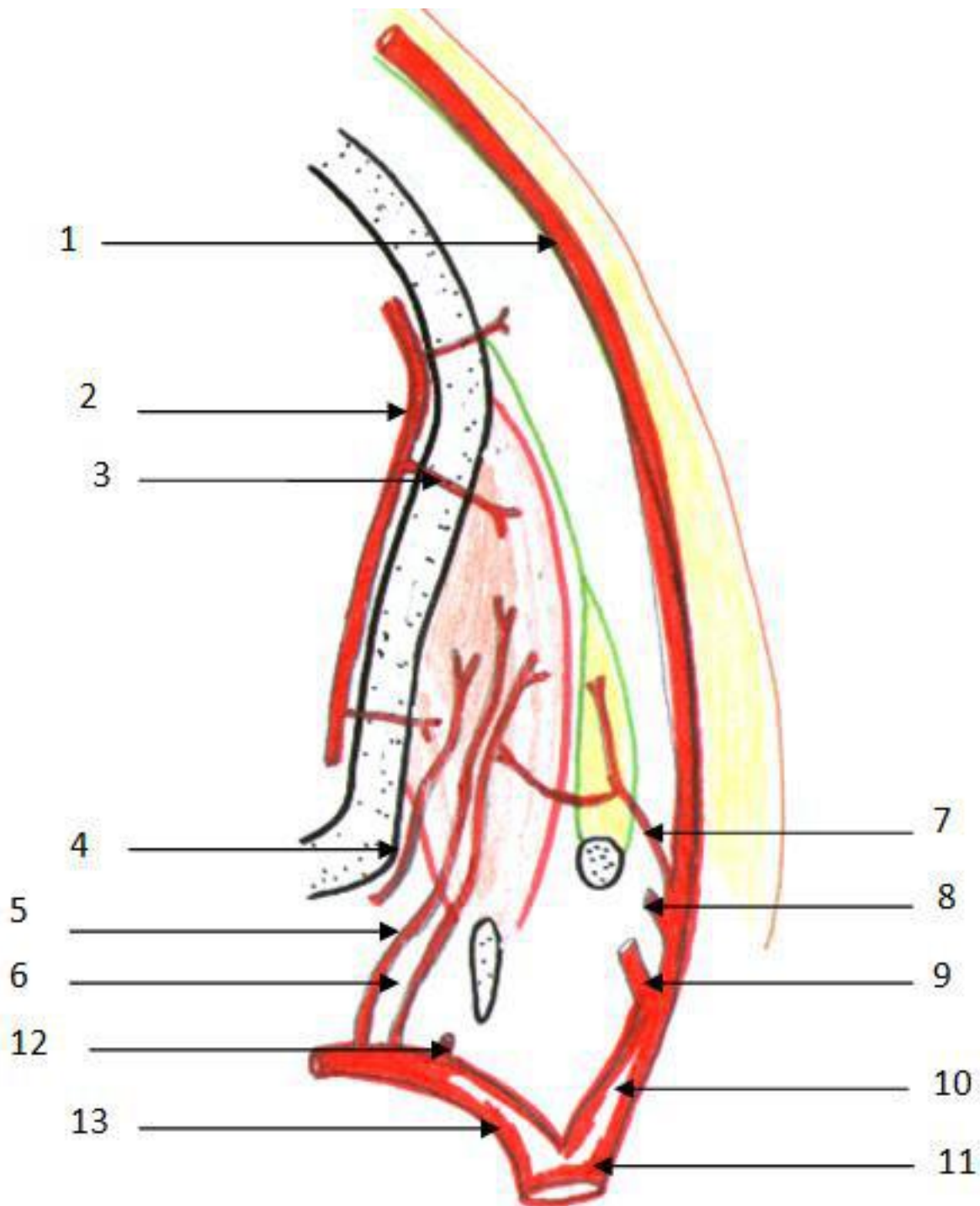


Figure 9 : Coupe coronale schématique : vascularisation des différentes loges de la région temporelle
 1.Arrière temporale superficielle. 2.Arrière méningée moyenne. 3.Branche perforante de l'artère méningée moyenne (AMM). 4.Branche musculaire de l'ATM. 5. Artère temporale profonde antérieure. 6. Artère temporale profonde postérieure. 7.Arrière temporale moyenne (ATM). 8. Branche musculaire de l'ATM. 9.Arrière transverse de la face. 10.Arrière temporale superficielle. 11.Arrière carotide externe. 12.Arrière méningée moyenne. 13.Arrière maxillaire interne.

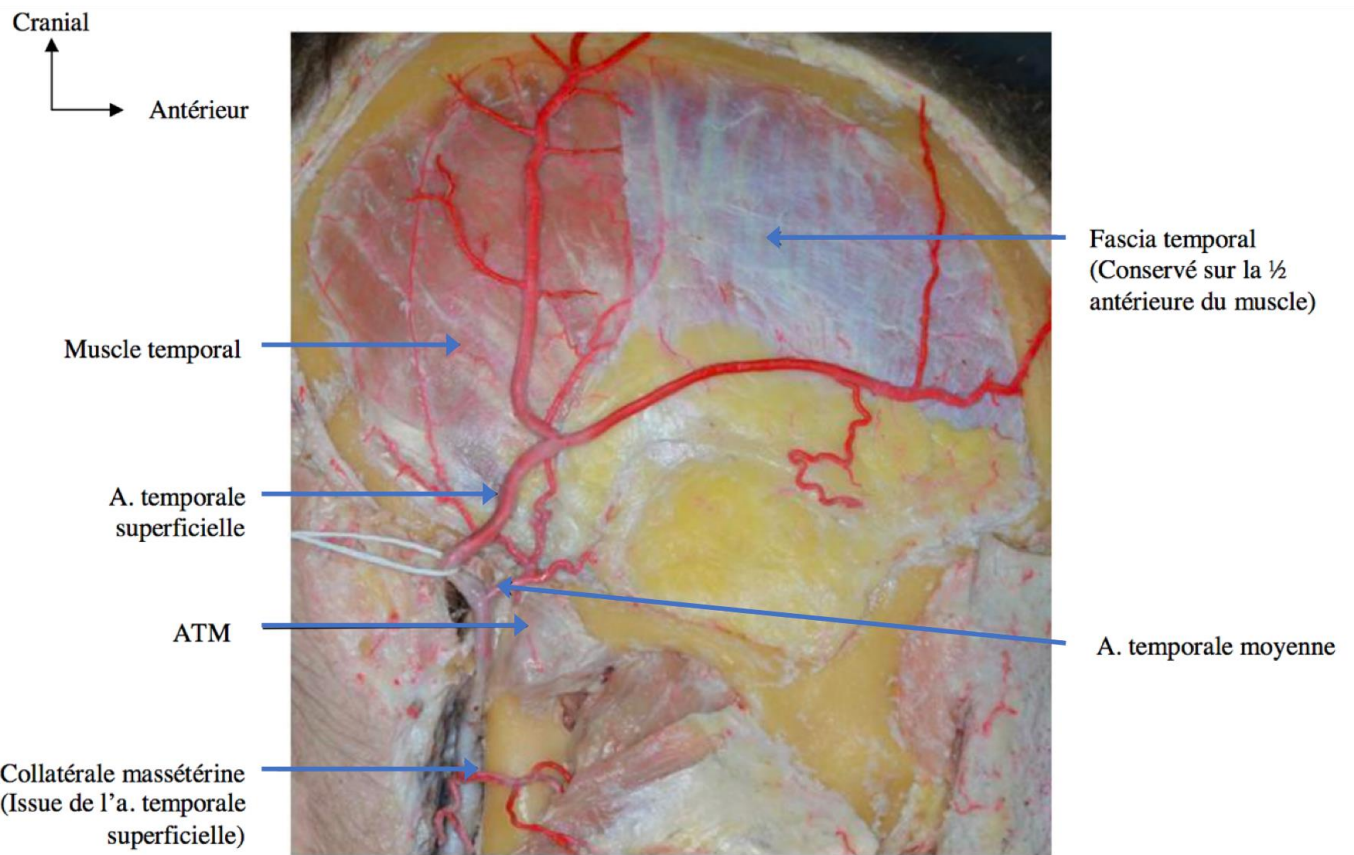


Figure 10 : Vascularisation superficielle du muscle temporal, en vue latérale droite. ATM : articulation temporo-mandibulaire

A



B



Figure 11 : Artère maxillaire et ses branches.

A. Vue latérale droite sur dissection B. Vue latérale droite schématique

I.1.3.4. Innervation

L'innervation motrice est assurée par des branches du nerf trijumeau (5^{ème} paire crânienne). En effet, la branche mandibulaire (V3) emprunte le foramen ovale puis se divise en deux troncs, un antérieur et un postérieur. Le tronc antérieur se dirige vers la fosse infra-temporale. Trois de ses branches de division (nerfs temporaux profonds) remontent le long de la face latérale de la lame latérale du processus ptérygoïde. Ces troncs nerveux accompagnent les pédicules vasculaires du même nom et abordent le muscle par sa face profonde au niveau de la nappe celluleuse sous-musculaire. C'est donc le tronc antérieur du V3, via 3 de ses branches appelées nerfs temporaux profonds, qui innerve le muscle temporal (Figure 12).

Le respect de l'innervation musculaire des lambeaux temporaux est essentiel ; sans cela une atrophie musculaire apparaîtra peu à peu remplacée par une fibrose importante.

L'innervation cutanée de cette région est assurée principalement par 2 nerfs :

- ▶ Le nerf auriculo-temporal, branche issue du tronc postérieur du V3, pénètre la région en passant en avant du tragus et se distribue aux 2/3 postérieurs cutanés de la région.
- ▶ Le nerf zygomatiko-temporal, branche du nerf zygomatique issu du V2, réceptionne les informations sensibles du 1/3 antérieur cutané.

Le respect de cette innervation sensitive trouvera son utilité uniquement en cas de lambeau musculocutané transféré sur une perte de substance primitive constituant une zone d'appui.

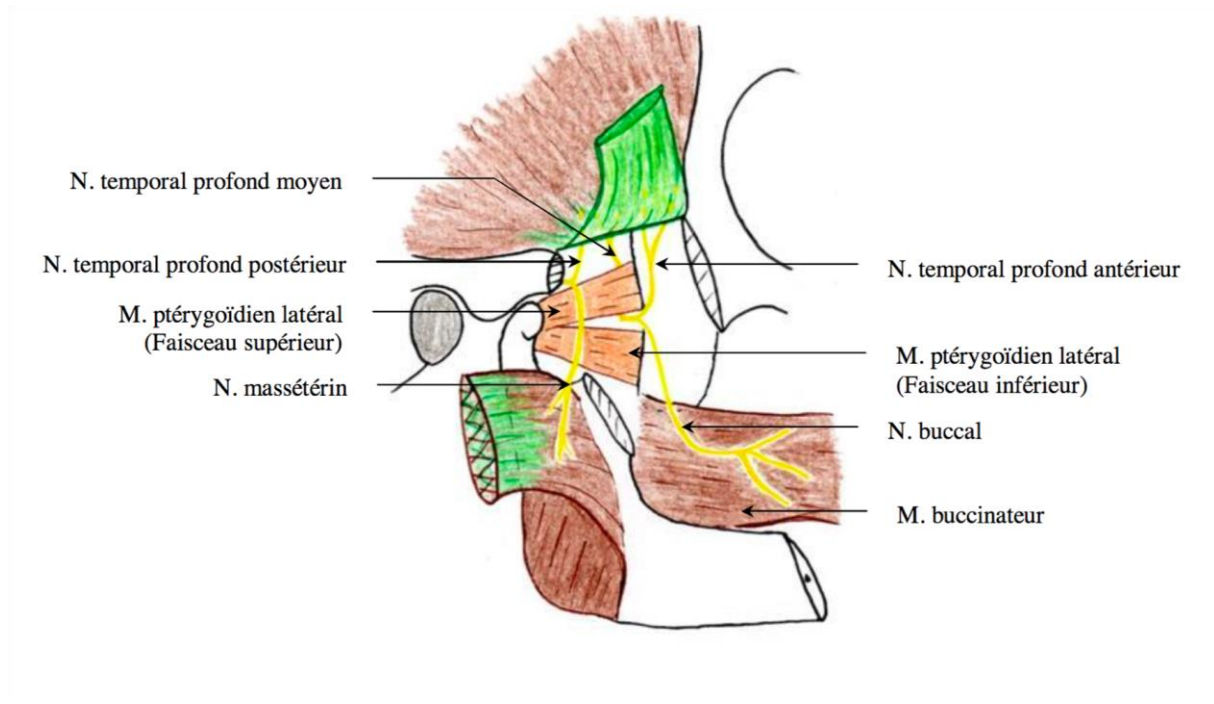


Figure 12 : Branches temporale, massétérique et buccale du nerf mandibulaire (Selon Rouvière)

I.1.3.5. Physiologie

Le muscle temporal appartient avec les muscles masséters, ptérygoïdien médial et ptérygoïdien latéral, au groupe des élévateurs de la mandibule. La suppression de sa fonction aura peu de conséquences fonctionnelles du fait de la suppléance des autres muscles masticateurs.

Il possède aussi une fonction de rétropulsion pour l'articulation temporo-mandibulaire. En effet, par ses faisceaux postérieurs, à direction horizontale, il attire le condyle en arrière et le ramène dans la cavité glénoïde, lorsqu'il a été porté en avant par la contraction des deux ptérygoïdiens externes.

I.2. La théorie des lambeaux

I.2.1. Historique des lambeaux

L'histoire des lambeaux cutanés comprend deux périodes : l'une très longue, débutant en Inde six siècles avant Jésus-Christ et se terminant en 1973, basée sur l'empirisme et l'expérience ; l'autre née avec l'article de I. Mac Gregor et G. Morgan (11,12) faisant suite à la description du lambeau inguinal un an plus tôt et liée à l'étude de l'anatomie et de la physiologie vasculaire de la peau. Les techniques utilisées alors faisaient appel à l'imagination et à l'audace des chirurgiens, mais aussi souvent au courage et à l'abnégation des opérés.

Dans l'antiquité, les premiers lambeaux à voir le jour sont essentiellement des lambeaux locaux.

Vers 700 avant JC, Sushruta est le premier chirurgien qui a donné une description de la méthode de reconstruction nasale pratiquée de façon routinière avant lui en Inde, depuis 1500 avant JC. Entre 325 et 403, Oribasius d'Alexandrie avait aussi publié des lambeaux géométriques pour réparer les pertes de substances de la face, et c'est peut-être par les arabes que ses méthodes ont été transmises en Europe.

Le XVème siècle de notre ère correspond à l'arrivée des lambeaux à distance. Gaspare Tagliacozzi (1545-1599), professeur d'anatomie et de chirurgie à l'université de Bologne, publia, avec un luxe de détails, non seulement les procédés de reconstruction du nez par le célèbre lambeau à distance prélevé sur le bras mais aussi l'utilisation de lambeaux locaux pour reconstruire les oreilles et les lèvres.

François Chopart (1743-1795) était un précurseur qui, 20 ans avant la redécouverte en Europe du lambeau indien, employait un lambeau d'avancement du menton pour couvrir une perte de substance des lèvres.

Le XIXème siècle correspond à la redécouverte et l'explosion des lambeaux.

Le XXème siècle voit l'avènement des lambeaux tubulés migrateurs puis des lambeaux cutanés axiaux.

Vladimir Filatov (1874-1956) était un ophtalmologiste russe qui avait réalisé son premier cas clinique en 1916, après de nombreux essais chez le lapin. Le tube provenait du cou pour couvrir une perte de substance de la paupière inférieure après exérèse d'une

tumeur. Son cas fut publié en 1917 dans un journal russe d'ophtalmologie, passé inaperçu du reste du monde.

Sir Harold Gillies (1882-1960) est en fait celui qui a attaché son nom au procédé, qu'il réalisa pour la première fois le 17 octobre 1917, sans connaître les travaux de Filatov, et qu'il publia en 1919 (Figure 13).

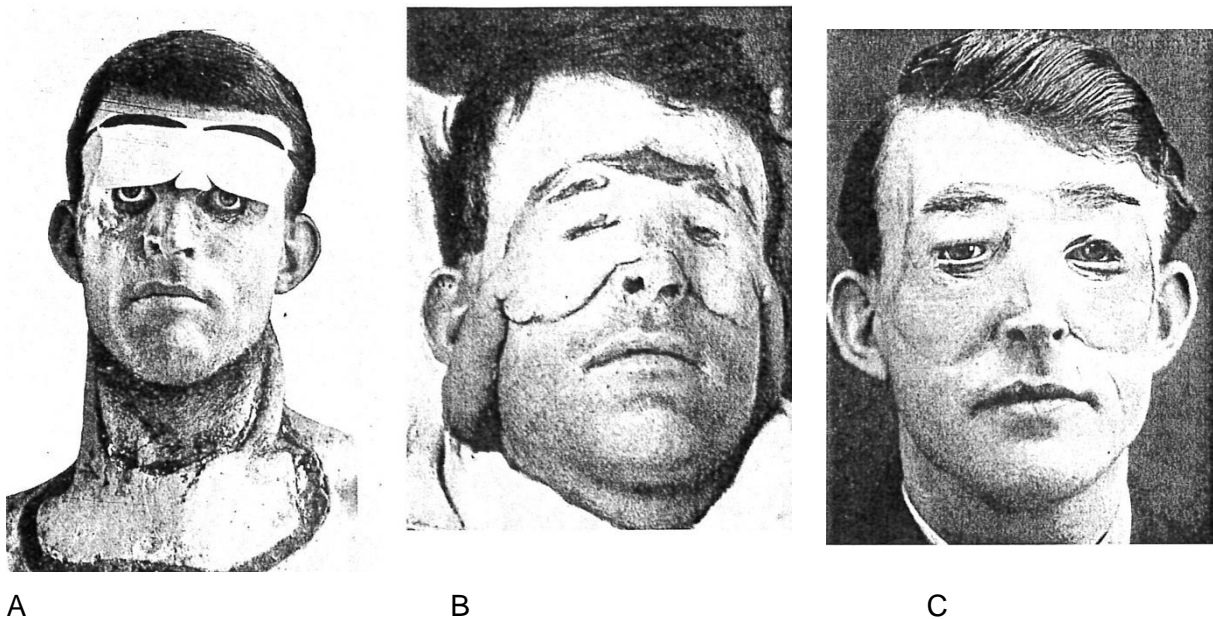


Figure 13 : Lambeau tubulé, Gillies, 1920

A. Brûlure des paupières. Tracé du lambeau thoracique avec deux tubes latéraux permettant la migration. B. Tube en place. C. Résultat.

Tous les lambeaux précédents étaient tracés « au hasard », sans souci des axes de la vascularisation sous-jacente. Les pionniers suivants contribuèrent à établir les notions actuelles concernant la survie et la vascularisation des lambeaux.

Carl Manchot (1866-1932) est le véritable précurseur de l'anatomie vasculaire de la peau. Il publia en 1889 sa thèse de doctorat, qui cartographiait toutes les artères cutanées du corps humain avec le territoire anatomique correspondant.

Michel Salmon (1903-1973) était un anatomiste marseillais qui étudia systématiquement la vascularisation de la peau en 1936 sur 15 cadavres injectés à l'encre et après radiographies. Son travail fut publié en 1936 et oublié pendant presque un demi-siècle. Il fut redécouvert, traduit et publié en anglais par Taylor en 1988.

John Wood (1825-1891), chirurgien anglais, publia en 1862, dans le Lancet le premier lambeau cutané axial, qui était un lambeau hypogastrique vascularisé par les artères

épigastriques inférieures superficielles pour recouvrir l'avant-bras d'une patiente. Bien que les vaisseaux aient été inclus par hasard pour son premier cas, Wood en comprit aussitôt l'importance et utilisa son lambeau dans d'autres indications.

Les 20 années comprises entre 1970 et 1990 ont complètement révolutionné la chirurgie plastique et lui ont donné ses armes modernes, tant en ce qui concerne les lambeaux cutanés, musculo-cutanés et fascio-cutanés, qu'en ce qui concerne la façon de les transférer avec la microchirurgie vasculaire (13–15).

Les lambeaux perforants représentent les dernières avancées de la chirurgie plastique. Le concept de lambeau perforant a été défini par Koshima et Soeda (1989) (16), et par Kroll et Rosenfield (1988) (17).

Leur prélèvement diminue la morbidité du site donneur en respectant les structures adjacentes (muscles, aponévrose, nerf) pour n'emporter que les éléments utiles. L'absence de prélèvement musculaire permet aussi un modelage plus facile du lambeau évitant une retouche secondaire (18).

Un lambeau perforant est un lambeau cutané-graisseux vascularisé par un ou plusieurs vaisseaux qui perforent un muscle ou un fascia (Figure 13). Les perforantes peuvent être directes ou indirectes (musculocutanées, septocutanées, neurocutanées...) (Figure 14).

Il existe de nombreux vaisseaux perforants vascularisant un territoire cutané et sous-cutané correspondant aux angiosomes décrits par Taylor (19), puis aux perforasomes de Saint Cyr (Figure 15).

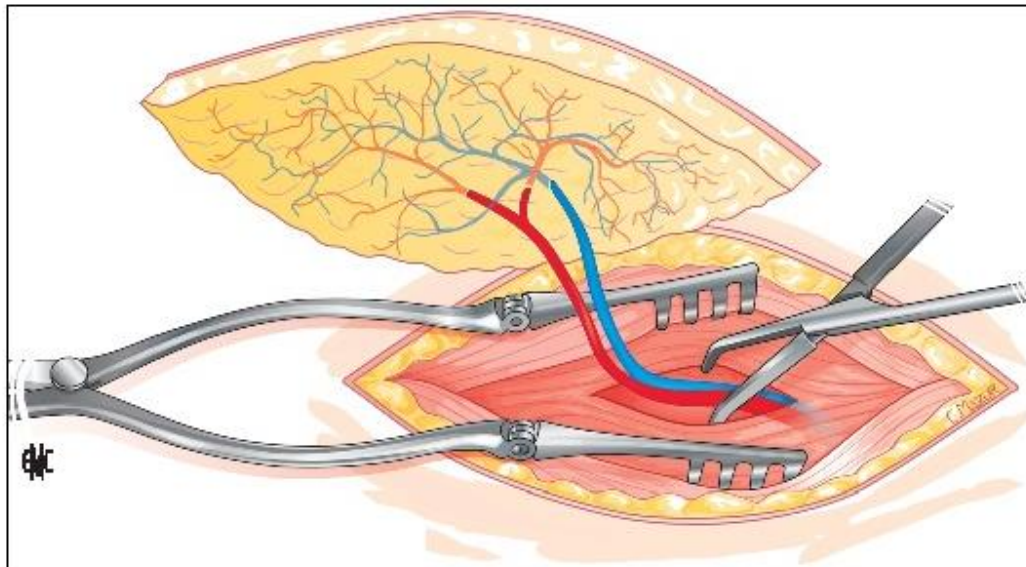


Figure 14 : Vaisseaux perforants traversant un plan profond (muscle, fascia ou septum)

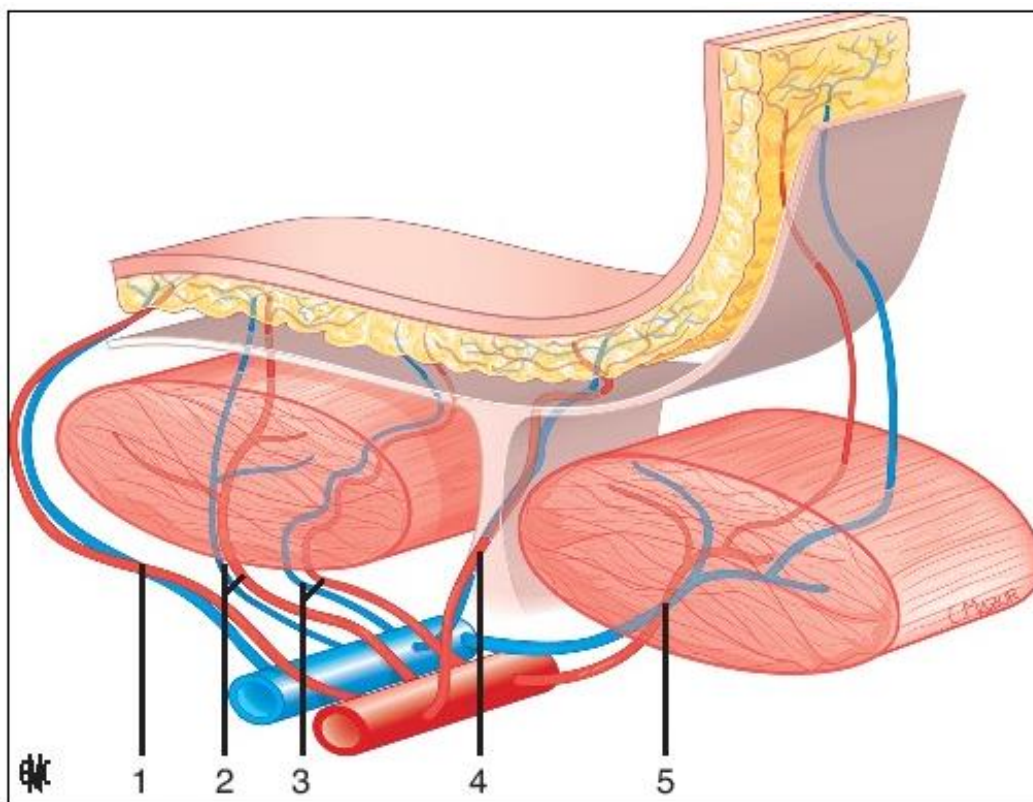


Figure 15 : Les différents types de vaisseaux perforants (d'après Blondeel) (20,21). 1. Perforants directs traversant uniquement le fascia ; 2. Perforants indirects à prédominance musculaire vascularisant le tissu sous-cutané ; 3. Perforants indirects pérимысиаux cheminant dans le pérимысиум entre les fibres musculaires avant de perforer le fascia ; 4. Perforants indirects septaux cheminant dans le septum intermusculaire avant de perforer le fascia ; 5. Perforants indirects à prédominance musculaire vascularisant le muscle avec des branches secondaires à destinée sous-cutanée.

Le cas idéal est le suivant : peu de variations dans l'anatomie vasculaire, au moins une perforante de bon calibre, longueur de pédicule suffisante, fermeture du site donneur possible.

Les avantages de ce type de lambeaux sont représentés par la diminution de la morbidité au site donneur, la préservation des structures nobles (muscles, fascias, nerfs), le prélèvement sur mesure, et le meilleur résultat cosmétique.

Les inconvénients sont la durée de la dissection méticuleuse des perforantes à travers le muscle, les variations anatomiques des perforantes (position et taille, cependant évaluable par Doppler et angio-TDM), le risque de lésion des vaisseaux, et enfin le twist, le vasospasme, ou la thrombose en raison de la longueur, voire des ramifications du pédicule.

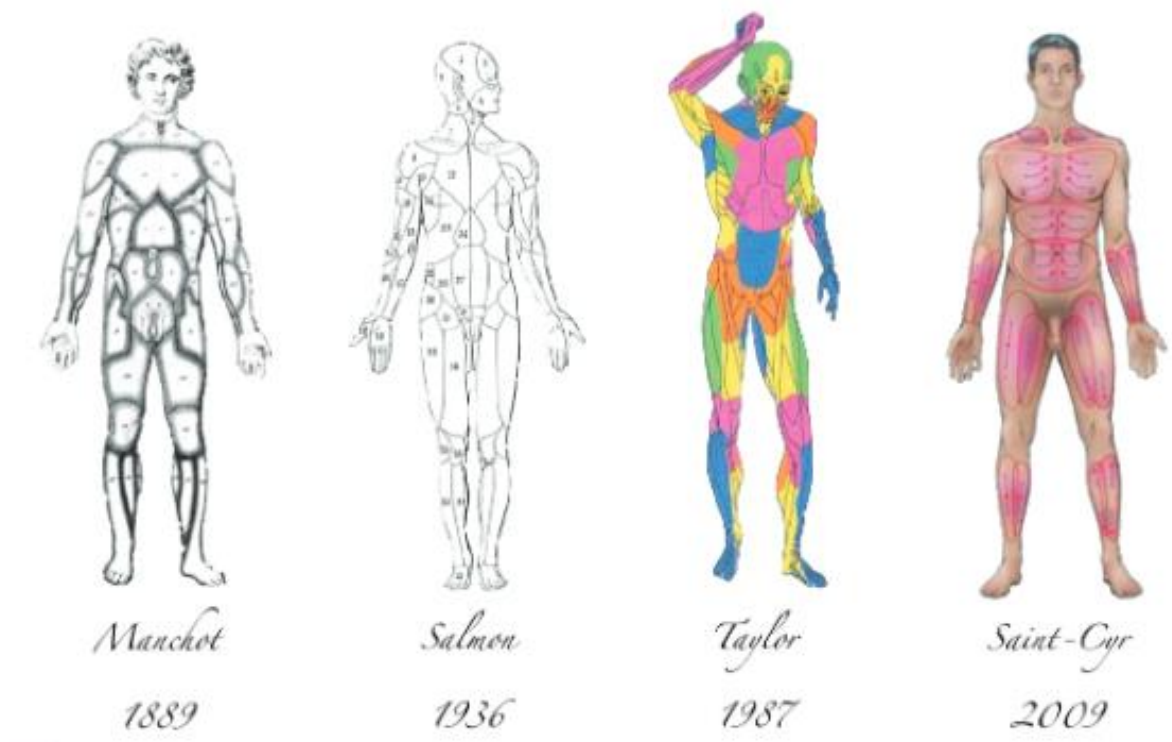


Figure 16 : Historique de l'anatomie vasculaire de la peau.

I.2.2. Généralités sur les lambeaux

I.2.2.1. Définition

Les lambeaux sont des structures tissulaires qui vont être déplacées pour couvrir une perte de substance, reconstruire un organe, un volume ou encore une fonction et qui possèdent une vascularisation autonome assurée par un pédicule. Le lambeau se compose donc toujours d'une structure tissulaire vascularisée par un pédicule.

Ils peuvent être tout ou partie du tégument (peau, graisse sous-cutanée), de fascia, de muscle, d'os, de périoste, de cartilage, de nerf ou de viscère.

Le pédicule d'un lambeau représente son apport artériel et son drainage veineux. Le qualificatif « pédiculé » signifie que le pédicule n'est pas sectionné. Parmi ces lambeaux, on distingue les « lambeaux péninsulaires », qui présentent un pont cutané des « lambeaux en îlots », qui n'ont plus cette attache cutanée mais un pédicule constitué de tissu graisseux, fascio-graisseux, musculaire, ou même vasculaire pur lorsque les vaisseaux sont de diamètres suffisants. Un « lambeau libre » est un lambeau en îlot vasculaire pur dont on a sectionné le pédicule. Il est revascularisé à distance par des anastomoses microchirurgicales sur les vaisseaux receveurs.

I.2.2.2. Classification

- Lambeau cutané « au hasard » :

Sa vascularisation est assurée par les réseaux dermiques et sous dermiques. Il est tracé selon les règles géométriques et non anatomiques. Afin d'éviter tout risque de nécrose, le rapport de sa longueur et de sa largeur ne dépasse pas 1,5 à 2. Au niveau de la face ce rapport peut monter à 3 vu la richesse des plexus dermiques dans cette région anatomique.

Exemples : Lambeau en LLL de Dufourmentel, plastie en Z

- Lambeau « axial » :

C'est un lambeau cutané-graisseux ou fascio-graisseux centré sur une artère sous-cutanée à long parcours. De manière générale, ces artères ont un calibre

relativement important à l'origine du vaisseau source, et un long parcours dans la graisse sous-cutanée du lambeau (presque parallèle à la peau). Ils présentent une longueur de pédicule, une surface de palette et une sécurité vasculaire importante.

Exemple : Lambeau inguinal de Mac Gregor.

- Lambeau fascio-cutané :

Le fascia profond est levé en bloc avec la graisse sous-cutanée et la peau. Le réseau vasculaire longitudinal supra-fascial vient enrichir par des anastomoses transversales (perforantes) les réseaux dermiques et sous-dermiques, ce qui permet de lever des lambeaux de proportion supérieure aux lambeaux cutanés « au hasard ».

Exemple : Lambeau cross-leg.

- Lambeau neuro-cutané :

Il est basé sur les artères neuro-cutanées qui forment un réseau satellite d'un nerf sensitif superficiel. Ce dernier est donc prélevé en bloc avec le lambeau.

Exemple : Lambeau neuro-cutané sural.

- Lambeau septo-cutané :

La palette fascio-cutanée est levée en bloc avec le septum inter-musculaire sous-jacent contenant les perforantes septo-cutanées, et le vaisseau source dont elles sont issues, situé en profondeur.

Exemple : Lambeau anté-brachial radial.

- Lambeau musculo-cutané :

La palette cutanée est levée en bloc avec le muscle sous-jacent. La vascularisation de la palette est assurée par une ou plusieurs perforantes musculo-cutanées issues d'une des branches de l'artère du pédicule du muscle. Le muscle peut servir non seulement de volume supplémentaire mais a surtout un rôle de support vasculaire pour la palette cutanée.

Exemple : Lambeau de grand dorsal.

- Lambeau perforant :

Il est vascularisé par une ou plusieurs artères perforantes. Ce sont des artères qui viennent d'une artère source profonde et qui traversent un fascia profond pour vasculariser un volume tissulaire superficiel. Ils représentent l'évolution actuelle des lambeaux car des volumes tissulaires importants peuvent être déplacés en préservant les structures musculaires sous-jacentes. Il existe environ 440 territoires cutanés vascularisés par ces artères perforantes offrant ainsi de très nombreuses possibilités de reconstruction loco-régionales ou micro-anastomosées.

Exemples : Lambeau antéro-latéral de cuisse, DIEP.

I.2.3. Lambeaux musculaires

La plupart des muscles superficiels du tronc et des membres sont vascularisés par des artères qui envoient des branches perforantes à la peau sus-jacente. Ces perforantes musculo-cutanées ne sont pas toutes fonctionnelles à l'état normal, et la peau qui recouvre un muscle est bien souvent vascularisée par des branches cutanées directes indépendantes du muscle. Cependant, les perforantes musculo-cutanées anatomiques mais latentes peuvent devenir véritablement fonctionnelles dans certaines circonstances qui interrompent les branches cutanées directes. C'est en particulier le cas lorsqu'on lève un lambeau musculo-cutané (18).

Le muscle, qui conserve ou non ses insertions, vascularise par ses perforantes une palette cutanée qui le recouvre plus ou moins. Les pédicules vasculaires musculaires sont toujours plus longs et plus gros que les pédicules cutanés, et les réseaux vasculaires anastomotiques sont toujours très développés dans les muscles. C'est ce qui explique que les lambeaux musculo-cutanés peuvent avoir des palettes cutanées plus grandes et plus longues que les lambeaux axiaux, et que la plupart des lambeaux musculo-cutanés peuvent au besoin être transférés en libres.

MATHES et NAHAI (22) distinguent la vascularisation des muscles en 5 types :

- Type 1 : un pédicule vasculaire (jumeau, tenseur du fascia lata)

- Type 2 : un pédicule dominant, et des pédicules accessoires incapables de vasculariser la totalité du muscle (droit interne, biceps, trapèze, soléaire)
- Type 3 : deux pédicules dominants (grand fessier, grand droit)
- Type 4 : pédicules segmentaires multiples (gracilis, jambier antérieur)
- Type 5 : un pédicule dominant, et des pédicules segmentaires accessoires capables de vasculariser tout le muscle (grand dorsal, grand pectoral)

Servant (23) distingue plus simplement la vascularisation des muscles utilisables pour des lambeaux musculo-cutanés en 3 types :

- Les muscles à un pédicule dominant ont pour type le grand dorsal ou le grand pectoral (Figure 16)
- Les muscles à plusieurs pédicules étagés ont pour type le gracilis ou le soléaire (Figure 17)
- Les muscles à deux pédicules opposés ont pour type le grand droit de l'abdomen (Figure 18)

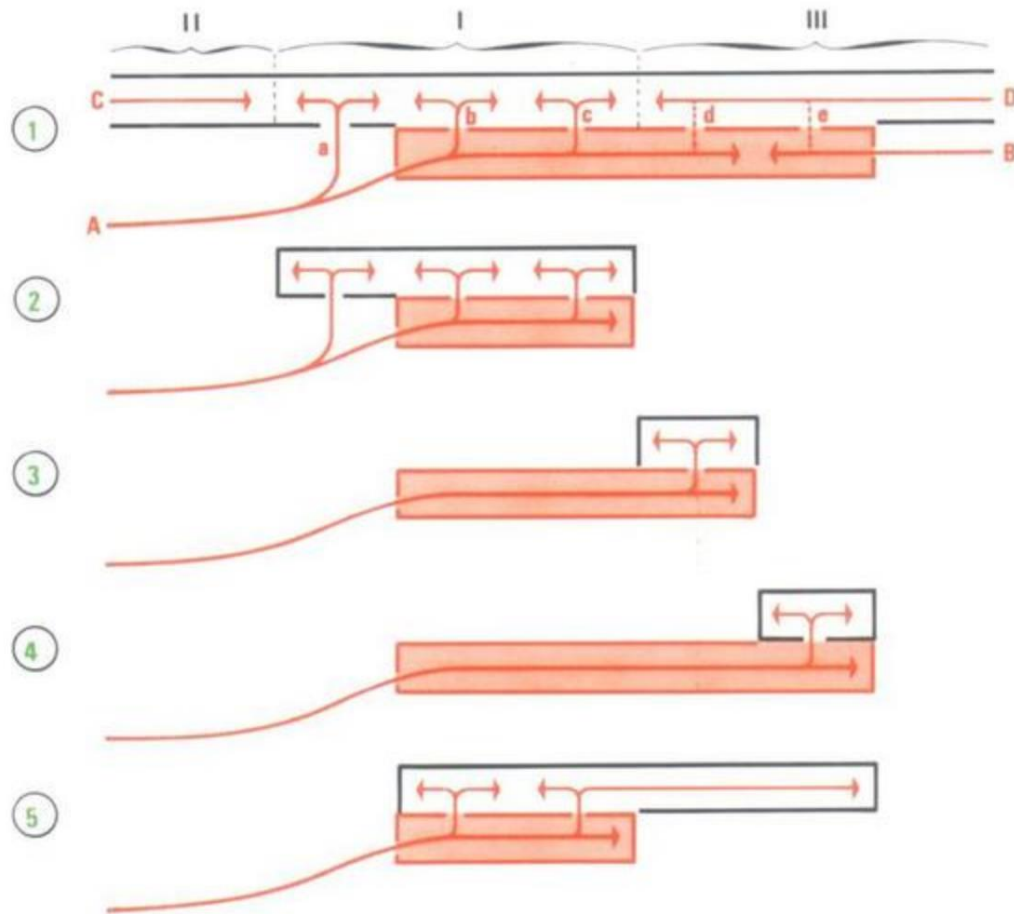


Figure 17 : Analyse des lambeaux musculo-cutanés possédant un pédicule prédominant

1. Le muscle utilisé possède deux pédicules ; le pédicule principal A est le plus proche d'une zone à basse pression veineuse.

Le pédicule B s'anastomose avec le pédicule A à l'intérieur du muscle.

La peau de cette région est également vascularisée par une artère cutanée directe C et par une autre artère cutanée directe D.

Plusieurs territoires cutanés peuvent être définis :

I - Le territoire cutané propre de l'artère musculaire A : il est vascularisé par des branches cutanées directes (a) et par des branches cutanées indirectes transmusculaires fonctionnelles (b et c).

II - Ce territoire correspond à la branche cutanée directe C.

III - Ce territoire correspond à la branche cutanée directe D. Ce territoire n'est pas, à l'état physiologique, vascularisé par des perforantes musculo-cutanées. Elles existent cependant (d et e) ; d correspond à des perforantes musculo-cutanées latentes provenant de A ; e correspond à des perforantes musculo-cutanées latentes provenant de B.

2. Le lambeau est taillé sur le territoire cutané propre de l'artère musculaire A.

Les branches qui vascularisent la palette cutanée sont des branches cutanées directes a, ou cutanées indirectes transmusculaires b et c.

3. L'îlot cutané est situé dans le territoire cutané propre de l'artère cutanée directe D. Il peut cependant être vascularisé par reperfusion de l'artère musculo-cutanée latente d provenant du pédicule principal A.

4. L'îlot peut être taillé plus à distance toujours sur le territoire des branches directes D.

La vascularisation peut être assurée par les branches musculo-cutanées latentes et reperfusées grâce au réseau anastomotique entre A et B.

5. Le lambeau peut posséder un important débord cutané par rapport au muscle. Le lambeau est d'autant mieux vascularisé qu'il comporte à sa portion proximale une portion du territoire cutané propre de l'artère musculaire A. Les perforantes cutanées indirectes transmusculaires b et c assurent par les anastomoses des réseaux cutanés avec D la perfusion de la palette.

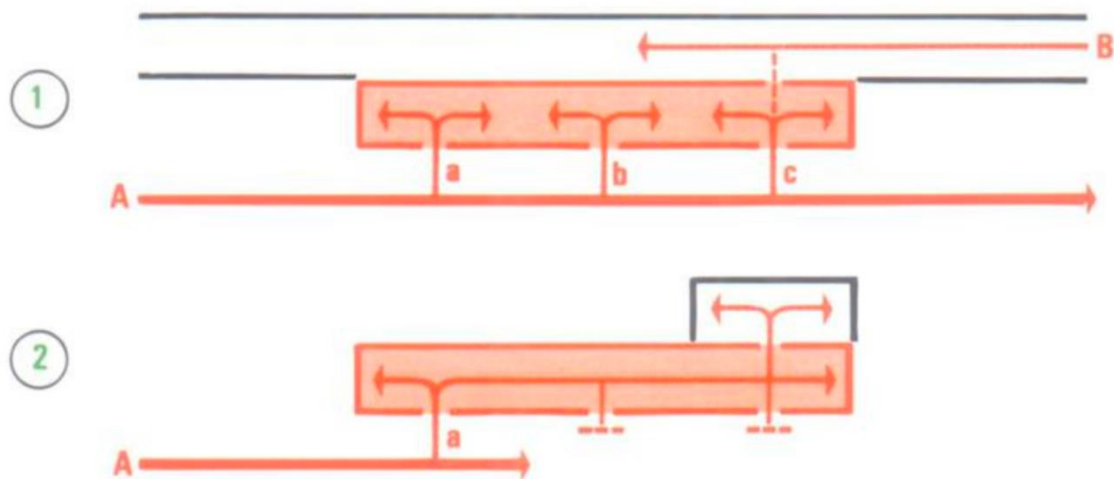


Figure 18 : Analyse des lambeaux musculo-cutanés possédant des pédicules étagés

1. Le muscle est vascularisé par trois pédicules perforants (a, b, c) provenant de l'axe vasculaire principal A. La peau à l'aplomb de la portion distale du muscle est vascularisée par une branche cutanée directe B. Il existe à ce niveau des branches perforantes musculocutanées latentes.

2. Un îlot cutané peut être taillé à l'aplomb de la portion distale du muscle, levé sur le seul pédicule a ; grâce au réseau anastomotique intramusculaire, le flux provenant de a est suffisant pour reperfusionner en c des perforantes musculocutanées latentes.

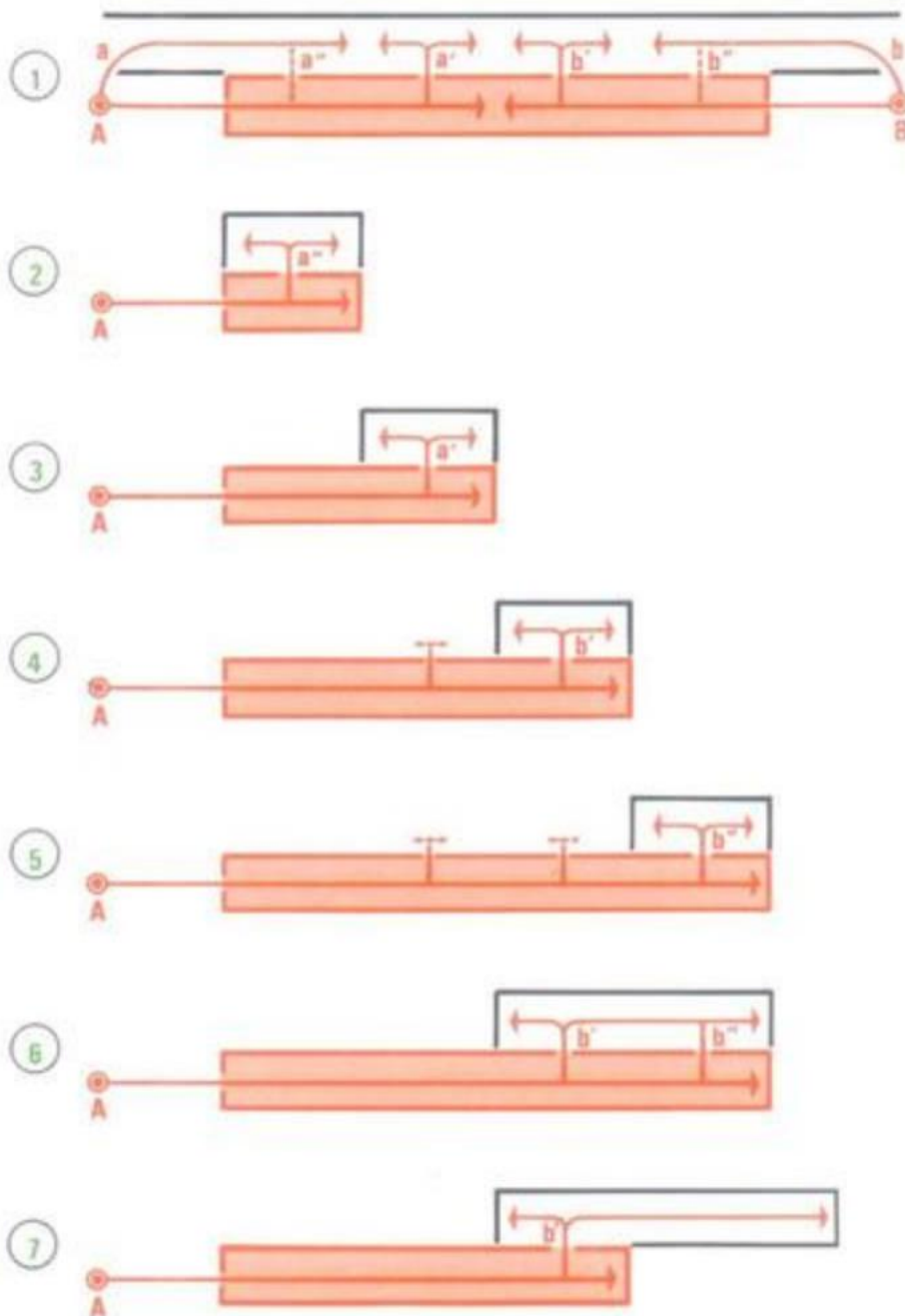


Figure 19 : Analyse des lambeaux musculo-cutanés sur des réseaux vasculaires anastomotiques

1. Le muscle est vascularisé par deux pédicules principaux A et B situés chacun à proximité d'une zone à basse pression veineuse. La peau est, dans la partie la plus proche des pédicules principaux, vascularisée par des branches cutanées directes (a, b) et, plus à distance, par des branches cutanées indirectes transmusculaires a' et b'. Des branches musculo-cutanées latentes a'' et b'' existent sous les territoires cutanés directs a et b.

2. Dans ce premier type de lambeau musculo-cutané, la palette cutanée est très proche du pédicule A. Elle est, en fait, située sur un territoire cutané vascularisé à l'état physiologique par des branches

cutanées directes. Lorsque le lambeau est levé, la vascularisation de cette palette est assurée par reperfusion de branches musculo-cutanées latentes.

3. La palette cutanée est vascularisée par les branches perforantes cutanées indirectes transmusculaires provenant du pédicule A.

4. La palette cutanée est centrée sur des branches cutanées indirectes transmusculaires provenant à l'état physiologique du pédicule B : ces branches sont reperfusées grâce au réseau anastomotique entre les pédicules A et B.

5. L'îlot cutané est taillé dans une zone vascularisée à l'état physiologique par des branches cutanées directes b provenant de B. La vascularisation de cette palette est assurée par des branches musculo-cutanées latentes reperfusées grâce au réseau anastomotique entre A et B.

6. La palette cutanée est entièrement située sur le territoire du pédicule B. Le pédicule vasculaire nourricier est le pédicule opposé A. La vascularisation de la palette se fait par perfusion des branches transmusculaires cutanées indirectes b' et peut-être par reperméabilisation des branches musculo-cutanées latentes b". Il est cependant beaucoup plus probable que la portion la plus distale de l'îlot cutané survive grâce aux anastomoses des réseaux cutanés.

7. L'îlot cutané présente un débord cutané extrêmement important par rapport au muscle. Les perforantes musculo-cutanées sont perfusées grâce au réseau anastomotique intramusculaire. La survie de la portion distale de l'îlot cutané se fait grâce au réseau anastomotique purement cutané.

I.3. Les différentes techniques de prélèvement du muscle temporal

La voie d'abord des lambeaux de la région temporale comprend une incision hémicoronale verticale centrée sur les vaisseaux temporaux superficiels et longue de 10 à 12 centimètres. Selon l'indication, cette incision peut être prolongée en avant vers le front, et/ou en arrière (incision en « T » ou en « Y »).

Lorsqu'on prélève un lambeau musculaire, il est théoriquement possible de le faire indépendamment de son aponévrose. En pratique, cette dissection altère le muscle dans sa partie supérieure, adhérente, et il semble donc préférable de prélever le muscle avec son aponévrose. Après avoir libéré celle-ci, le périoste est incisé 1 ou 2 cm au-dessus de la ligne courbe temporale supérieure (il servira d'attache au muscle). A partir de cette incision, la fosse temporale est ruginée selon les besoins : soit dans sa partie antérieure, soit dans sa partie postérieure, soit dans toute son étendue. Le muscle (avec le périoste et son aponévrose) est ainsi libéré de ses attaches supérieures, et peut alors tourner autour de son attache inférieure, près de laquelle il reçoit sa vascularisation et son innervation. Pour

rendre le trajet du muscle transposé le plus direct possible et profiter ainsi de son arc de rotation maximum, il est possible d'effondrer la paroi orbitaire externe.

En 1995, Kim et Park ont proposé de dédoubler le muscle temporal dans le plan de sa lame tendineuse d'insertion. Ils rapportaient alors 5 cas : deux sinusites chroniques frontales traitées par lambeau dédoublé bilatéral, deux fractures frontales comminutives traitées par un lambeau dédoublé unilatéral et un patient avec des complications post traumatiques à type d'ostéomyélite et abcès sous-dural traité par un lambeau dédoublé unilatéral. Grâce aux anastomoses, la vascularisation du muscle dédoublé est assurée par le pédicule temporal superficiel. Le dédoublement augmente l'arc de rotation de ce lambeau qui peut atteindre la ligne médiane (Figure 20).

L'abord est classique par une incision en T, Y ou hémi-coronale en ligne brisée après infiltration abondante de sérum adrénaliné. Lors de cette infiltration, il faut rester dans le plan sus-aponévrotique en regard du muscle temporal afin de ne pas l'infiltrer et risquer de traumatiser la vascularisation distale. Sur l'aire correspondant au muscle temporal, le plan de dissection est sous-folliculaire strict, épargnant en superficie les bulbes pour ne pas créer d'alopecie. Ce plan permet de respecter en profondeur le fascia temporal superficiel et donc l'artère temporale superficielle.

Le muscle est décollé de la fosse temporale dans le plan sous- périosté, jusqu'aux pédicules profonds qui sont individualisées et liés au niveau de la crête sphéno-temporale. Puis les fibres musculaires profondes sont incisées sur toute la largeur du muscle jusqu'à découvrir la lame d'insertion tendineuse. La lame est respectée et le clivage se poursuit à son contact jusqu'à son bord supérieur. C'est donc la partie musculaire profonde qui constitue la partie distale du lambeau de muscle temporal dédoublé pédiculé sur l'artère temporale superficielle. La fermeture est réalisée en deux plans sur un drainage aspiratif.

Ce lambeau dédoublé permet d'atteindre la ligne médiane pour traiter les traumatismes frontaux et les pertes de substances crânio-faciales médianes (Figure 21). Il apporte un tissu musculaire vivant propice à une cicatrisation rapide.

Pour Veyssiere et al., il existe deux principaux intérêts pour ce lambeau. En carcinologie, ce lambeau apporte un tissu musculaire vascularisé, propice à une bonne

cicatrisation. La nécessité d'une cicatrisation rapide est une priorité pour pouvoir débuter une irradiation dans les six semaines postopératoires. Dans un contexte infectieux, notamment lors de pertes de substances crânio-frontales médianes avec brèche ostéoméningée, ce lambeau permet de combler la perte de substance et d'étanchéifier la dure-mère, sans récurrence infectieuse. La solution la plus courante est un transfert musculaire ou graisseux libre anastomosé le plus souvent sur le pédicule temporal superficiel. Ces traitements de référence ont plusieurs inconvénients : nécessité d'un prélèvement à distance, morbidité sur le site de prélèvement, risque de nécrose du lambeau par thrombose des micro-anastomoses et technique chirurgicale complexe et longue.

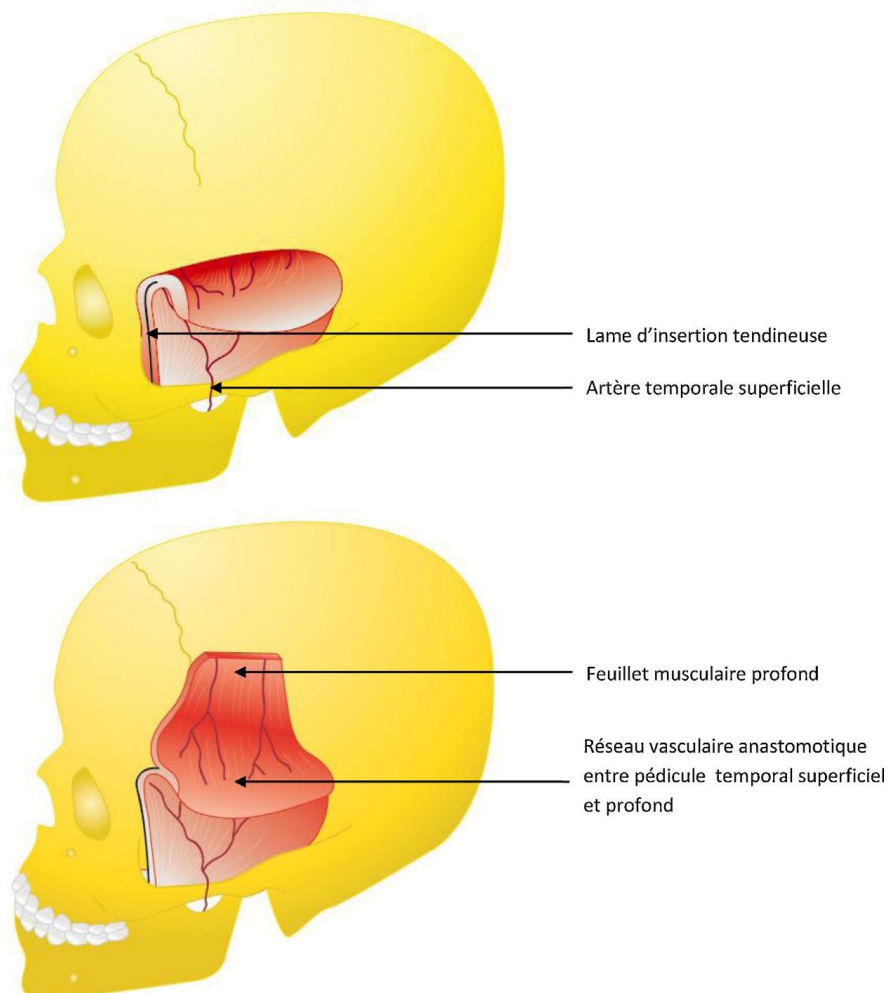


Figure 20 : Schéma avant et après le dédoublement du muscle temporal



Figure 21 : Dissection sur cadavre : muscle temporal dédoublé sur son pédicule superficiel, le lambeau franchit aisément la ligne médiane

Il existe également une autre technique de prélèvement du lambeau de muscle temporal. En effet, durant mon master 1 d'anatomie à la faculté de médecine de LIMOGES, nous avons réussi à démontrer qu'il était possible de dépasser la ligne médiane sans dédoubler le lambeau musculaire comme le montrait Kim puis Veysiere (24). Nous avons étudié les possibilités d'un lambeau temporal pédiculé, non dédoublé, sur les artères temporales profondes au niveau de l'arc de rotation obtenu. Nous avons montré que l'arc de rotation était d'environ 8 à 10 cm et qu'il atteignait facilement la ligne médiane. Pour cela, nous profitons d'un lambeau pédiculé de type cerf-volant en faisant pivoter le pédicule d'environ 180°. En réalisant une incision au niveau du vestibule supérieur, nous l'amenons jusqu'au palais dur controlatéral ainsi qu'au plancher buccal controlatéral. Dans notre étude la dissection comprenait une résection large du processus coronoïde à sa base ainsi qu'une ostéotomie de l'arcade zygomatique indispensable à la rotation du lambeau. Le fait de réséquer le processus coronoïde n'entraîne pas d'effets indésirables car nous ne détachons que les attaches du muscle temporal, ainsi il persiste encore l'action des 3 autres muscles masticateurs. L'arcade zygomatique sera ostéosynthésée à la fin de l'intervention. Durant la dissection, les pédicules nerveux ont été sacrifiés, ce qui en fait un lambeau dénervé. Néanmoins cette absence d'innervation n'est pas très importante car l'objectif de ce lambeau n'est pas d'apporter un tissu fonctionnel, comme on le souhaite dans les transferts musculaires pour les réhabilitations palliatives des paralysies faciales, mais plutôt d'apporter

un tissu vascularisé pour restaurer une perte de substance. La différence avec la grande majorité des précédentes études est que nous n'avons pas dédoublé le muscle temporal ce qui permet au lambeau de gagner en épaisseur et ainsi de couvrir des pertes de substance plus importantes et d'offrir un meilleur apport vasculaire.

I.4. Indications et contre-indications

I.4.1. Indications

I.4.1.1. Reconstruction de la sphère oro-faciale (25,26)

Le lambeau de muscle temporal est utilisé avec succès comme lambeau pédiculé dans la chirurgie cranio-faciale depuis plus d'un siècle (27,28). Sa capacité à couvrir de larges défauts à la fois congénitaux, traumatiques ou chirurgicaux de la face et du squelette facial a été prouvée dans de nombreuses études (25,26,29–31). Le muscle temporal est en général utilisé pédiculé (32), et sert essentiellement au comblement de cavités situées dans un rayon d'environ 8 cms à partir de l'apophyse coronoïde (27) : orbite exentérée (en passant à travers la paroi orbitaire externe) (Figures 22 et 23) (33–35), comblement de la joue ou du maxillaire supérieur (plancher de l'orbite, fosse nasale, héli-palais homolatéral (27–29)). Il est utilisé pour traiter l'ankylose temporo-mandibulaire (36,37). Il peut aussi servir de couverture, et doit alors être greffé.

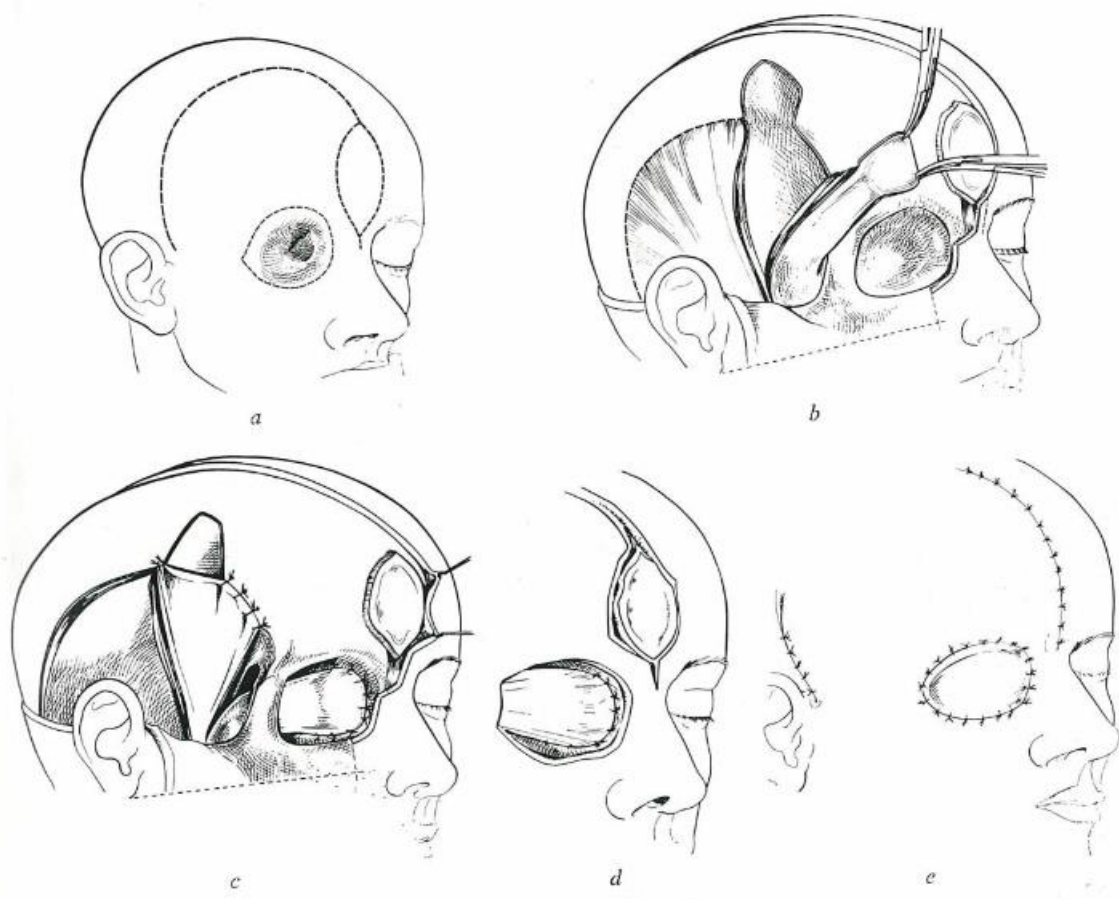


Figure 22 : Transplantation du muscle temporal : les différents temps chirurgicaux

(D'après J.Rougier, P. Tessier, Chirurgie plastique orbito-palpébrale)

- a) Tracé des incisions
- b) Incision et abaissement de l'aponévrose et de la portion antéro-externe du muscle temporal
- c) La paroi osseuse externe de l'orbite étant ouverte, le muscle est passé à travers la brèche osseuse et est fixé à l'intérieur de l'orbite
- d) Le muscle temporal dans le fond de l'orbite
- e) Greffe de peau totale recouvrant le muscle et comblant la cavité orbitaire. Sutures cutanées.



A



B



C

Figure 23 : Exemples de transposition du muscle temporal

(D'après Langlois B. Evaluation des techniques de reconstruction orbitaire après exentération orbitaire. A propos de 56 cas.)

- A) Transposition du muscle temporal gauche sur une cavité orbitaire exentérée : obtention d'une cavité pleine
- B) C) Transposition du muscle temporal droit après une exentération orbitaire élargie au maxillaire : présence d'une dépression temporale.

D'autres applications sont possibles en matière de paralysies faciales, ou des parties du muscle temporal peuvent être transférées dans l'intention de réanimer la commissure buccale ou l'occlusion palpébrale.

I.4.1.2. Myoplastie d'allongement du temporal dans les paralysies faciales

Les conséquences fonctionnelles, esthétiques et psychologiques de la paralysie faciale peuvent être majeures et les patients sont bien souvent délaissés après la prise en charge aiguë de la pathologie. En effet, le traitement des séquelles de la paralysie faciale reste un challenge pour le chirurgien et les imperfections de résultat freinent la motivation des patients et des médecins qui les entourent. De multiples approches sont proposées : les suspensions passives par greffes de fascia, les ré innervations dont la technique principale est l'anastomose hypoglossofaciale mise au point au début du XXème siècle (40) et les transferts musculaires locorégionaux (38) ou libres (39). Le muscle temporal a rapidement été utilisé par les chirurgiens, au premier rang desquels Gilles dès 1934, qui eut l'idée de mobiliser le tiers médian du muscle par-dessus l'arcade zygomatique pour l'insérer sur la commissure labiale (40). McLaughlin en 1949 décrit l'utilisation du muscle temporal dans sa totalité. Après la désinsertion distale du processus coronoïde, une bandelette de fascia lata sert de relais entre le tendon du muscle et la commissure buccale (41). La myoplastie d'allongement du temporal (Figure 24) (42), décrite par Labbé, quant à elle, assure le transfert de la totalité du muscle temporal et du processus coronoïde vers l'hémi lèvre supérieure homolatérale sans interposition de matériel aponévrotique. C'est la structure penniforme du muscle temporal qui permet son allongement aux dépens des fibres postérieures. Le muscle temporal, à l'instar de tous les transferts musculaires dynamiques, change de fonction car il est entièrement mobilisé vers un autre effecteur : la commissure labiale. Grâce à la plasticité cérébrale, il perd sa fonction masticatrice et acquiert, en 6 mois environ de rééducation orthophonique, sa nouvelle fonction de muscle du sourire. Le but ultime d'une réanimation de l'étage inférieur de la face est de recréer une apparence normale qu'implique une symétrie au repos et au sourire. La forme et la fonction restaurées sont au cœur du projet chirurgical(38,42,43).

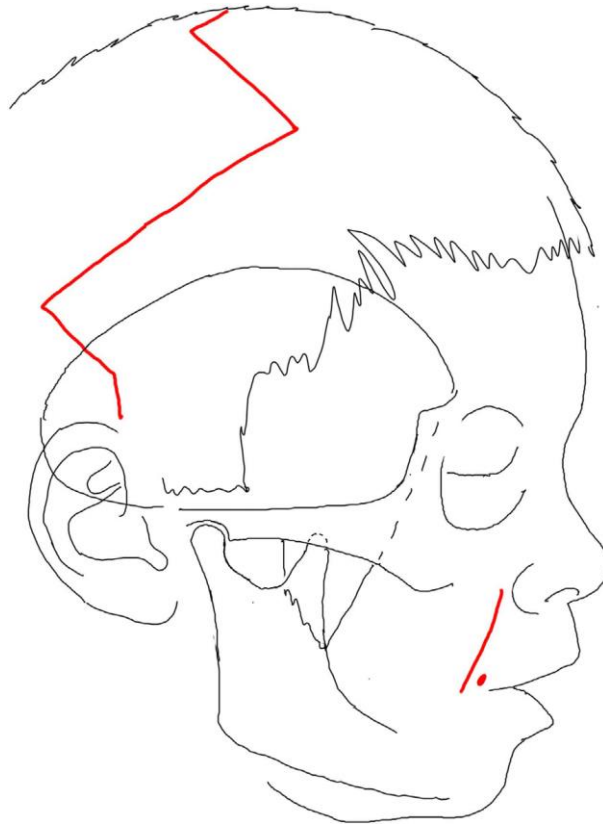


Figure 24 : Voies d'abord de la myoplastie d'allongement du temporal.
L'incision dans le sillon nasogénien permet de faire descendre le muscle temporal à travers le corps adipeux de la joue et d'insérer le tendon sur les points clés de la lèvre supérieure préalablement repérés en préopératoire. L'abord de la fosse temporale, ainsi que les ostéotomies de l'arcade zygomatique et du processus coronoïde, nécessitent une incision du scalp type Cairns volontiers en ligne brisée.

I.4.2. Contre-indications

Les contre-indications sont rares et relèvent du bon sens. Outre les malformations (Franceschetti, atrophie hémifaciale de Pary-Romberg...), ce sont toutes les causes cicatricielles, tumorales, ou radio-dystrophiques qui altèrent ou suppriment la vascularisation de cette région.

I.5. Complications

I.5.1. Complications liées à l'anesthésie

Les complications de l'anesthésie se divisent en deux groupes : les complications mineures (ou incidents), fréquentes et le plus souvent sans conséquences ; et les complications majeures (ou accidents), plus rares. Ces dernières ont diminué en France d'un facteur 10 depuis les décrets de 1994 relatifs à la sécurité. La mortalité totalement liée à l'anesthésie est estimée à un décès pour 140 000 actes, sur environ dix millions d'actes d'anesthésie par an en France. Le concept de récupération rapide après chirurgie introduit par le Pr Kehlet permet, de son côté, de réduire les complications péri opératoires, y compris celles liées à l'anesthésie :

- Complications respiratoires
- Complications cardiovasculaires
- Complications neurologiques
- Complications allergiques
- Complications liées à la posture
- ...

Au total, la survenue de complications est prévisible dans la plupart des cas. La prévention dépend essentiellement de la vigilance constante de l'anesthésiste.

I.5.2. Complications liées à la chirurgie

Les complications doivent être connues et bien comprises, c'est ainsi que l'on peut observer :

- L'épanchement séreux (lymphorée) : il s'agit en fait plus d'un inconvénient que d'une véritable complication. Une poche liquidienne se forme au niveau du site receveur ou encore au niveau du site donneur. En fonction de son importance, elle peut se résorber spontanément ou bien nécessiter une ponction voire, exceptionnellement une reprise chirurgicale.

- La nécrose cutanée : les décollements engendrent un risque de souffrance de la peau, liée à la finesse du réseau vasculaire. Ce risque est accru par la reconstruction en particulier si les sutures sont réalisées sous tension. Il est nettement plus élevé chez les patients radiothérapés ou fumeurs. Le risque est alors proportionnel à l'intensité du tabagisme. Une nécrose importante peut nécessiter une ré intervention pour parer tous les tissus morts. Elle peut conduire à l'infection, et à l'extrême, à l'échec de la reconstruction.
- L'infection : l'infection est un risque présent lors de tout geste chirurgical. Le traitement nécessite un antibiotique adapté et parfois une reprise chirurgicale pour drainage.
- L'hématome : l'hématome est un risque inhérent à tout geste chirurgical. Il peut survenir malgré toute l'attention apportée par le chirurgien en peropératoire. Cette complication peut nécessiter une reprise chirurgicale précoce.
- La désunion du site receveur.

I.5.3. Complications propres au lambeau de muscle temporal

Les complications propres au lambeau du muscle temporal sont les suivantes :

- Dépression résiduelle après prélèvement du muscle, importante et inesthétique (Figure 25)
- Risque de paralysie de la branche frontale du nerf facial (cette dernière innerve le muscle occipito-frontal, le muscle sourcilier, et le muscle orbiculaire de l'œil).
- Alopécie en bandes
- Troubles sensitifs du site donneur
- Risque de masquer la récurrence d'une tumeur comme lors de son utilisation pour reconstruire un orbite exentéré (44)



Figure 25 : Dépression cutanée de la fosse temporale

La concavité cutanée qui résulte de l'évidement musculaire de la fosse temporale peut être très prononcée. Il en résulte un relief très marqué du rebord orbitaire latéral et de l'arcade zygomatique. Elle peut être comblée par une autogreffe graisseuse, des granules d'hydroxyapatite, une prothèse moulée... C'est ce que nous allons étudier dans ce travail.

II. Les différents moyens de comblement du défaut du site donneur

II.1. Généralités sur le comblement d'une perte de substance

La reconstruction des pertes de substances secondaires à un traumatisme, un geste chirurgical, une infection ou l'ablation d'une tumeur, demeure toujours un problème lorsqu'elles sont de grande taille, de forme complexe ou lorsqu'elles sont situées dans des structures soumises à de fortes contraintes.

Nous allons revenir sur les grands principes qui régissent la reconstruction ou le comblement d'une perte de substance. Les matériaux utilisés pour combler une perte de substance s'appellent des biomatériaux (BM) (cf annexes). Nous partirons des recherches sur

les BM utilisés en reconstruction osseuse essentiellement qui sont de loin les plus décrits actuellement pour se tourner vers la reconstruction des pertes de substance des tissus mous (sujet qui nous intéresse).

Un biomatériau a été défini, selon la Société Européenne des Biomatériaux, comme un « matériau conçu pour interagir avec les systèmes biologiques, qu'il participe à la constitution d'un dispositif à visée diagnostique ou à celle d'un substitut de tissu ou d'organe ou encore à celle d'un dispositif de suppléance (ou d'assistance) fonctionnelle » (Conférence de Chester (Royaume-Unis), 1986 et 1991).

Le concept de biomatériaux étant polysémique, il en existe diverses définitions. Une définition souvent acceptée dans le domaine de la biologie et de la médecine est : « tout matériau, naturel ou non, comprenant tout ou partie d'une structure vivante ou d'un appareil biomédical qui sert à remplacer une fonction naturelle ».

Il existe donc des biomatériaux d'origines artificielles (métaux, céramiques et polymères...) et d'origines naturelles (valves porcines, cellulose, collagène, substituts dermiques...).

Selon ces définitions, un biomatériau peut aussi être une autogreffe, allogreffe ou xéno greffe utilisée comme transplantation de matériaux.

Nous considérerons ainsi dans la suite de notre exposé les autogreffes osseuses et de tissu adipeux (ou lipofilling) comme des biomatériaux.

Le matériau idéal de comblement pour corriger ces défauts nécessite des caractéristiques structurelles spécifiques qui favorisent la croissance tissulaire et la revascularisation endoprothétique. Il doit de plus être facilement modelable pour pouvoir s'adapter parfaitement à la structure squelettique sur laquelle il est posé dans le but d'assurer une stabilité optimum à long terme (45).

Ainsi, le biomatériau osseux idéal, doit posséder les propriétés suivantes(46,47) :

- Etre parfaitement biocompatible (48) (cf annexes), ce qui signifie qu'il soit capable de supporter une activité cellulaire normale y compris les systèmes de signalisation moléculaire sans provoquer d'effets toxiques locaux et systémiques ou de réactions à un corps étranger. Il y a plusieurs aspects qui déterminent la biocompatibilité d'un biomatériau, le plus important étant sa composition

chimique, sa biostabilité et ses caractéristiques de synthèse. Les biomatériaux qui ont montré le moins de réactions lorsqu'ils étaient insérés dans le corps humain sont ceux qui étaient fabriqués à partir des éléments proches du carbone et du calcium.

- Etre conducteur, autrement dit qu'il possède une architecture en trois dimensions macro et microporeuse avec un réseau de pores interconnectés (49,50) afin de favoriser l'adhésion et la prolifération des cellules, la synthèse d'une matrice extra-cellulaire (MEC) et le transport des nutriments et des déchets métaboliques ; permettant ainsi la croissance du tissu dans la structure (conduction) (51,52).
- Etre inducteur, c'est-à-dire capable d'induire la formation de tissu par l'intermédiaire de signaux biomoléculaires et du recrutement de cellules progénitrices (cellules souches).
- Posséder des propriétés mécaniques proches de celles du tissu natif (notamment pour la reconstruction maxillo-faciale) (53).
- Etre biodégradable de façon contrôlée, autrement dit de manière parfaitement coordonnée avec la prolifération du tissu néoformé.
- Etre sur mesure de la forme de la perte de substance (même volume pour les formes complexes).
- Etre léger mais résistant aux chocs.
- Posséder une faible conductivité thermique et électrique, une absence d'émanation de résidus toxiques.
- Etre radio-opaque et compatible avec l'IRM.
- Etre adapté aux irradiations.
- Etre stérilisable.
- Etre facilement et rapidement disponible.
- Avoir un coût supportable.

Les autogreffes restent le biomatériau de référence car elles possèdent l'ensemble de ces propriétés (54). Cependant elles présentent un certain nombre de limites(55) :

- Survie limitée à deux heures après leur transplantation,

- Résorption des greffons souvent importante à l'origine de perte de volume voire de développement de kystes (pour le lipofilling), de fractures post-opératoires (pour les autogreffes osseuses) (56)...
- Quantités disponibles limitées (57,58), prélèvement délicat avec une morbidité supplémentaire au niveau du site donneur (douleur, perte sanguine et infection),
- Forme souvent inadaptée à la perte de substance,
- Risque de non cicatrisation de la greffe importante (59).

L'avènement de la microchirurgie a permis l'utilisation de greffons vascularisés qui ne se résorbent pas. Cependant ces greffons restent encore limités par leur forme, leur volume et leur disponibilité.

Une partie des problèmes posés par les autogreffes semblait pouvoir être résolue par l'utilisation d'allogreffes ou de xéno-greffes. Les avantages des allogreffes sont une absence de morbidité du site donneur, une facilité d'utilisation, une quantité de matériel supposée illimitée et dans quelques cas, des caractéristiques de conformation du matériel supérieures. Même si des progrès significatifs ont été faits, ce type de greffon fait courir des risques de contamination bactérienne ou virale ou de réactions immunitaires. De plus, les traitements subis par ces allogreffes altèrent leurs propriétés mécaniques et leur font perdre leurs propriétés inductrices de tissu (absence de cellules vivantes). Comme il ne s'agit pas de greffons vascularisés, leur résorption reste souvent très importante, notamment en cas de vastes pertes de substance. Il existe d'autres problèmes avec les allogreffes tels que le rejet, les traitements immunosuppresseurs, l'infection... ce qui limitent leur utilisation chez l'Homme (60,61).

Ces différentes limites des autogreffes et des allogreffes ont favorisé l'émergence de biomatériaux de substitution totalement artificiels. La compréhension des mécanismes immunitaires a permis le développement dans les années 1960-1970 de biomatériaux dits bio-inertes. Ces biomatériaux de première génération avaient comme seules caractéristiques de posséder des propriétés mécaniques proches de celles du tissu receveur et de ne pas entraîner de réactions chez le receveur. C'étaient essentiellement des polymères : PolyEtherEtherKetone (PEEK) et PolyMethylMethAcrylate (PMMA).

Puis l'émergence de nouveaux polymères (polytétrafluoroéthylène, High Density PolyEthylene ou HDPE, polyester et polyamide) fabriqués sur mesure a ouvert de nouvelles perspectives en matière de reconstruction maxillo-faciale (62–64).

A partir des années 1980, sont apparus les premiers biomatériaux dit bioactifs (65), capables d'induire des réactions biologiques dans les tissus receveurs. Il s'agissait de céramiques phosphocalciques (HA : hydroxyapatite et TCP : tricalcium phosphate), de bioverre ou d'alliage de titane. Ces biomatériaux, en dehors de leur parfaite biocompatibilité, ont la capacité de favoriser la prolifération tissulaire à leur surface (bioconduction). Lorsqu'ils sont macroporeux, le tissu peut pénétrer à l'intérieur des implants, favorisant ainsi leur bio-intégration et leur stabilité à long terme (66,67). Ces substituts de deuxième génération sont couramment utilisés en chirurgie maxillo-faciale, en chirurgie orthopédique, en odontologie, en neurochirurgie et en ophtalmologie. Cependant, ces biomatériaux de deuxième génération ne peuvent en aucun cas être entièrement remplacés par du tissu vivant. Pour cela il faudrait qu'ils soient totalement colonisés par le tissu néoformé, tout en se résorbant pour ne laisser dans la perte de substance reconstruite qu'un tissu mature.

Les recherches actuelles dans le domaine de l'ingénierie tissulaire (cf annexes) visent à produire des substituts, dits de troisième génération, qui soient à la fois tissu-conducteur, tissu-inducteur et biorésorbables.

Pour terminer, il est important de noter que les BM utilisés pour la reconstruction des tissus mous sont peu soumis à de fortes contraintes mécaniques contrairement aux BM utilisés pour la reconstruction de pièces squelettiques. Leur conception ne doit pas se faire dans un souci de forte résistance mécanique mais plutôt de texture afin de reproduire au mieux les sensations tactiles laissées par les tissus à reconstruire.

II.2. Les différents moyens de comblement du site donneur de TMF

II.2.1. Historique

Il existe plusieurs moyens de combler ce déficit esthétique.

Les premiers écrits utilisaient le camouflage par les cheveux, ce qui était évidemment un problème chez les chauves. Pour corriger les déformations du site donneur, d'autres auteurs ont utilisé le transfert de la boule de Bichat, des greffes osseuses ainsi que d'autres matériels autologues. L'inconvénient de ces biomatériaux est qu'ils ont tendance à se réabsorber avec le temps ou après radiothérapie avec un mauvais résultat cosmétique à long terme. Les greffes osseuses, surtout au niveau crânien sont difficiles à conformer exactement à la forme de la perte de substance et se résorbent dans le temps. La morbidité du site donneur est de plus non négligeable (68).

Certains auteurs pensaient diminuer le défaut du site donneur en ne prélevant qu'une moitié du muscle (postérieure) (69). Cependant Tan et al. a montré que la partie antérieure restante n'était pas suffisante pour combler l'évidement (68).

Enfin, d'autres méthodes proposées de façon sporadique, ont montré qu'elles étaient très compliquées, trop onéreuses dans leur utilisation ou avaient des résultats à long terme douteux et ont ainsi été abandonnées rapidement (71,72).

Aucune de ses méthodes n'étant totalement satisfaisantes, les chirurgiens se sont tournés vers l'utilisation de l'ingénierie tissulaire.

Jusque dans les années 2000, les deux biomatériaux les plus utilisés étaient encore les greffes osseuses autologues et le méthylméthacrylate (73).

Les moyens les plus utilisés actuellement sont par ordre d'apparition chronologique :

- Le ciment en polyméthylméthacrylate (PMMA)
- Les prothèses sur mesures en polyéthylène (PE)
- Les filets en Mersilène®
- Le Titane (Ti)
- L'autogreffe de tissu adipeux ou lipofilling
- Le Permacol™

Nous allons reprendre les principaux outils à travers une description de leurs propriétés biomécaniques, leurs différentes indications médicales, leurs complications éventuelles.

A travers la description des différentes méthodes utilisées, il semble judicieux de montrer une réelle différence entre les biomatériaux synthétiques et organiques.

Le PMMA et le PE sont ainsi des biomatériaux synthétiques alors que le Permacol™ et le lipofilling sont des biomatériaux organiques.

II.2.2. Biomatériaux synthétiques

II.2.2.1. Implants en polyméthylmétacrylate (PMMA)

Le PMMA est commercialisé depuis 1927. Il était le matériel le plus utilisé dans les années 90 et début 2000 pour cette indication (64). C'est un polymère de première génération (biocompatibilité satisfaisante mais sans caractère tissu-conducteur).

Il se présentait initialement sous la forme d'un liquide (monomère) et d'une poudre (polymère) qu'il faut assembler pour former une pâte qui va progressivement durcir (polymérisation) aboutissant à la formation de l'implant solide.

C'est en 1988 que Toth pose la première cranioplastie acrylique sur mesure préfabriquée (74). La fabrication sur mesure (Figure 26) permet d'éviter les erreurs de symétries rencontrées avec les techniques de modelage sur site qui permettent difficilement de reproduire des formes très convexes et oblige l'opérateur à retirer l'implant au moment de la réaction exothermique produit par la polymérisation pour ne pas endommager les tissus de voisinages. Le moulage, effectué par une technique « en miroir » (reproduction du côté sain) à partir du fichier scanner du patient, est facile, avec un remodelage peropératoire possible. La fabrication est rapide (environ 10 jours). Ces techniques sur mesure permettent d'éviter le relargage de monomère toxique contrairement au modelage sur site (75), permettent également de réduire le temps opératoire (47,75,76) et ainsi de diminuer les risques d'infection post-opératoire. Les suites opératoires sont plus simples et le coût d'hospitalisation plus faible (77). La planification préopératoire de ces interventions complexes est améliorée (possibilité de réalisation de moulages d'étude (78)), la

compréhension du geste chirurgical par le patient est facilitée (75) et le résultat esthétique est meilleur, grâce à des implants de dimensions et de formes plus exactes (79,80).

Ses avantages sont : une fabrication ultime peropératoire gage de stérilité, une bonne biocompatibilité avec le TDM ou l'IRM (radio-transparence, absence d'interférence) et enfin un faible coût (59). Brogniez et al. (81) puis Khateery et al. (82) ont montré dans leurs études que les rayonnements post-opératoires n'étaient plus une contre-indication à la reconstruction prothétique. L'irradiation ne provoque pas d'effets nocifs sur l'implant ni sur le tissu environnant chez les lapins. Des résultats similaires étaient démontrés dans l'étude de Mandlik et al. (69)

L'inconvénient majeur reste la mauvaise intégration de ce biomatériau de première génération (83), responsable de l'apparition de céphalées et de douleurs post-opératoires (84). Le résultat esthétique est souvent médiocre en raison d'une trop grande plasticité peropératoire (85–87) et d'une mauvaise évaluation peropératoire de la forme de la perte de substance (78). Cette étape de moulage, opérateur dépendant (77,80), aboutit fréquemment à des formes approximatives, en comparaison à la technique de prototypage rapide (88). Le moulage, possible en peropératoire, augmente le temps de l'intervention (87,89). Il nécessite un temps d'apprentissage des techniques permettant de sculpter la cire (75). Il existe aussi un défaut de stabilité entraînant des micromouvements à l'origine d'une forte réaction inflammatoire (membrane d'encapsulation) qui peut compromettre la tolérance à long terme de l'implant comme on le rencontre très fréquemment avec les implants en silicone (90,91). Outre ces problèmes d'adaptation de l'implant, il a été rapporté des phénomènes de relargage de monomères toxiques (47). Sur le plan biomécanique, le PMMA reste fragile au choc (83,92). Enfin, les complications infectieuses sont fréquentes (allant de 6% à 23% selon les séries) (93). Pour terminer, la polymérisation per-opératoire est une réaction très exothermique et donc potentiellement dangereuse (mort cellulaire par augmentation de chaleur locale au niveau du tissu cérébral) (94–96).

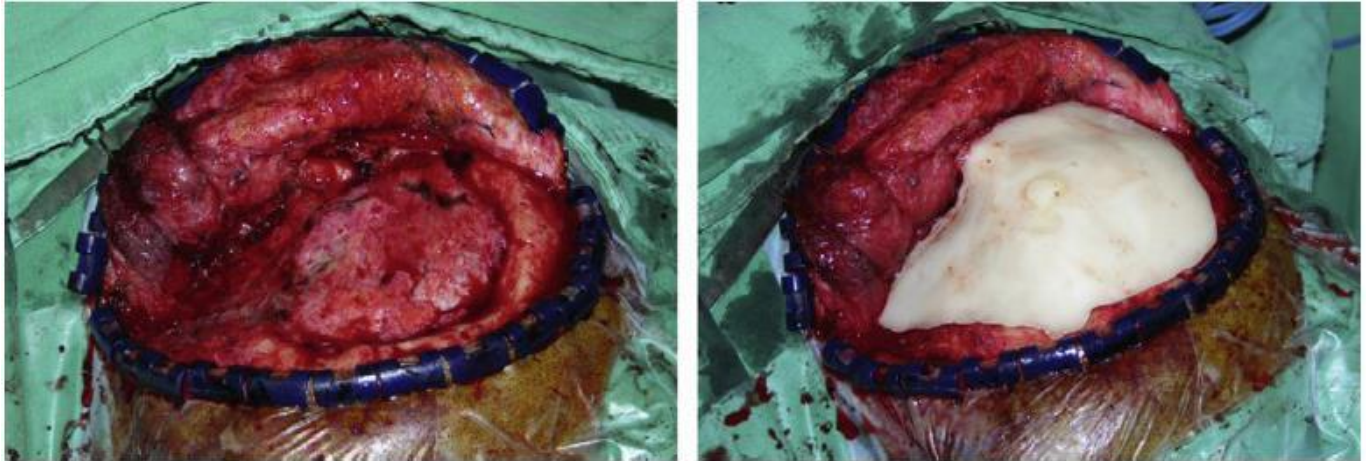


Figure 26 : Implant sur mesure en PMMA (LEE, 2009)

II.2.2.2. Implants en PE

Le polyéthylène (PE) est utilisé depuis 1947 comme un outil de remplacement synthétique pour les os faciaux déformés ou déficients ainsi que les cartilages (Figure 27 et 28) (97).

Le PE de haute densité (HDPE : high density polyethylene) a été introduit initialement comme matériel chirurgical dans les années 70. Des HDPE poreux comme le PHDPE de chez Medpore (Porous HighDensity PolyEthylene) ont été récemment mis sur le marché. C'est un implant en PE qui est manufacturé sans additifs tels que des plastifiants (68). Ils ont comme avantage d'être mieux toléré à long terme, leur porosité conférant à l'implant une plus grande stabilité limitant ainsi la réponse inflammatoire à un corps étranger (98). La structure poreuse de Medpore autorise aussi la fibrovascularisation ce qui empêche sa migration et son infection (99). Ceci a été prouvé par des études histologiques animales qui montrent que la croissance de tissu conjonctif et osseux à l'intérieur de l'implant entraîne une interface stable et encre fermement l'implant, particulièrement lorsqu'il est placé au contact de l'os (100). Les pores compris entre 160 à 368 micromètres sont interconnectés ce qui facilite la croissance des tissus au cœur de l'implant (101,102). Enfin, l'augmentation de la densité des implants et l'ajout de pores a permis d'améliorer à la fois les propriétés biomécaniques et biofonctionnelles des implants en PE (103).

La conformation du PHDPE est réalisée au bloc opératoire quand désirée grâce à la chaleur dans une solution saline et l'épaisseur voulue est réalisée au bistouri (104). Après refroidissement, le PHDPE maintient sa position, puis sa fixation est réalisée la plupart du temps à l'aide de vis en titane (105).

Le fait d'imprégner l'implant dans une solution antibiotique associé à une antibiothérapie pré et post-opératoire permet de diminuer significativement le taux d'infection.

Il a été testé cliniquement d'abord chez les animaux (98,100,106,107) puis chez les humains (108). De nombreuses études cliniques ont montré d'excellents résultats dans l'utilisation de ces implants en reconstruction maxillo-faciale (101,109). De plus, il a été démontré chez l'animal une absence de dégradation des implants après irradiation (110). Cependant, l'effet à long terme de la radiothérapie sur le PE n'est pas suffisamment étudié chez l'homme. Il faut noter d'ailleurs des résultats contradictoires dans la bibliographie sur ce sujet. En effet, des études chez le chien suggèrent que l'utilisation d'implant en PE entraîne une mauvaise guérison et un retard dans le remodelage osseux après irradiation (111).

Ce matériel alloplastique a été employé dans les cranioplasties (103), génioplasties d'augmentation (112), ou d'interposition (113), et dans les reconstructions orbitaires (114). Son efficacité ainsi que sa sécurité d'utilisation permettent son utilisation à des fins esthétiques (68,101,115,116).

L'efficacité clinique des implants en HDPE dans notre indication (transposition du TMF=temporal muscle flap) a déjà fait l'objet de publication (104). Pour un meilleur résultat esthétique, les auteurs considèrent qu'il est préférable de placer l'implant en sous-musculaire plutôt qu'en sous-cutané. Les implants sous-cutanés produisent un contour temporal ferme et adynamique et les marges de l'implant sont toujours palpables voire visibles.

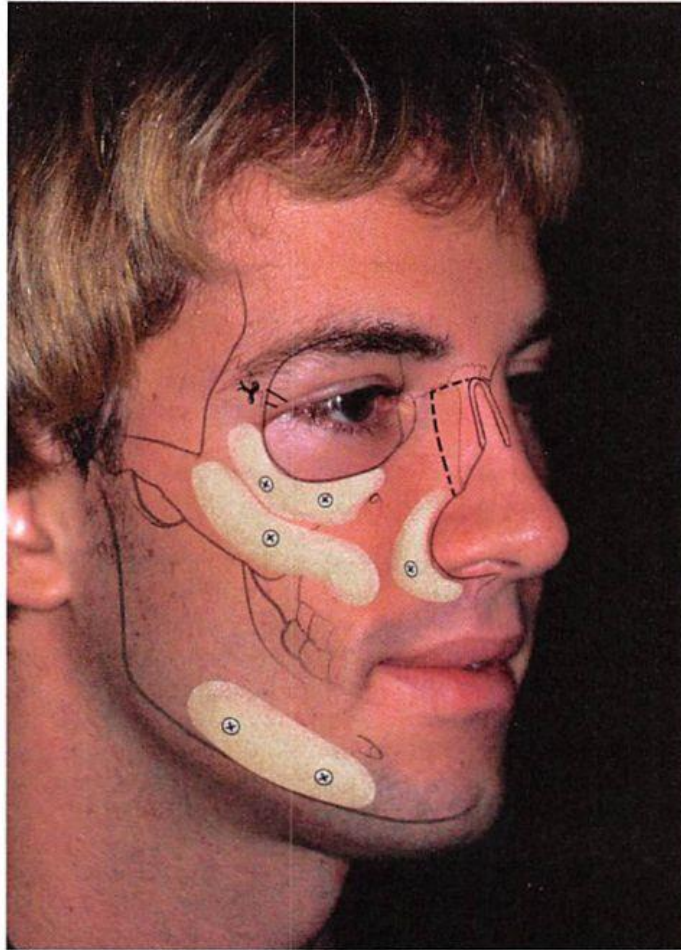


Figure 27 : Reconstruction de squelette facial avec des implants en PE poreux(101)

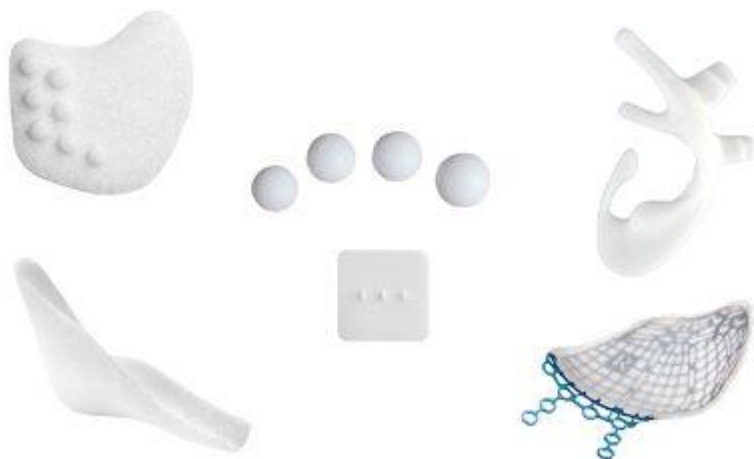


Figure 28 : Implants poreux en PE, Medpore, Stryker

II.2.3. Biomatériaux organiques

II.2.3.1. Permacol™

En 1998 en Europe puis en 2000 aux Etats-Unis, une nouvelle xénogreffe, issue du derme porcin, a été brevetée pour une implantation chez l'homme (115-116). Après avoir passé avec succès tous les tests de biocompatibilité, elle a obtenu un marquage CE. Elle est commercialisée sous différents noms tel que Permacol™, Pelvicol™, Strattice™, ENDURAgen™.

Les implants de Permacol™ que nous avons utilisés pour la reconstruction du site donneur du lambeau de muscle temporal sont des implants de collagène porcin acellulaire cross-linké (Figure 29). Ils se présentent sous la forme de feuilles plates, stérile, blanc cassé, humide, ferme mais souple de différentes taille et d'épaisseur comprise entre 0.5 et 1.5 mm, gardées dans une solution saline stérile. Le coût d'une feuille de Permacol™ de 18x28 cm est de 3780 livre sterling soit 4265 euros. Cette matrice dermique acellulaire (MDA) porcine a subi une trypsinisation, une extraction de solvant, une irradiation avec des rayons gamma et un cross linking à l'isocyanate durant son processus de fabrication.

Le contrôle strict et précis de la température de cross-linking rend l'implant plus résistant à la collagénase (enzyme responsable de la rupture et de la résorption du collagène implanté).

Toutes les cellules épithéliales, telles que les glandes sébacées, les follicules pileux et les glandes sudoripares ont été retirées par un procédé enzymatique spécifique. La trypsinisation, quant à elle, a pour effet de détruire tous les fibroblastes dermiques (118).

Le biomatériau fini est acellulaire. Il ne contient aucun matériel pouvant entraîner une réaction immunogénique.

Le Permacol™ est constitué uniquement de fibres de collagène et d'élastine (119). Il contient naturellement des pores sous la forme de débris de follicule pileux avec une densité de 5-13 pores/cm² permettant une infiltration par les cellules de l'hôte (notamment les fibroblastes) ainsi qu'une revascularisation.

Il s'agit donc d'un biomatériau de 2^{ème} génération.

Il a été utilisé initialement pour réparer différents types d'hernies (120–123) avec de bons résultats, y compris des hernies dans des champs contaminés (123).

Saray (119) a rapporté le 1^{er} cas de rhinoplastie d'augmentation avec le Permacol™ alors que Pitkin (124) rapporte la première série de cas. Il a également été utilisé en reconstruction mammaire immédiate (Figure 30) (125).

Des études histologiques ont montré qu'il existait une infiltration cellulaire et vasculaire de la feuille après 2 semaines (126,127), sans lien avec son épaisseur (128). Après 2 mois, un nombre important de cellules a migré dans la portion centrale de la matrice à l'intérieur des fentes naturelles entre les fibres denses de collagène. Une revascularisation tout le long de l'implant devient évidente. Normalement, à 6 mois, il devient complètement intégré dans les tissus environnants (124), dans lesquels il maintient sa forme et sa résistance, et permet un support et un contour naturel à la peau sus-jacente. Il est aisé d'utilisation, durable et toujours flexible. Simple à conformer dans les blocs opératoires, il est facile à couper avec un bistouri ou des ciseaux puis à suturer si nécessaire. Cela permet au chirurgien de l'utiliser de façon précise et rapide (129).

Cliniquement, il existe une légère augmentation de la taille de la greffe durant les 2 premières semaines après l'implantation, due à la croissance cellulaire et vasculaire (130), qui se résout totalement à 4-6 mois.

L'effet volumétrique est maintenu dans le temps par le remplacement du BM par le tissu autologue (131).

La littérature suggère que le Permacol™ est relativement résistant aux infections et peut être utilisé dans des milieux contaminés (123).

Il existe cependant un risque plus important d'infection en comparaison avec un tissu autologue. Mccord et al. (132) en 2008 ont rapporté dans leur série un taux d'infection de 4 patients sur 69, tous facilement traités par des antibiotiques oraux.

De plus il faut toujours informer les patients de la nature porcine de l'implant, pour des raisons religieuses. Il apparaît comme le matériau presque idéal avec comme limites de possibles réactions allergiques (3% des cas) et une rapide résorption (133,134).



Figure 29 : Feuille de Permacol™, Covidien

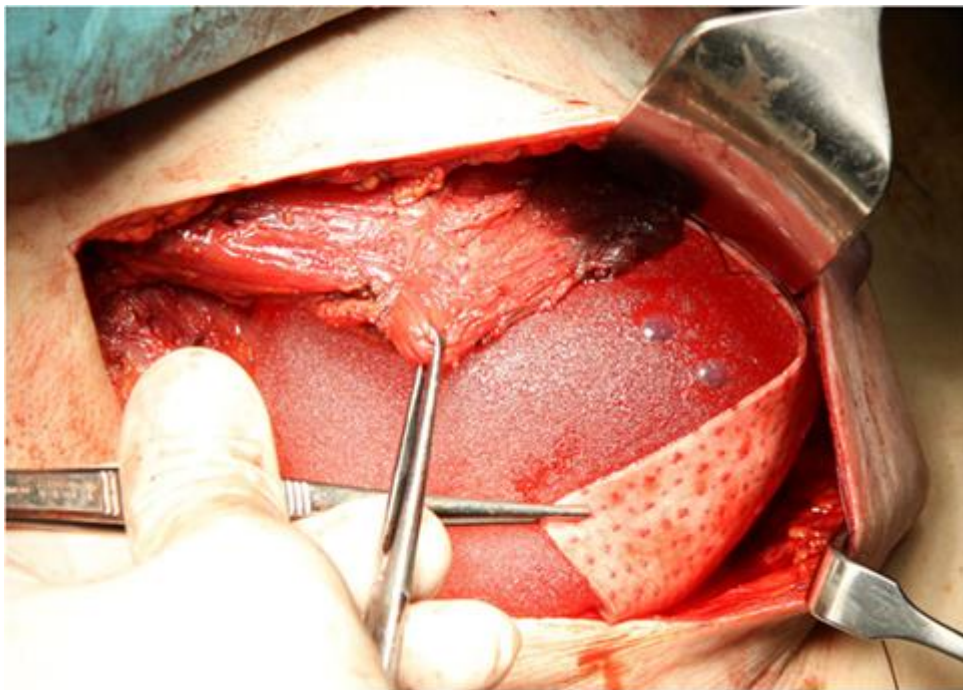


Figure 30 : Feuille de Permacol™ utilisée en reconstruction mammaire immédiate (125).

II.2.3.2. Autogreffe de tissu adipeux

II.2.3.2.1. Historique

Dès la fin du XIX^e siècle, les premiers essais de transferts d'auto- ou d'homogreffes graisseuses ont été réalisés (135). Jusqu'alors, seuls les matériaux inertes (ivoire, or, etc.) avaient été utilisés. Pour marquer l'évolution et préciser les événements importants, nous avons classé l'histoire en quatre périodes distinctes :

- l'époque avant la lipoaspiration : 1889-1977 ;
- l'époque après la découverte de la lipoaspiration : 1977-1994 ;
- l'époque moderne faisant suite aux travaux de Coleman : depuis 1994 ;
- l'époque de la médecine régénérative : depuis 1999.

Époque avant la lipoaspiration (1889-1977)

Cette époque correspond aux premiers balbutiements de la transplantation de tissu adipeux. C'est l'époque du tâtonnement expérimental, de la découverte des techniques et des indications.

La première utilisation de la graisse remonte en 1889 quand Van der Meulen (136) réalise une interposition hépato-diaphragmatique par du grand épiploon afin de traiter une hernie diaphragmatique.

La première autogreffe de tissu adipeux a été réalisée par Neuber en 1893 (137). Il a prélevé sur l'avant-bras des greffons pour combler une cicatrice faciale secondaire à une ostéite tubéreuse.

En 1910, Lexer (138) est le premier à rapporter l'utilisation de la graisse en chirurgie esthétique en proposant l'augmentation des régions malaires et géniennes, ainsi que le comblement des rides et des sillons pour lutter contre les effets du vieillissement.

Brunning (139) rapporte en 1911 une méthode originale de rhinoplasties.

Après la découverte de la lipoaspiration (1977-1994)

Une étape est franchie. Le tissu adipeux peut être obtenu autrement que par l'excision chirurgicale.

Illouz (140) invente la liposuction par canulation. Il est également l'un des premiers à utiliser le prélèvement brut de la liposuction comme produit de remplissage. Sa technique de prélèvement de graisse par aspiration a ouvert de nouveaux horizons à la greffe d'adipocytes. En effet, un certain nombre de cellules graisseuses prélevées par cette technique restent intactes, et l'on est autorisé à penser que leur réimplantation est possible avec un taux raisonnable de survie.

Puis Fournier, en 1989 (141), propose une technique d'injection de graisse non purifiée qu'il nomme liposculpture ou *lipofilling*.

Époque moderne (depuis 1994)

Le nouveau temps de la greffe d'adipocytes débute avec Coleman. Dès 1986, il collige les méthodes et les résultats de ces prédécesseurs, et met en place un protocole dont le principe fondamental est le caractère atraumatique de la manipulation du tissu adipeux. Il publie sa technique en 1995 (142), qu'il nomme plus tard *Lipostructure*[®]. Il codifie parfaitement les différentes étapes de la technique : le prélèvement, la purification par centrifugation et le transfert (la réinjection). Tout acte traumatisant pour la graisse doit être évité. La graisse ne doit être ni pressée, ni comprimée, ni filtrée, ni lavée, ni aspirée avec haute dépression, ni injectée avec haute pression, ni manipulée au contact de l'air, ni congelée, ni mélangée avec différents facteurs sanguins. Le point clé de sa technique est la réinjection en treillis tridimensionnel de très petites quantités. Destinée initialement au traitement du vieillissement facial, cette technique s'est étendue aux différents domaines de la chirurgie plastique.

En France, Magalon a été le promoteur de la technique de *Lipostructure*[®].

Depuis, l'engouement pour cette technique n'a cessé d'augmenter et différents travaux ont montré l'intérêt de cette technique et les bons résultats obtenus.

Ces dernières années, l'utilisation de la greffe d'adipocytes s'est élargie à d'autres domaines que la chirurgie cranio-faciale. Elle a été utilisée pour traiter l'incontinence fécale (143), pour le rajeunissement des mains, la correction d'une atrophie de la première commissure de la main (144), la correction des déformations des membres inférieurs et des hanches (145–147) ou après chirurgie du rachis (148).

Époque de la médecine régénérative (à partir de 1999)

Grâce à une meilleure connaissance du tissu adipeux et des cellules souches, la recherche en ingénierie tissulaire a nettement progressé. Ceci représente l'avenir en matière de reproduction tissulaire *in vitro* à partir des préadipocytes (149). Certains auteurs présentent une création de novo de tissu adipeux *in vivo* : après injection de facteurs de croissance adipocytaire (insuline, *insulin-like growth factor 1*) dans la paroi abdominale de rats, une création de novo de tissu adipeux survenait à partir des cellules précurseurs non adipocytaires (150). Le tissu adipeux est présenté comme une source de « cellules mères » pour la réparation d'autres tissus (151). À partir d'une cellule souche mésodermique extraite du tissu adipeux, on peut développer des adipocytes, des ostéoblastes, des chondrocytes, des myocytes et des cellules *neurone-like* (152–156). Ces cellules possèdent des capacités de développement et de résistance à l'ischémie supérieures aux adipocytes matures. Katz et al. (149) et Patrick (157) parlent d'une culture *in vitro* de préadipocytes en vue d'une greffe, c'est l'ingénierie tissulaire (158). C'est une ère nouvelle qui démarre. À partir de ces cellules multipotentes du tissu adipeux, toutes les lignées mésenchymateuses peuvent être recrées. Il s'agit là certainement de l'avenir de notre spécialité de chirurgie réparatrice où tous les tissus manquants pourront un jour être créés sur mesure au laboratoire puis transplantés au patient. D'autres auteurs décrivent l'injection des cellules souches seules ou associées à une matrice tridimensionnelle telle que l'acide hyaluronique ou mélangée à une greffe de tissu adipeux pour en augmenter l'efficacité (159,160). Ces phénomènes sont à l'origine de la théorie d'interaction tissulaire.

II.2.3.2.2. Technique de transfert de tissu adipeux

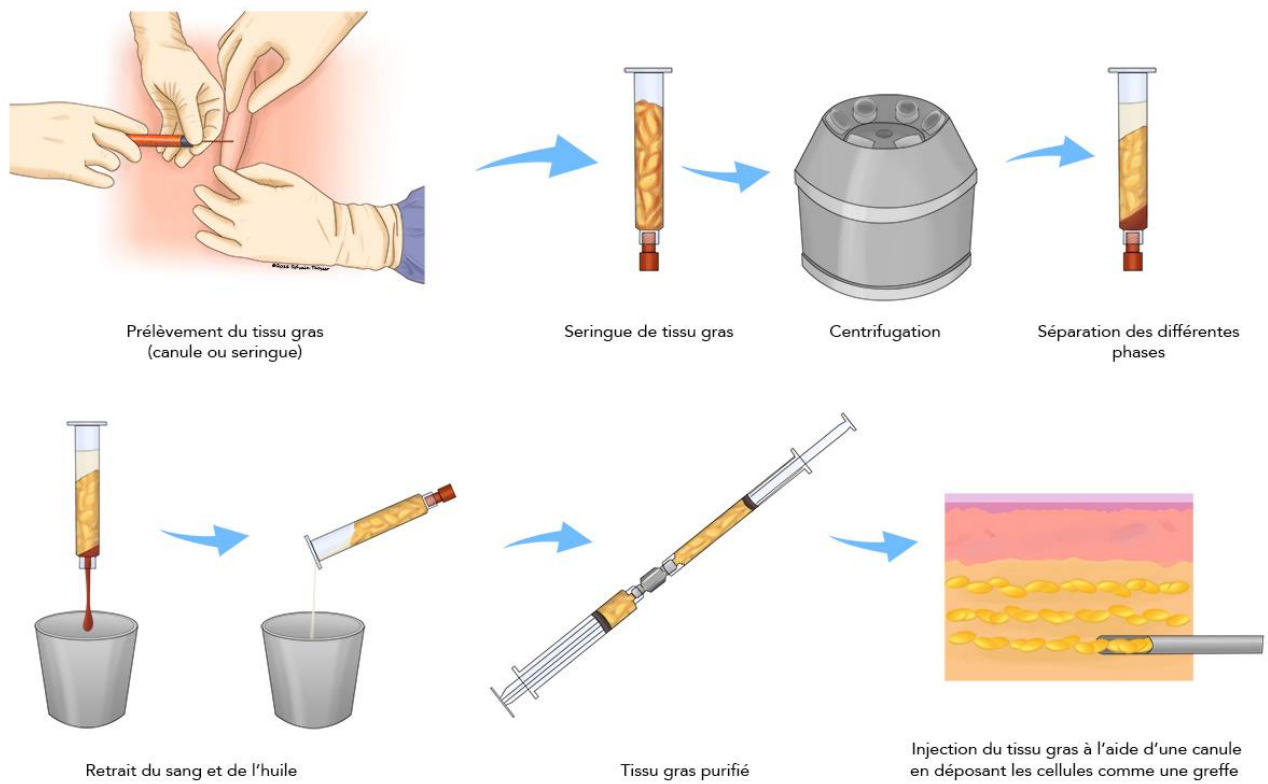


Figure 31 : Technique d'autogreffe de tissu adipeux



Figure 32 : Seringue de prélèvement de graisse selon la technique de Coleman

Cette technique est rigoureuse et utilise un matériel spécifique. Elle comporte trois étapes : le prélèvement ; la centrifugation ; la réinjection (Figure 30). Le respect de l'asepsie est impératif. L'anesthésie est habituellement générale, sauf s'il s'agit d'un geste localisé nécessitant peu de tissu adipeux.

Prélèvement

Le prélèvement se fait en prenant la graisse profonde des stéatomes. Ce sont souvent la région abdominale, la région trochantérienne ou la face interne des genoux.

Le prélèvement est fait à l'aide d'une canule d'aspiration spécifique d'un diamètre de 3 mm, d'une longueur de 15 cm, à bout mousse et avec doubles orifices assez larges pour

permettre le passage des adipocytes. Cette canule est montée sur une seringue vissée (LuerLock) de 10 ml (Figure 31). Le vide dans la seringue est créé manuellement et progressivement, afin d'éviter une trop grande pression négative imposée aux adipocytes. De multiples tunnels sont réalisés lors du prélèvement pour diminuer le traumatisme et l'hémorragie.

Centrifugation

Les seringues de 10 ml sont obturées à l'aide de bouchons, le piston est retiré et les seringues sont entreposées dans un rack stérile avant d'être introduits dans la centrifugeuse. La centrifugation se fait pendant 3 minutes à une vitesse de 3 000 tours par minute.

À l'issue de cette centrifugation, le contenu de la seringue est séparé en trois phases :

- le surnageant, huileux, est fait de triglycérides issus des adipocytes abîmés et constitue la partie la moins dense ; cette partie est éliminée par tamponnement ;
- la partie basse de la seringue contient essentiellement les produits sanguins et les débris d'origine hématique ; cette partie est également éliminée ;
- la partie intermédiaire : c'est dans cette partie que l'on trouve les adipocytes à greffer.

Transfert de tissu adipeux (réinjection)

Le but est de déposer des quantités les plus petites possibles à chaque passage. Pour cela, il est nécessaire de réaliser un treillis tridimensionnel dans le tissu à greffer. Pour l'utilisation sur la face et sur des petites zones, la graisse purifiée obtenue est transférée des seringues de 10 ml dans des seringues de 1 ml à l'aide d'un robinet à deux ou trois voies. Ce geste doit se faire à l'abri de l'air, délicatement et sans aucune pression exercée sur les seringues. Aucune substance étrangère n'est rajoutée à la graisse. Les canules de réinjection utilisées sont celles conçues par Coleman. Ce sont des canules de 17G ou 18G de forme et longueur variables.

Dans tous les cas, l'extrémité de la canule est mousse pour éviter un traumatisme supplémentaire et ne pas générer un hématome au site receveur. L'orifice d'injection de la canule est latéral afin d'éviter une injection intravasculaire intempestive. La taille de la canule et de l'orifice est suffisamment grande pour laisser passer les adipocytes sans les abîmer.

La canule est introduite jusqu'au bout par l'incision et l'injection se fait en retirant la canule. Chaque seringue de 1 ml doit permettre de déposer dans six à huit tunnels. Il est important de réaliser une multitude de tunnels qui se croisent afin de déposer la graisse en forme de treillis tridimensionnel. Tous les plans sont greffés, en débutant par la profondeur. La fermeture des incisions est faite à l'aide de fils à peau 6/0.

Plus récemment, l'injection intradermique et sous-dermique superficielle pour le traitement de cicatrices dépressives et des rides a été décrite. L'utilisation d'une aiguille 22G permet une injection de tissu adipeux superficiel. L'effet cutané est ainsi plus précis et on note une amélioration du derme.

Innovations dans la technique de greffe de tissu adipeux

- Concernant le prélèvement, le vrai progrès dans le domaine du prélèvement concerne les prélèvements motorisés (*power assisted liposuction*) (161), ce qui permet de gagner du temps lorsqu'une grande quantité de tissu adipeux est nécessaire. La difficulté de ces techniques est de récupérer le tissu adipeux prélevé et de le transférer dans des seringues pour la centrifugation. Cela représente beaucoup de manipulation.
- Beaucoup de travaux sont concentrés sur l'étape de la purification, car cela permettrait de gagner du temps et éviterait des séries successives de centrifugation. L'idée est de purifier tout en prélevant soit par un filtre, soit par un piège à tissu adipeux nettoyant (Lipivage[®] (162), Aquavage[®]).
- La seule idée réellement nouvelle dans le domaine de la réinjection concerne la préparation du site receveur (surtout en région thoracomammaire) par un procédé d'expansion tissulaire externe appelé Brava[®]. Selon l'auteur (163), le fait de mettre le site receveur sous pression négative pendant plusieurs semaines avant l'injection de

tissu adipeux aurait pour effet d'expandre le tissu, d'augmenter la vascularisation locale et d'élargir la « matrice » receveuse que représentent les tissus receveurs.

Mais aucune de ces nouveautés n'a fait la preuve de sa supériorité en termes de survie de tissu adipeux et des résultats obtenus.

Certains auteurs font la promotion d'une machine permettant d'extraire les cellules souches en peropérateur et de les mélanger au tissu adipeux pour ainsi greffer du tissu adipeux enrichi en cellules souches (160). Par exemple, pour injecter 100 ml de tissu adipeux enrichi, il faudrait prélever 200 ml de tissu adipeux pour extraire les cellules souches à partir de la moitié. Une méta analyse récente montre que cette technique (Cell Assisted Lipotransfer) apporte de meilleurs résultats au niveau de la face et essentiellement pour des petits volumes par rapport au lipofilling conventionnel.

II.2.3.2.3. Avantages et inconvénients

Avantages du tissu adipeux

Le tissu adipeux est biocompatible, donc sûr, non toxique et résistant à l'infection après une période initiale d'intégration. Il est naturel, stable souvent après plusieurs séances en évitant une trop grande quantité déposée par séance. Enfin, il est polyvalent et possède un effet régénératif du fait de sa composition en cellules souches et facteurs de croissance.

Avantages de la technique de la greffe de tissu adipeux

Face à toutes les techniques de chirurgie réparatrice ou de chirurgie esthétique, elle a pour avantage d'être techniquement simple, reproductible, efficace, ajustable pour la correction de zones difficiles. Elle est percutanée et mini-invasive, réalisable sous anesthésie locale et en ambulatoire selon le volume à corriger. Enfin, elle n'a qu'une faible morbidité du site donneur.

Inconvénients

Les contre-indications de la greffe du tissu adipeux sont rares ; elles concernent principalement les patients très maigres qui n'ont que peu ou pas de réserve de tissu adipeux prélevable.

II.2.3.2.4. Complications

Nous les classons de la plus fréquentes à la moins fréquentes.

Œdème

Complication la plus fréquente (164), il peut persister plusieurs semaines. Les anti-inflammatoires non stéroïdiens, la position proclive et la vessie de glace ont pour but de diminuer l'œdème.

Ecchymoses (164)

Elles apparaissent surtout lors d'un passage de la canule trop superficiel ou si une trop grande quantité de graisse a été greffée par rapport aux capacités élastiques des tissus locaux. Une application de pommade vaseline ou de corps gras sur le site receveur évite une souffrance cutanée.

Hématomes

Rares, ils se forment si une veine a été lésée (164). Il faut alors prévenir le patient de la possibilité d'une résorption importante de la graisse greffée.

Sous-corrrection

Elle est très fréquente (165). Le traitement est le renouvellement du geste.

Sur correction

Moins fréquente que la précédente, elle est de traitement également moins simple (165). Il est quasiment impossible de retirer la graisse déposée sans abîmer les téguments

locaux. C'est pour cette raison que Coleman préconise de toujours déborder en dégradé de la zone précise à corriger car lorsque la correction est trop focalisée, elle est à l'origine d'une impression d'excès.

Pseudokyste et nécrose graisseuse

Rares avec la technique sus-décrite, apparaissant lors d'un volume injecté trop important par rapport au contenant et aux capacités de revascularisation (souvent en chirurgie mammaire) (166–168), ces pseudo-kystes surviennent 6 à 12 mois après l'intervention. Certains proposent de les exciser pour éviter les réactions granulomateuses ultérieures.

Migration

Elle intervient quand une trop grande quantité de graisse est déposée dans une zone sous tension (142). C'est pour cela qu'une correction en plusieurs séances est souhaitée lorsqu'un grand volume de graisse est nécessaire.

Irrégularités

Elles apparaissent quand la graisse est trop superficielle dans une zone où la couverture cutanée est fine (région palpébrale le plus souvent).

Tatouage

Il se forme par pénétration dermique du bleu ayant servi au planning préopératoire.

Infection

La principale source d'infection dans la région faciale est la muqueuse buccale si une brèche est créée lors de l'injection de la joue ou des lèvres. Un cas d'érysipèle de membre inférieur a été rapporté (169). Talbot rapporte en 2010 un cas de sepsis grave après *lipofilling* bilatéral de la région gluteale. Il s'agit d'une patiente ayant bénéficié d'une greffe de tissu adipeux dans chaque fesse et ayant présenté un abcès bilatéral avec nécessité de reprise au bloc opératoire (170).

Lésion des éléments sous-jacents

Elle est exceptionnelle, de type parotidite, injection intra-orbitaire par perforation du septum sous-orbitaire, lésion des branches de l'artère, de la veine ou du nerf facial. L'utilisation d'une canule mousse a pour but d'éviter cela.

Injection intravasculaire

Elle survient surtout dans la région périorbitaire avec embolie graisseuse à l'origine d'une thrombose de l'artère centrale de la rétine ou d'un accident vasculaire cérébral ischémique (171,172). Il faut trois conditions pour provoquer une embolie graisseuse : un tissu adipeux sanglant dont l'injection est réalisée sous forte pression, une injection sur les trajets vasculaires et une introduction de l'extrémité de l'aiguille dans la lumière vasculaire. En utilisant le matériel de *Lipostructure*[®], toutes ces conditions sont en principe écartées.

Review of the literature

Correction of depression after temporal muscle flap: a systematic review of the literature

LALOZE J. MD, BRIE J. MD, CHAPUT B. MD, PhD, USSEGLIO J. MD

- 1) Department of maxillo-facial and reconstructive surgery and stomatology, Dupuytren University Hospital, 2, avenue Martin Luther King, 87042 LIMOGES, cedex, France
- 2) Department of plastic, reconstructive and aesthetic surgery, Rangueil University Hospital, Plastic and Reconstructive Surgery Department, 1, avenue Jean Poulhès, Toulouse, FR 31059
- 3) STROMALab, Toulouse University, EFS, ENVT, INSERM U1031

Summary

Background

There are several ways to fill the depression created after using a temporalis muscle flap. Many methods have been described in history but biomaterials are increasingly used in this indication. We conducted a systematic review of the literature on the use of biomaterials to fill this depression.

Methods

The databases MEDLINE (via PubMed), Cochrane Library, EBSCO, Web of Sciences and Embase were searched for reports of clinical trials, case series, case reports and cohort from 1991 to 2018. We conducted a systematic review of the use and efficacy of different biomaterials. Patient satisfaction was systematically researched.

Results

We identified 11 articles (196 patients) that were included in the systematic review. The biomaterials used are polymethylmethacrylate (PMMA), polyethylene (PE), lipofilling,

Titanium (Ti) and Mersilene Mesh (MM). Complications occurred only with PMMA and MM. Patient satisfaction was rather good for all studies.

Conclusion

There is no evidence of the superiority of one biomaterial to another from lack of high quality studies. More randomized and controlled studies are necessary to draw conclusions on the matter.

Conflicts of interest

There are no conflicts of interest.

Introduction

The temporalis muscle flap has been used successfully as a pedicled flap in craniofacial surgery for over a century (1,2). Its ability to cover large defects in both congenital, traumatic or surgical face and skeleton has been proven in many studies (3–7). The temporalis muscle is commonly used as a pedicled flap (8), and is used primarily to fill cavities within a radius of about 8 cm from the coronoid process (1) : exerted orbit (passing through the outer orbital wall) (9–11), filling of the cheek or upper maxilla (floor of the orbit, nasal fossa, ipsilateral half-palate (2,5,6)). It is used to treat temporomandibular ankylosis (12,13). Its graft allows it to be used as a cover. Other applications are possible in facial paralysis, where parts of the temporal muscle can be transferred with the intention of resuscitating mouth-corner or palpebral occlusion. This technique applied in this indication is the lengthening temporalis myoplasty.

Temporal depression is a common consequence of temporalis muscle flap (TMF). This defect is characterized by a concavity in the soft tissue contour of the temporal region and is associated with the marked elevation of the lateral orbital rim and zygomatic arch. This defect is not mentioned by most authors, dismissed as minimal by Koranda et al. (1987) (2)

and described as being smoothed out by scarring after several months by Huttenbrink (1989) (14). For several years, no surgical procedures were used for the reconstruction of this defect; instead, it was camouflaged via hair styling which was obviously problematic in bald men. Habel and Hensher (1986) recognized the issue and suggested using only the posterior part of the muscle if possible, to reduce the cosmetic defect (15). However, Tan et al. showed that the remaining anterior part was not sufficient to fill the depression (16). Bradley et al. (1988) suggested two solutions. The first was to avoid replacing the resected arch so that the change in contour was less abrupt, and the second was to use a free fat graft from the buttock.

Other authors transferred the buccal fat pad, bone grafts and other autologous materials. But, over time, these materials tend to be reabsorbed, especially after radiation, with poor long-term cosmetic results.

Thus, emerged the use of biomaterials (BM). The most suitable material must be biocompatible, tissue-friendly, stable, easily malleable, custom-made and radiation-friendly.

Several biomaterials are currently used to fill temporal depressions. Porous high-density polyethylene implants (PHDPE or PE) or polymethylmethacrylate (PMMA) can be used either alone or in combination with residual muscle in the temporal fossa, and represent the most widely used substances in such reconstructions for now (15,17). Studies have confirmed the safety and clinical effectiveness of these materials in the restoration of temporal defects.

Other materials or techniques exist in this indication, like titanium implants (TI) (18), Mersilene mesh (MM) (19) or autologous fat transplantation (lipofilling) (20).

As seen above, the range of available techniques is wide and heterogeneous. No comparative study was found that assessed the superiority of one or the other.

Consequently, we decided to conduct a systematic review of articles where biomaterials were used to reconstruct defects after temporalis muscle flaps. We tried and survey the ideal biomaterial to repair a soft tissue hollowing.

Material and methods

Search Strategy

Two independent reviewers conducted a systematic review of related articles published between 1991 and 2018 in MEDLINE (via PubMed), Cochrane Library, EBSCO, Web of Science and Embase databases. This systematic review respected the PRISMA standard. The following keywords were used for the search: « temporalis muscle flap donor site » or « temporalis muscle flap morbidity » or « temporalis muscle flap complication » or « temporalis muscle flap hollowing » in combination with « reconstruction » or « rehabilitation » or « management » or « restoration ». Gray literature was searched.

Study selection

Article selection was based on an initial screening of titles and abstracts and was followed by a screening of the full texts. The eligibility criteria for studies were 1) Reconstruction of the defect following a temporalis muscle flap by a biomaterial; 2) Evaluation of the cosmetic result at least by the patients; 3) A minimum follow-up of 6 months; 4) Articles written in English. Exclusion criteria were 1) Animals study or preclinical study or review; 2) TMF defect non-reconstructed with a BM and 3) Combined treatment (association of two BM, or association of a BM with any other technique).

Data collection process and quality assessment

Data extracted was performed by two independent reviewers (J.L. and J.U.) who used a standard data collection form.

Each study was assessed for study quality and level of evidence according to the Oxford Center for Evidence-Based Medicine 2011 guidelines (Howick et al. 2011). Two reviewers independently scored the study quality.

Results

Literature search (Figure1)

Database searches using predefined keywords yielded 7386 articles. After adding articles from reference lists and removing duplicates, 543 potential articles were screened by reading titles. From these, the abstracts of 46 articles were screened. 24 articles were then screened by their full text. 11 articles respected inclusion and exclusion criteria, and were included in the systematic review.

Characteristics of included study (Table 1)

The features of the 11 articles (196 patients) in the systematic review are in Tables 1 and 2.

Four articles used PMMA (15, 21–23), 4 articles used PE (17, 24–26), 1 article used lipofilling (20), 1 article used Titanium (18) and 1 article used Mersilene Mesh (19)

102 patients benefitted from the use of PMMA, 38 from PE prosthesis, 45 from a lipofilling, 1 from titanium prosthesis and 10 from Mersilene Mesh.

The average ages of the different BM groups are similar: 61,03 years old for the PMMA group, 47,55 for the PE group, 52,8 for the lipofilling group, 54 for the titanium group and 40,1 for the Mersilene Mesh group. The average age for all patients present in this review is 51,1 year old.

Concerning studies quality, 10 are level 4 (15, 17–19, 21–26) and 1 is level 3 (20) (Table 2).

Satisfaction

Satisfaction was rather good for all studies.

Discussion

Temporalis muscle flap is a widely used flap in the reconstruction of the oro-facial sphere. Whether pedicled or free, whole or duplicated, there is always a purely aesthetic defect at the donor site.

For several decades now, there has been a growing interest in repairing this depression, particularly with biomaterials. However, none has yet made clear its superiority over another, which leads to too much variability in the patient care. It is important to know if some are more effective in order to generalize them across the community of maxillofacial surgeons.

Thus, we aimed at referencing all the articles that dealt with donor site filling of a temporal muscle flap with a biomaterial, through a review of the literature.

The definition of a biomaterial is any substance that has been engineered to interact with biological systems for a medical purpose - either a therapeutic (treat, augment, repair or replace a tissue function of the body) or a diagnostic one. It can be derived either from nature or synthesized in the laboratory. So it may also be an autograft, allograft or xenograft used as a transplant material.

Eleven articles were analyzed to assess the effectiveness of the different filling techniques of the TMF donor site.

We identified 5 different BM in this indication. Four studies (38 patients) used PE, 1 study (45 patients) used lipofilling, 4 studies (102 patients) used PMMA, 1 study (1 patient) used titanium and 1 study (10 patients) used Mersilene. We see here that the two most used BM in the literature are PE and PMMA in this indication (4 studies each).

Review outcome

Efficacy

All articles showed good results in terms of patient satisfaction. There is no difference in term of satisfaction between different BM. However, in the article of Baj et al.,

only the satisfaction of the surgeons was evaluated. To us, patient satisfaction seems to be the most important criteria to judge the efficacy of an aesthetic filling treatment.

Unfortunately, most articles rate patient satisfaction subjectively, without any details on how it was collected. Finally, for this first point, only 3 articles used a quantitative satisfaction scale (Cheung, Cervelli and Mandlik). In addition to these three articles, only Mandlik (15) evaluates satisfaction reliably with a validated questionnaire and imagery.

Safety

In terms of safety, we recorded a total of 6 complications for 196 patients (3.06%). 2 infections appeared (1.02%). One occurred in the study of Wright et al. with PMMA (0.98% of the 102 PMMA patients) and the other in the study of Atherton et al. and the use of Mersilene Mesh (10% of the MM 10 patients). Two persistent depressions at the donor site were found in the Cheung et al. article which required re-intervention within 21 months (1.96% of PMMA patients). Two other complications occurred in the Mandlik et al. study with the use of PMMA, including 1 seroma (0.98% of patients) and one wound dehiscence (0.98% of patients). Finally, 2 implants were removed as a result of infection and dehiscence wound (15,23).

PMMA has more complications than PE and other BM. Indeed, out of the 6 complications of this study, 5 were found in studies using PMMA (one for Mersilene Mesh), or 4.9% of PMMA patients. (Figure 2)

In terms of complication rates, it seems PE and lipofilling are the safest BM with any complications on patients (respectively 38 and 45 patients). With just a case report, no conclusion can be drawn with Ti. On the other side, PMMA (4,9%) and MM (10%) seems to be less interesting in term of complications (Figure 2).

Nevertheless, as the Cervelli et al. study shows, there are specific complications with lipofilling such as secondary interventions (multiple procedures) for lack of results at the first session. Of the 45 patients in their study, 35 received a second intervention and one a third intervention to achieve the expected result. A loss of result is also systemic during lipofilling, which is defined by the rate of fat resorption. For Cervelli et al. (23), resorption averaged 20.57cc after the first procedure. It is probably this high resorption rate (which can range from 20 to 80% in some articles (27)) that makes many surgeons doubt the use lipofilling in first intention. This is why, today, innovations are trying to reduce this loss of

efficacy in order to improve lipofilling, for instance by associating stem cells in the recent technique of cell-assisted lipotransfer (27). There are also other complications to lipofilling not found in Cervelli, such as false cysts, abscesses, infections, oily necrosis... (28)

Limitations

There are many ways to fill the defect of the temporal muscle donor site. A review of the literature already listed all the articles on the subject. They were mainly interested in the prevention of this defect (31). It seemed more relevant to focus on the effectiveness of techniques to treat depression once in place because this defect is constant.

We excluded the articles that did not have sufficient data on this precise matter. We also excluded articles about the filling of defects in the temporal region by the same BM which did not relate to the same indication (32-34), but to defects induced by craniotomy or craniectomy, thus touching bone and not muscle. Characteristics of the BM and the expected results were indeed not comparable.

No data about intervention time was found. It is preferable to carry out the shortest possible interventions to reduce morbidity and mortality. It is therefore essential to collect this data precisely in order to be able to compare different BM for surgical procedures.

One of the main indications for temporal muscle flaps is oncologic maxillectomy. A good portion of these patients undergo adjuvant radiotherapy, which can lead to complications ending in the loss of the BM. Five of the 11 studies presented in our review analyze the effect of radiation after the introduction of BM. With regard to the PE, 2 studies discuss the effect of the radiation. No complications are found in these studies, nor is there any difference in the shape of the implant after the adjuvant RT. For PMMA, mersilene mesh and lipofilling, there is also a study that presents such results. No complications are found here either. Cervelli claims that there is no additional fat resorption for lipofilling. Indeed, many studies demonstrate the efficacy of lipofilling after RT (35). Lipofilling brings quality and flexibility to post-radic tissues. Finally, Mandlik shows that there is no change in the shape and volume of the implant after radiation.

Nowadays, public health and its resonance in terms of costs are increasingly important topics. Health systems' preference will go to the least expensive biomaterial.

Lipofilling using autologous fat is the least expensive option. A PE prosthetic costs about \$ 300 as well as a PMMA prosthetic (28, 29). Titanium implants cost about \$ 3000 (30). If we decide to compare the average price of the 4 most used BM, we see that lipofilling seems the most profitable (although several interventions may be necessary before obtaining the desired result).

The main bias of this review is that all the articles studied have a low power and a low level of evidence. It is essential to perform comparative, randomized, high power studies to draw concrete conclusions.

Conclusion

Lipofilling appears to be one of the best therapeutic choices in filling the donor site after using a temporal muscle flap. Indeed, it is an autologous transplant, of similar consistency, with an excellent price-effectiveness ratio, few complications and possible after use of radiotherapy. However, only a meta-analysis with randomized high power studies would provide a concrete answer to the question asked.

References

1. Shagets FW, Panje WR, Shore JW. Use of temporalis muscle flaps in complicated defects of the head and face. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg.* janv 1986;112(1):60-5.
2. Koranda FC, McMahon MF, Jernstrom VR. The temporalis muscle flap for intraoral reconstruction. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg.* juill 1987;113(7):740-3.
3. Habel G, Hensher R. The versatility of the temporalis muscle flap in reconstructive surgery. *Br J Oral Maxillofac Surg.* avr 1986;24(2):96-101.
4. Colmenero C, Martorell V, Colmenero B, Sierra I. Temporalis myofascial flap for maxillofacial reconstruction. *J Oral Maxillofac Surg Off J Am Assoc Oral Maxillofac Surg.* oct 1991;49(10):1067-73.
5. Demas PN, Sotereanos GC. Transmaxillary temporalis transfer for reconstruction of a large palatal defect: report of a case. *J Oral Maxillofac Surg Off J Am Assoc Oral Maxillofac Surg.* févr 1989;47(2):197-202.
6. van der Wal KG, Mulder JW. The temporal muscle flap for closure of large palatal defects in CLP patients. *Int J Oral Maxillofac Surg.* févr 1992;21(1):3-5.
7. Bradley P, Brockbank J. The temporalis muscle flap in oral reconstruction. A cadaveric, animal and clinical study. *J Maxillofac Surg.* août 1981;9(3):139-45.
8. Spanio di Spilimbergo S, Nordera P, Mardini S, Castiglione G, Chim H, Pinna V, et al. Pedicled Temporalis Muscle Flap for Craniofacial Reconstruction: A 35-Year Clinical Experience with 366 Flaps. *Plast Reconstr Surg.* févr 2017;139(2):468e-476e.
9. Adenis J. Pathologie orbito-palpébrale. MASSON. PARIS; 1998. 830p p.
10. Gola R, Laurent-Fyon C, Waller PY. [Repair of orbital exenteration cavities]. *Ann Chir Plast Esthet.* 1989;34(4):353-65.
11. Menon NG, Giroto JA, Goldberg NH, Silverman RP. Orbital reconstruction after exenteration: use of a transorbital temporal muscle flap. *Ann Plast Surg.* janv 2003;50(1):38-42.
12. Su-Gwan K. Treatment of temporomandibular joint ankylosis with temporalis muscle and fascia flap. *Int J Oral Maxillofac Surg.* juin 2001;30(3):189-93.
13. Majumdar A, Bainton R. Suture of temporalis fascia and muscle flaps in temporomandibular joint surgery. *Br J Oral Maxillofac Surg.* août 2004;42(4):357-9.

14. Huttenbrink KB. Reconstruction of extensive oropharyngeal defects with the temporalis muscle flap: Our 4-year experience in 26 cases [DER TEMPORALIS-MUSKEL-FASZIENLAPPEN ALS DEFEKTDECKUNG IM OROPHARYNX. 4JAHRIGER ERFAHRUNGSBERICHT MIT 26 FALLEN]. *Laryngorhinootologie*. 1989;68(5):272-7.
15. Mandlik D, Gupta K, Patel D, Patel P, Toprani R, Patel K. Use of Polymethyl Methacrylate-Based Cement for Cosmetic Correction of Donor-Site Defect following Transposition of Temporalis Myofascial Flap and Evaluation of Results after Adjuvant Radiotherapy. *J Reconstr Microsurg*. nov 2015;31(9):668-73.
16. Tan O, Atik B, Ergen D. Temporal flap variations for craniofacial reconstruction. *Plast Reconstr Surg*. juin 2007;119(7):152e-63e.
17. Baj A, Spotti S, Marelli S, Beltramini GA, Gianni AB. Use of porous polyethylene for correcting defects of temporal region following transposition of temporalis myofascial flap. *Acta Otorhinolaryngol Ital Organo Uff Della Soc Ital Otorinolaringol E Chir Cerv-facc*. oct 2009;29(5):265-9.
18. Hatamleh MM, Watson J, Richmond A, Srinivasan D. A novel approach to immediate restoration of the cosmetic deformity after regional temporalis flap reconstruction of a maxillary defect: a case report. *J Craniofac Surg*. nov 2013;24(6):2186-9.
19. Atherton DD, Joshi N, Kirkpatrick N. Augmentation of temporal fossa hollowing with Mersilene mesh. *J Plast Reconstr Aesthet Surg*. 1 janv 2010;63:1629-34.
20. Cervelli D, Gasparini G, Grussu F, Moro A, Matteo Marianetti T, Foresta E, et al. Autologous fat transplantation for the temporalis muscle flap donor site: our experience with 45 cases. *Head Neck*. sept 2014;36(9):1296-304.
21. Falconer DT, Phillips JG. Reconstruction of the defect at the donor site of the temporalis muscle flap. *Br J Oral Maxillofac Surg*. févr 1991;29(1):16-8.
22. Cheung LK, Samman N, Tideman H. The use of mouldable acrylic for restoration of the temporalis flap donor site. *J Cranio-Maxillo-fac Surg Off Publ Eur Assoc Cranio-Maxillo-fac Surg*. déc 1994;22(6):335-41.
23. Wright S, Bekiroglu F, Whear NM, Grew NR. Use of Palacos R-40 with gentamicin to reconstruct temporal defects after maxillofacial reconstructions with temporalis flaps. *Br J Oral Maxillofac Surg*. déc 2006;44(6):531-3.
24. Worley CM, Strauss RA. Augmentation of the anterior temporal fossa after temporalis muscle transfer. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. août 1994;78(2):146-50.

25. Rapidis AD, Day TA. The use of temporal polyethylene implant after temporalis myofascial flap transposition: clinical and radiographic results from its use in 21 patients. *J Oral Maxillofac Surg Off J Am Assoc Oral Maxillofac Surg.* janv 2006;64(1):12-22.
26. Lacey M, Antonyshyn O. Use of porous high-density polyethylene implants in temporal contour reconstruction. *J Craniofac Surg.* avr 1993;4(2):74-8.
27. Tiryaki T, Findikli N, Tiryaki D. Staged stem cell-enriched tissue (SET) injections for soft tissue augmentation in hostile recipient areas: a preliminary report. *Aesthetic Plast Surg.* déc 2011;35(6):965-71.
28. Zhou Y, Wang J, Li H, Liang X, Bae J, Huang X, et al. Efficacy and Safety of Cell-Assisted Lipotransfer: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Plast Reconstr Surg.* janv 2016;137(1):44e-57e.

Figures

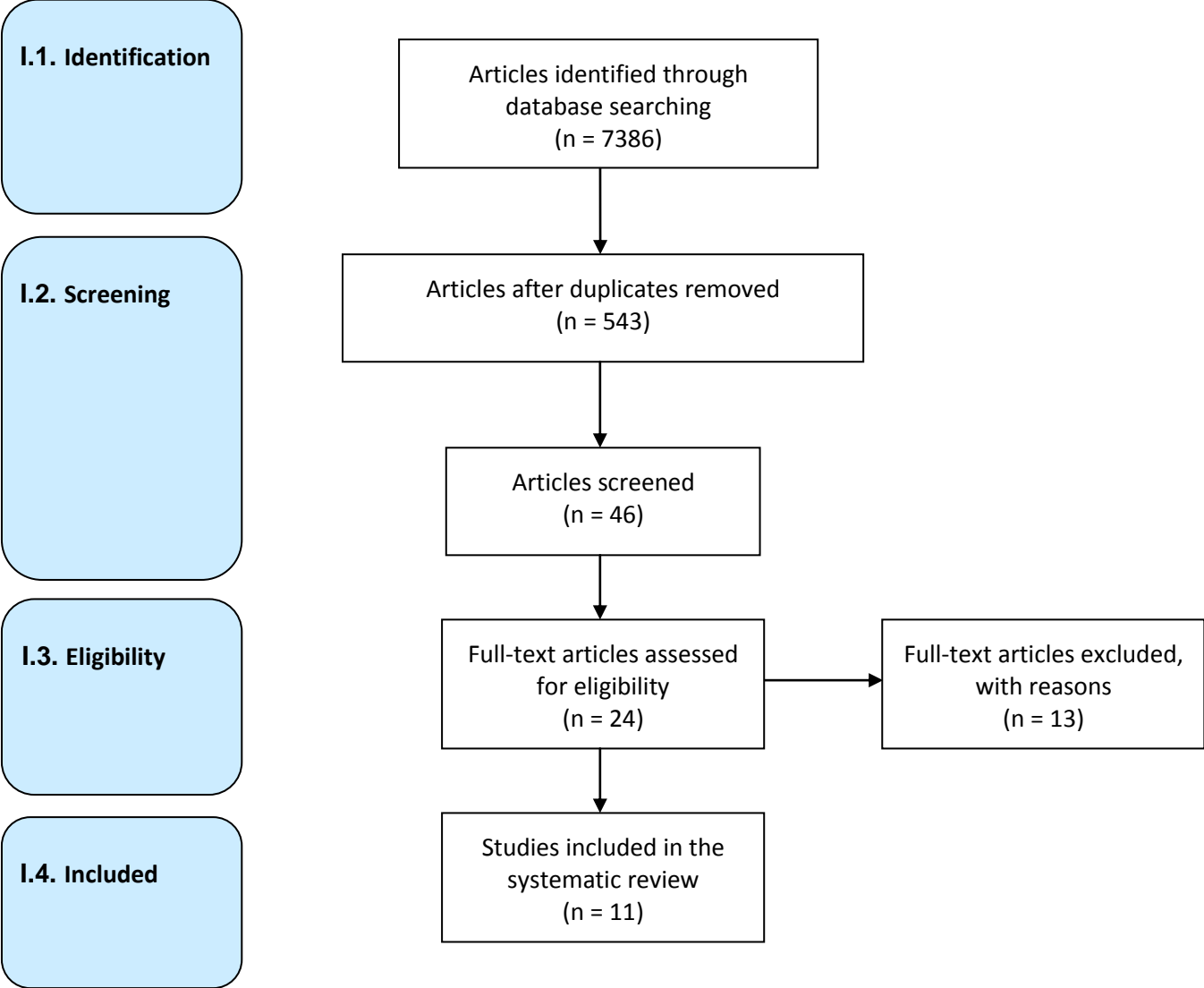


Figure 1. Flow chart of study selection

Table 1. Characteristics of the included studies

Nb	Study	Nb of patients	Age, Yr (mean+/-SD, range)	Type of biomaterial	Follow-up, Mo (mean+/-SD, range)	Satisfaction	Complications
1	Falconer et al. 1991	2	74	Acrylic prosthesis	7,5	good result	NA
2	Lacey et al. 1993	4	34	Polyethylene	24-48	Good result	0
3	Cheung et al. 1994	34	50 (7-85)	Acrylic cement	24,5	26 excellent result, 6 satisfactory result, 2 poor result	2 persistent hollowing with 1 re-intervention 21 months after the first one
4	Worley et al. 1994	1	30	Polyethylene	6	Patient quite satisfied	0
5	Wright et al. 2005	41	NA	Acrylic cement	132	acceptable results	1 infection --> removal of the implant
6	Rapidis et al. 2006	21	66,2+/-16,7 (32-85)	Polyethylene	38,9+/-21,1 (9-70)	very good or excellent from the patient	0
7	Atherton et al. 2010	10 (but 13 temporal defect)	40,1+/-12,5 (25-56)	Mersilene mesh	15,9+/-11,7 (7-38)	pleasing outcomes to both patient and surgeon	1 infection
8	Baj et al. 2009	12	60 (36-84)	Polyethylene	(12-36)	satisfactory by the surgeons	0
9	Cervelli et al. 2013	45	52,8	Lipofilling	22	fully satisfactory 86,6%; satisfactory 11,1%; unsatisfactory 2,2%; 16,9/20 at photographic scale	NA; only the resorption rate after procedure : 20,57cc for the first, 7,94cc for the second and 3cc for the third
10	Hatamleh et al. 2013	1	54	Titanium	NA	Good result from the patient	0
11	Mandlik et al. 2015	25	59,1+/-10,6 (39-78)	PMMA	80,4+/-13 (61-108)	Questionnaire and CT Scan, good results	2 (1 seroma and 1 wound dehiscence)

Yr : Year; SD : Standard Deviation; Mo : Month; NA : Not Available;
PMMA : PolyMethylMethAcrylate

Table 2. Study design and level of evidence

Nb	Study	Nb of patients	Study design	Level of evidence
1	Falconer et al. 1991	2	Retrospective case series	IV
2	Lacey et al. 1993	4	Retrospective case series	IV
3	Cheung et al. 1994	34	Retrospective case series	IV
4	Worley et al. 1994	1	Case report	IV
5	Wright et al. 2005	41	Retrospective case series	IV
6	Rapidis et al. 2006	21	Retrospective case series	IV
7	Atherton et al. 2010	10 (but 13 temporal defect)	Retrospective case series	IV
8	Baj et al. 2009	12	Retrospective case series	IV
9	Cervelli et al. 2013	45	Prospective case series	III
10	Hatamleh et al. 2013	1	Case report	IV
11	Mandlik et al. 2015	25	Prospective case series	IV

Study design and level of evidence based on Oxford Center for Evidence-Based Medicine 2011 guidelines (Howick J, Chalmers I, Glasziou P, et al. *The Oxford 2011 Levels of Evidence*, Oxford Center for Evidence-Based Medicine, Available at: <http://www.cebm.net/index.aspx?o=5653>. Accessed September 21, 2014).

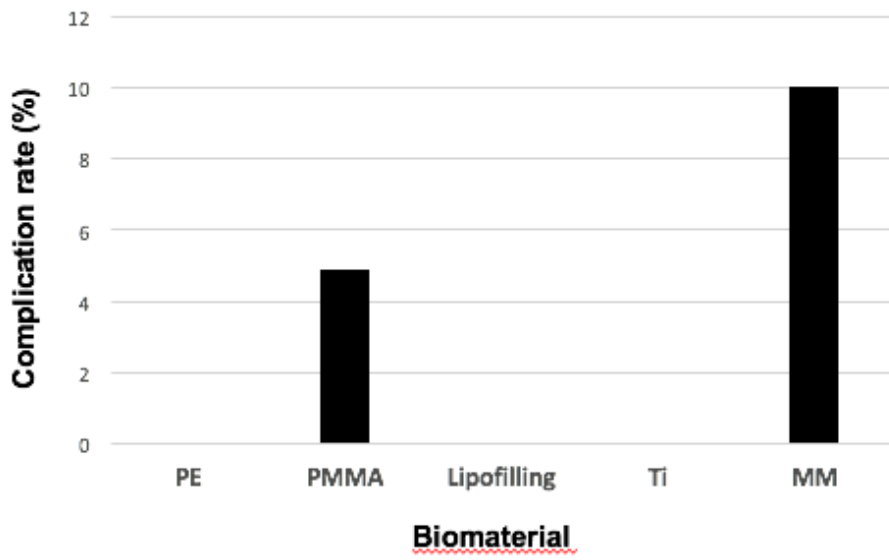


Figure 2. Complication rate of different biomaterial.

Case Report

Use of Permacol™ for restoration of depression after temporal muscle flap: a case report

LALOZE J. MD, BRIE J. MD, CHAPUT B. MD, PhD, USSEGLIO J. MD

- 1) Department of maxillo-facial, reconstructive surgery and stomatology, Dupuytren University Hospital, 2, avenue Martin Luther King, 87042 LIMOGES, Cedex, France
- 2) Department of plastic, reconstructive and aesthetic surgery, Rangueil University Hospital, Plastic and Reconstructive Surgery Department, 1, avenue Jean Poulhès, Toulouse, FR 31059
- 3) STROMALab, Toulouse University, EFS, ENVT, INSERM U1031

Summary

Background

The use of the temporal muscle has remained an essential tool in maxillofacial reconstruction for more than a century. Despite many technical advances, depression in the temporal fossa after its use is constant. There are several ways to fill this defect without real proven efficiency. Biomaterials are currently the most used and studied alternative (such as polymethylmethacrylate (PMMA) or polyesthylene (PE)). Here is the first case report of temporal depression filling with a porcine dermal matrix (Permacol™).

Case report

A 58-year-old woman received a pure temporalis muscle flap in immediate reconstruction after limited maxillectomy for squamous cell carcinoma of the upper vestibular mucosa. A custom-shaped Permacol™ sheet using a PMMA spacer was used to fill the resulting depression at the temporal fossa. The immediate outcome remained very simple, without any complications. The surgeon and the patient are satisfied with the cosmetic result.

Conclusion

Permacol™ remains a safe and effective tool to fill defects after temporalis muscle flap and is an excellent alternative to other biomaterials currently on the market.

Conflicts of interest

There is no conflict of interest.

Introduction

Temporalis muscle flap has been successfully used as a pedicled flap in craniofacial surgery for over a century (1, 2). Its ability to cover wide congenital, traumatic or surgical defects of the face and facial skeleton has been proven in a vast number of studies (3-7). The temporalis muscle is generally used pediculated (8), and mainly to fill cavities located in a radius of about 8 cm from the coronoid process (1): exerted orbit (passing through the outer orbital wall) (9-11), filling of the cheek or upper maxilla (orbit floor, nasal fossa, corresponding half-palate (2, 5, 6)). It is also used to treat temporomandibular ankylosis (12, 13). Finally, it can serve as a cover, when grafted. Other applications are possible in facial paralysis, where parts of the temporal muscle can be transferred with the intention of reanimating the mouth-corner or palpebral occlusion. This technique is called lengthening temporalis myoplasty.

Temporal depression after temporalis muscle flap (TMF) is a well-known defect. It is defined by a concavity in the soft tissue contour of the temporal region and associated with the marked outline of the lateral orbital rim and zygomatic arch. It has not been mentioned by most authors, dismissed as minimal by Koranda *et al.* (1987) (2) and described as being smoothed out by scarring after several months by Huttenbrink (1989) (14). For several years, no surgical procedures were developed to repair this defect; instead, it was camouflaged via hair styling, which was obviously a problem in bald men. Habel and Hensher (1986) (3) recognized the problem and suggested using harvesting the posterior part of the muscle when possible, to reduce the cosmetic defect. However, Tan *et al.* showed that the remaining anterior part was not sufficient to fill in the depression (15). Bradley *et al.* (1988)

suggested two solutions. The first was to avoid replacing the resected arch so that the change in contour was less abrupt, and the second was to use a free fat graft from the buttock. Other authors also described the transfer of the buccal fat pad, bone grafts as well as other autologous materials (16, 17). Over time or after radiation, these materials tend to be reabsorbed, with poor cosmetic results long term.

The lack of results has led more and more authors to use biomaterials. It is a material designed to interact with biological systems, whether it contributes to the constitution of a diagnostic device, or to that of a tissue or organ substitute, or to that of a functional assistive device (Chester Conference, United Kingdom, 1986 and 1991). The most suitable biomaterial must be biocompatible, tissue-friendly, stable, easily malleable, custom-made and radiation-friendly.

Porous high-density polyethylene implants or cold-cure methylmethacrylate prosthetics are the most commonly used substances in such reconstructions for now (18, 19). Some studies have confirmed the safety and clinical efficiency of these materials in the restoration of the temporal defects.

Other materials or techniques exist in this indication like Titanium implants (20), Mersilene mesh (21) or autologous fat transplantation (22).

We offer through this case report the first case of reconstruction of the depression after temporalis muscle flap thanks to a porcine collagen matrix: the Permacol™.

Case report

A 58-year-old patient presented to the maxillo-facial surgery consultation, referred by her general practitioner for lesions in the right vestibular mucosa. The patient is neither smokes nor drinks alcohol. Its medical history includes bilateral varicose veins, treated thyroiditis, minor treated depressive syndrome, a knee arthroscopy and an appendectomy.

On clinical examination, the patient showed a solid tumor, bleeding on contact, ulcerated, with an about 3cm-long induration. No other suspicious or pre-cancerous lesions were present at the endobuccal level. No lymphadenopathy was palpated. Two biopsies

were then performed. These found a moderately differentiated keratinizing epidermoid carcinoma developed on dysplasia.

On the extension assessment, the cervicofacial and thoracoabdominopelvic scan found no lymph nodes or metastatic lesions. However, the facial MRI found a ganglionic formation in the ipsilateral infra-centimetric A1 zone, with a necrotic appearance that made it suspect. The check-up also included a dental panoramic, a dental consultation and a panendoscopy of the upper aerodigestive tract, which were all normal.

With regard to all these elements, multidisciplinary consultation meeting recommended surgical treatment. She thus underwent a limited right maxillectomy (Brown type IIb) (Figure 1), associated with a modified radical homolateral cervical dissection and immediate reconstruction by a pure muscular temporalis flap. The patient had given her prior written informed consent.

Excision of the tumor and cervical dissection were done according to the main surgical principles. Safety margins of 1 cm all around the tumor were taken and an extemporaneous examination of several cuts in healthy margin did not find any residual tumor infiltration. The piece was sent oriented in definitive histological analysis.

The reconstruction of the endobuccal excision cavity was based on a pure muscular flap of ipsilateral temporalis muscle pedicled on its deep vascularization. The latter was completely detached from the zygomatic arch and the temporal bone in order to be turned around its insertion on the mandibular coronary (pivot point) following the slide of the maxilla-malary hanger behind the outer orbital rim. We cautiously respected the temporal aponeurosis (or deep fascia temporalis) (Figure 2).

Once the temporalis muscle conformed and sutured in the mouth, we wanted to reconstruct at the same time the depression of the temporal site. To do so, a preliminary spacer with PMMA cement was placed at the former site of the temporalis muscle. This spacer made it possible to shape a custom Permacol™ plate. The Permacol™ was then cut into several pieces using a pair of Mayo scissors. The desired thickness was achieved by stacking several pieces. This association is then maintained using Vicryl 2.0 frame stitches (Figure 3). The custom-shaped Permacol™ was then inserted to fill the depression, and maintained by re-suturing on it the temporal aponeurosis that we took care to preserve (Figure 4).

The intervention lasted a total of 350 minutes. Harvest and transfer of the muscular flap lasted 75 min, and conformation of PMMA and Permacol™ about 35 min.

The patient received antibiotic treatment for about 10 days. The post-operative hospitalization remained simple. No complications were identified during follow-up. The patient was seen in consultation four months after intervention. The depression was unapparent (Figure 5). The patient and the surgeon are satisfied with the result.

Discussion

In this case, according to the 2010 recommendations of Brown et al (23), for a type 1b maxillectomy, temporalis muscle flap was the most relevant choice to fill the loss of substance.

This flap remains an essential tool in the surgical arsenal of the maxillofacial reconstructive surgeon, despite the inevitable depression in the temporal fossa.

For several decades now, there has been an increasing interest in the filling of this depression, particularly with different biomaterials. However, none has yet made clear its superiority over the other.

It is with this in mind that we wanted to present this case report where a dermal matrix of porcine collagen or Permacol™ was used as filling biomaterial. In our knowledge, this is the first clinical case of TMF donor site filling with Permacol™.

Permacol™ is a new xenotransplant released in 1988 in Europe for implantation in humans (24), and in 2000 in the USA (25).

It is an acellular biomaterial made from porcine dermal collagen. It is commercialized under different names such as Pelvicol™, Collagen™ and Enduragen™ (26). It undergoes trypsinization, solvent extraction, gamma irradiation, and isocyanate cross-linking during its manufacturing process. It is marketed as 0.75mm-sheets, kept in a sterile saline solution. All epithelial cells, such as sebaceous glands and hair follicles and sweat glands are removed and the trypsinization process destroys all dermal fibroblasts (27). Permacol™, nevertheless, still contains elastic fibers and therefore mimics the human skin matrix (28).

Permacol™ is a flat, sterile, off-white, moist, stiff but soft sheet of acellular and crosslinked porcine collagen that is biocompatible and non-allergic. It allows the development of cells, which allows infiltration of fibroblasts and supports tissue

revascularization like a third-generation biomaterial. It then becomes fully integrated into the surrounding tissues, in which it maintains its shape and strength, and provides support and a natural contour to the overlying skin. It is also resistant to collagen degradation enzymes that are responsible for the resorption of collagenic implants. These features make it easy to use, durable and always flexible. Easily available in the operating room, it can be cut with a scalpel or scissors and sutured when necessary. This allows the surgeon to model it accurately and quickly (29).

Porcine collagen is the simplest and most common biological filling material (30). It appears as the ideal material but allergic reactions in 3% of cases. The greater risk of infection than autologous tissue (143) and rapid resorption are the main disadvantages (31, 32).

Conclusion

Permacol™ seems to be a safe and effective means of filling defects such as those witnessed after temporalis muscle flaps and is an excellent alternative to other biomaterials currently on the market. Nonetheless, only comparative and randomized studies will affirm the efficacy of Permacol™.

Références

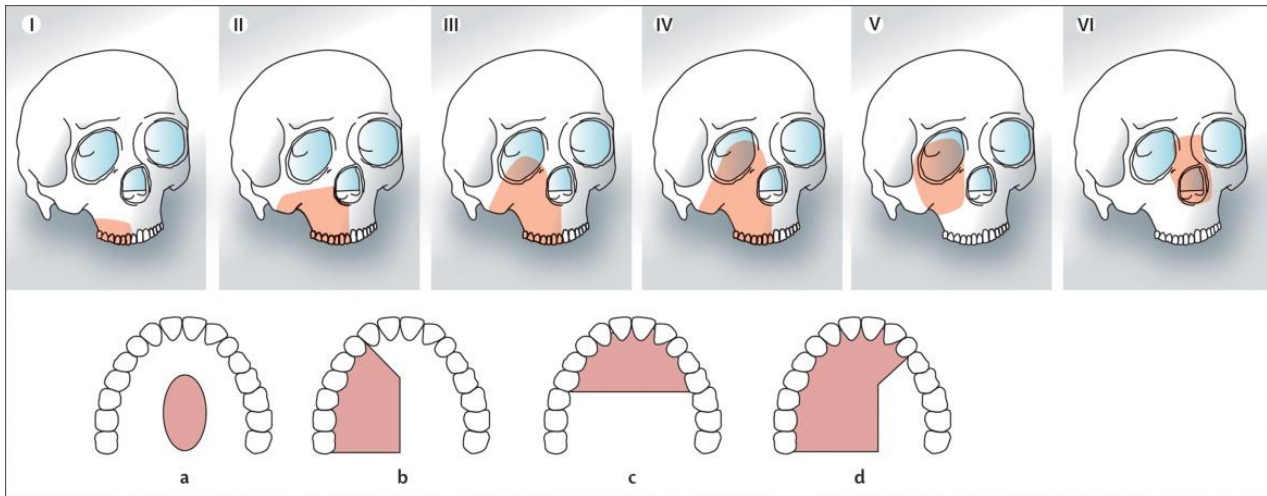
1. Shagets FW, Panje WR, Shore JW. Use of temporalis muscle flaps in complicated defects of the head and face. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg.* janv 1986;112(1):60-5.
2. Koranda FC, McMahon MF, Jernstrom VR. The temporalis muscle flap for intraoral reconstruction. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg.* juill 1987;113(7):740-3.
3. Habel G, Hensher R. The versatility of the temporalis muscle flap in reconstructive surgery. *Br J Oral Maxillofac Surg.* avr 1986;24(2):96-101.
4. Colmenero C, Martorell V, Colmenero B, Sierra I. Temporalis myofascial flap for maxillofacial reconstruction. *J Oral Maxillofac Surg Off J Am Assoc Oral Maxillofac Surg.* oct 1991;49(10):1067-73.
5. Demas PN, Sotereanos GC. Transmaxillary temporalis transfer for reconstruction of a large palatal defect: report of a case. *J Oral Maxillofac Surg Off J Am Assoc Oral Maxillofac Surg.* févr 1989;47(2):197-202.
6. van der Wal KG, Mulder JW. The temporal muscle flap for closure of large palatal defects in CLP patients. *Int J Oral Maxillofac Surg.* févr 1992;21(1):3-5.
7. Bradley P, Brockbank J. The temporalis muscle flap in oral reconstruction. A cadaveric, animal and clinical study. *J Maxillofac Surg.* août 1981;9(3):139-45.
8. Spanio di Spilimbergo S, Nordera P, Mardini S, Castiglione G, Chim H, Pinna V, *et al.* Pedicled Temporalis Muscle Flap for Craniofacial Reconstruction: A 35-Year Clinical Experience with 366 Flaps. *Plast Reconstr Surg.* févr 2017;139(2):468e-476e.
9. Adenis J. Pathologie orbito-palpébrale. MASSON. PARIS; 1998. 830p p.
10. Gola R, Laurent-Fyon C, Waller PY. [Repair of orbital exenteration cavities]. *Ann Chir Plast Esthet.* 1989;34(4):353-65.

11. Menon NG, Girotto JA, Goldberg NH, Silverman RP. Orbital reconstruction after exenteration: use of a transorbital temporal muscle flap. *Ann Plast Surg.* janv 2003;50(1):38-42.
12. Su-Gwan K. Treatment of temporomandibular joint ankylosis with temporalis muscle and fascia flap. *Int J Oral Maxillofac Surg.* juin 2001;30(3):189-93.
13. Majumdar A, Bainton R. Suture of temporalis fascia and muscle flaps in temporomandibular joint surgery. *Br J Oral Maxillofac Surg.* août 2004;42(4):357-9.
14. Huttenbrink KB. Reconstruction of extensive oropharyngeal defects with the temporalis muscle flap: Our 4-year experience in 26 cases [DER TEMPORALIS-MUSKEL-FASZIENLAPPEN ALS DEFECTDECKUNG IM OROPHARYNX. 4JAHRIGER ERFAHRUNGSBERICHT MIT 26 FALLEN]. *Laryngorhinootologie.* 1989;68(5):272-7.
15. Tan O, Atik B, Ergen D. Temporal flap variations for craniofacial reconstruction. *Plast Reconstr Surg.* juin 2007;119(7):152e-63e.
16. Costantino PD, Friedman CD, Lane A. Synthetic biomaterials in facial plastic and reconstructive surgery. *Facial Plast Surg FPS.* janv 1993;9(1):1-15.
17. Bose S, Roy M, Bandyopadhyay A. Recent advances in bone tissue engineering scaffolds. *Trends Biotechnol.* oct 2012;30(10):546-54.
18. Mandlik D, Gupta K, Patel D, Patel P, Toprani R, Patel K. Use of Polymethyl Methacrylate-Based Cement for Cosmetic Correction of Donor-Site Defect following Transposition of Temporalis Myofascial Flap and Evaluation of Results after Adjuvant Radiotherapy. *J Reconstr Microsurg.* nov 2015;31(9):668-73.
19. Baj A, Spotti S, Marelli S, Beltramini GA, Gianni AB. Use of porous polyethylene for correcting defects of temporal region following transposition of temporalis myofascial flap. *Acta Otorhinolaryngol Ital Organo Uff Della Soc Ital Otorinolaringol E Chir Cerv-facc.* oct 2009;29(5):265-9.

20. Hatamleh MM, Watson J, Richmond A, Srinivasan D. A novel approach to immediate restoration of the cosmetic deformity after regional temporalis flap reconstruction of a maxillary defect: a case report. *J Craniofac Surg.* nov 2013;24(6):2186-9.
21. Atherton DD, Joshi N, Kirkpatrick N. Augmentation of temporal fossa hollowing with Mersilene mesh. *J Plast Reconstr Aesthet Surg.* 1 janv 2010;63:1629-34.
22. Cervelli D, Gasparini G, Grussu F, Moro A, Matteo Marianetti T, Foresta E, *et al.* Autologous fat transplantation for the temporalis muscle flap donor site: our experience with 45 cases. *Head Neck.* sept 2014;36(9):1296-304.
23. Brown JS, Shaw RJ. Reconstruction of the maxilla and midface: introducing a new classification. *Lancet Oncol.* oct 2010;11(10):1001-8.
24. Harper C. Permacol™
™: clinical experience with a new biomaterial. *Hosp Med Lond Engl* 1998. févr 2001;62(2):90-5.
25. Hunter B, Hopkins C, Tharavaj S, Roberts D. Permacol™
™ in augmentation rhinoplasty. *Clin Otolaryngol Off J ENT-UK Off J Neth Soc Oto-Rhino-Laryngol Cervico-Facial Surg.* août 2010;35(4):340-1.
26. Peter NM, Kumar B. Permacol™
™ in eyelid reconstruction -- a novel use. *Orbit Amst Neth.* févr 2013;32(1):57-9.
27. Ramsden AJ, Allen V, O'Donoghue JM. Anterior rectus sheath repair with porcine collagen (Permacol™
™) in patients undergoing breast reconstruction with free abdominal flaps. *J Plast Reconstr Aesthetic Surg JPRAS.* juin 2009;62(6):e170-171.
28. Saray A. Porcine dermal collagen (Permacol™
™) for facial contour augmentation: preliminary report. *Aesthetic Plast Surg.* oct 2003;27(5):368-75.

29. Papadogeorgakis N, Petsinis V, Christopoulos P, Mavrovouniotis N, Alexandridis C. Use of a porcine dermal collagen graft (Permacol™) in parotid surgery. *Br J Oral Maxillofac Surg.* juill 2009;47(5):378-81.
30. McCord C, Nahai FR, Codner MA, Nahai F, Hester TR. Use of porcine acellular dermal matrix (Enduragen) grafts in eyelids: a review of 69 patients and 129 eyelids. *Plast Reconstr Surg.* oct 2008;122(4):1206-13.
31. Sclafani AP, Romo T, Parker A, McCormick SA, Cocker R, Jacono A. Homologous collagen dispersion (dermalogen) as a dermal filler: persistence and histology compared with bovine collagen. *Ann Plast Surg.* août 2002;49(2):181-8.
32. Sclafani AP, Romo T. Biology and chemistry of facial implants. *Facial Plast Surg FPS.* 2000;16(1):3-6.

Figures



Class or Letter	Defect
Vertical Component	
Class	
1	Maxillectomy not causing an oronasal fistula
2	Not involving the orbit
3	Involving the orbital adnexae with orbital retention
4	With orbital enucleation or exenteration
5	Orbitomaxillary defect
6	Nasomaxillary defect
Horizontal Component	
Letter	
a	Palatal defect only, not dental alveolus
b	Less than or equal to 1/2 of the bilateral or transverse anterior
c	Less than or equal to 1/2 of the unilateral
d	Greater than 1/2 of the maxillectomy

^aAdapted from Brown et al.¹²

Type 1	Limited maxillectomy, palate is not involved
Type 2	Subtotal maxillectomy, preservation of orbital floor
Type 3	
a	Total maxillectomy with orbital preservation
b	Total maxillectomy with orbital exenteration
Type 4	Orbitomaxillectomy, palate is preserved

Figure 1. Classification of vertical and horizontal maxillectomy and midface defect (Brown *et al.*)

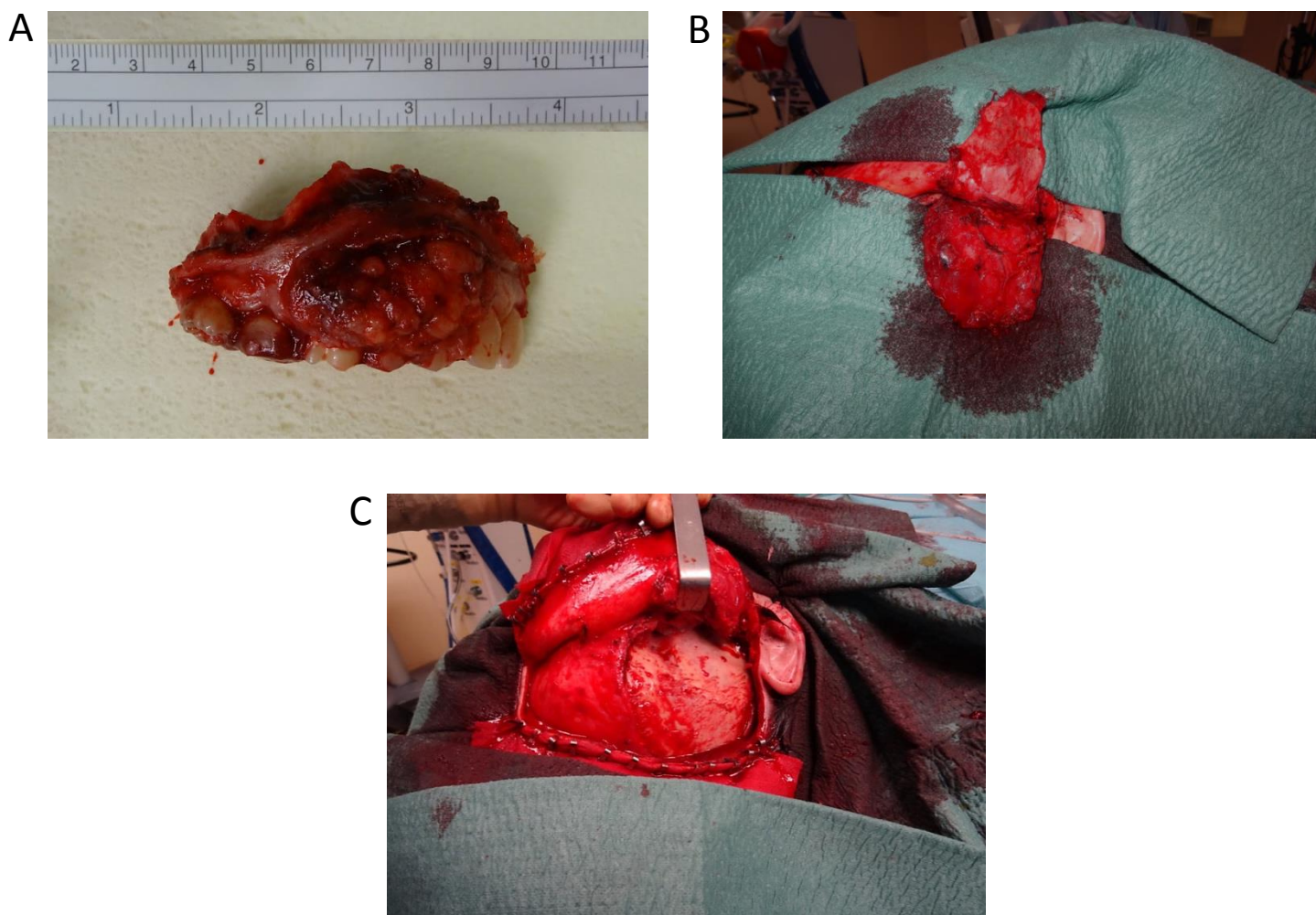


Figure 2. Excision piece and temporal muscle flap

- A. Tumor lesion with limited maxillectomy type II of Brown
- B. Temporal muscle flap ; 1 : superficial aponeurosis of the temporalis muscle flap reclined and conserved ; 2 : temporalis muscle
- C. Depression secondary to flap mobilization

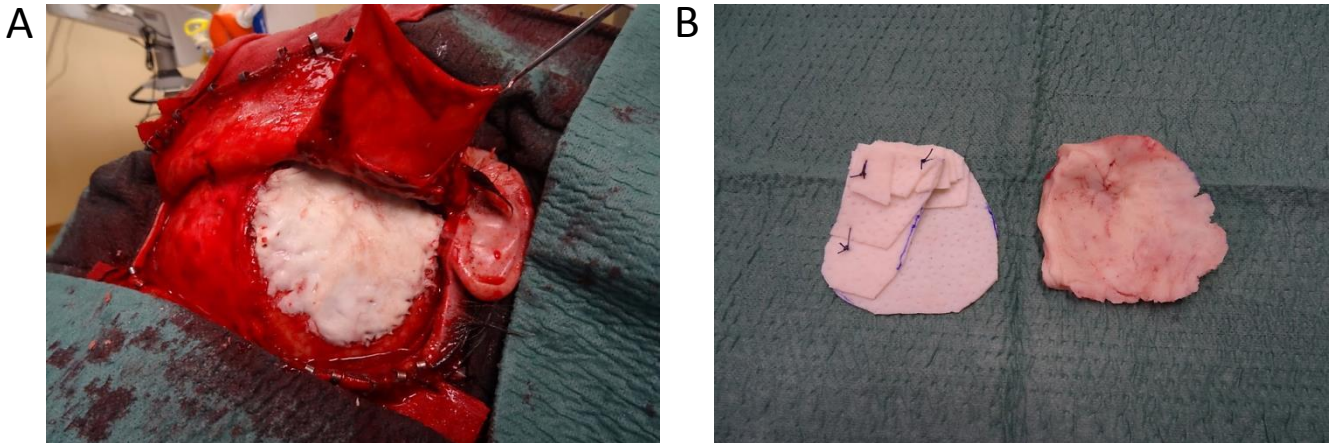


Figure 3. Biomaterials conformation

- A. Placing the PMMA cement at the depression level
- B. Conformation of the Permacol™ sheet using the PMMA model

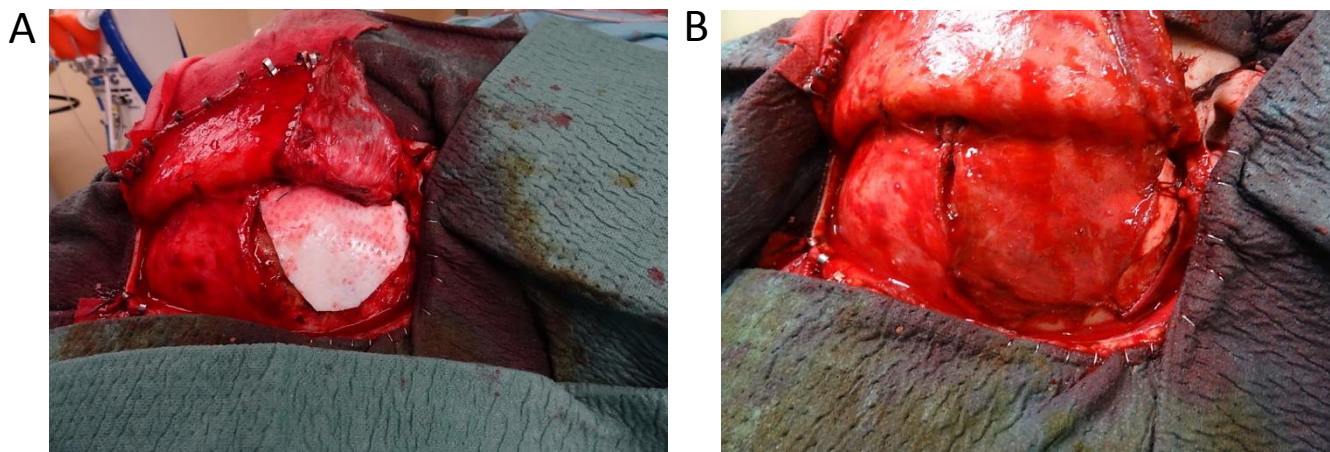


Figure 4. Placing Permacol™ at temporal depression

A. Permacol™ in place

B. Suture of the superficial temporal aponeurosis to cover the Permacol™



Figure 5. Patient with a follow-up of 4 months

A. Frontal view

B. Lateral view

	I	II	III	IV	V	VI
Obturation	+	+	-	-	-	-
Local pedicled flaps						
Temporoparietal, temporalis	+	+(b)	-	-	-	-
Soft-tissue free flaps						
Radial, anterolateral thigh	+	+(a,b)	-	-	+	-
Rectus abdominus, latissimus dorsi	-	-	-	+	-	-
Hard-tissue or composite flaps						
Radial	+	+(b,c)	-	-	+	+
Fibula	-	+	-	-	-	-
DCIA/internal oblique	-	+	+	+	-	-
Scapula	-	+	+	+	-	-
TDAA (with scapula tip)	-	+	+	+	+	+

Letters (a,b,c) refer to the horizontal classification (figure 1). +=recommended. -=not recommended. DCIA=deep circumflex iliac artery (supplies the iliac crest). TDAA=thoracodorsal angular artery (supplies the scapula tip).

Figure 5 : Recommended method of reconstruction, according to classification of midface and maxillary defect (Brown and al.)

Discussion

L'utilisation d'un lambeau de muscle temporal, essentiellement pour la reconstruction maxillo-faciale, est très largement répandue dans la communauté des chirurgiens de la face. En effet, comme nous venons de le voir, il possède de nombreuses indications, est facile d'utilisation, a un rayon d'action satisfaisant et laisse peu de morbidité au niveau du site donneur. Sa principale complication est la dépression quasi constante au niveau du site donneur. Les autres muscles masticateurs prenant le relais, elle n'entraîne aucune conséquence fonctionnelle. La problématique est plutôt d'ordre esthétique.

Depuis plusieurs décennies, de nombreuses méthodes ont tenté de corriger ce défaut avec des résultats très variables et le plus souvent non complètement satisfaisants. Les progrès rapides de la recherche dans le domaine des biomatériaux (BM) ont permis leur utilisation de plus en plus large dans cette indication.

Le but premier de ce travail était de recenser les principaux BM utilisés afin d'améliorer et mettre à jour nos connaissances sur ce point. Pour cela, nous avons réalisé une revue de la littérature de l'ensemble des articles traitant de la reconstruction de ce site donneur avec un BM. Puis nous avons comparé ces données bibliographiques aux procédures employées dans le service de chirurgie maxillo-faciale du CHU de LIMOGES.

11 articles ont été recensés dans la revue systématique de la littérature. Au final, 5 BM différents étaient publiés. Le PE et le PMMA étaient les 2 BM les plus souvent étudiés, à travers 4 articles chacun. Ensuite viennent le lipofilling, le Titane, et les filets en Mersilène (1 article chacun).

Cette revue a permis de préciser plusieurs points essentiels.

Concernant le critère principal de jugement, à savoir la satisfaction des patients et des praticiens (il s'agit en effet de corriger un défaut esthétique), tous les BM étaient équivalents. La satisfaction était plutôt bonne dans l'ensemble des articles. Cependant, cette dernière était le plus souvent jugée de manière très subjective sans véritable échelle validée. Seul Mandlik et al. (69) a associé dans son article sur le PMMA un questionnaire de satisfaction validé et une étude imagerie quantitative de l'efficacité du comblement.

La sécurité et l'innocuité de l'emploi de ces BM est un autre critère essentiel à comparer. Toutes procédures de chirurgie « esthétique » doivent en effet être sans aucun risque. Sur les 196 patients de la revue, seulement 6 complications ont eu lieu soit 3.06%. Le PMMA paraît être le moins fiable de ce point de vue car 5 des 6 complications ont eu lieu avec son utilisation soit un taux de complication de 4.9% (des patients PMMA). De même la méthode des filets en Mersilène avec la dernière complication, ne paraît pas très intéressante avec un taux de complications de 10% (1 sur 10 patients MM). A l'inverse, le PE (38 patients), le Titane (1 patient) et le lipofilling (45 patients) paraissent plus sûrs (aucune complication avec ces trois BM). Aucune conclusion ne doit cependant être tirée sur le Titane car il s'agissait d'un case report. Ainsi du point de vue de la sécurité, le PE et le lipofilling seraient les plus intéressants.

Il existe néanmoins quelques limites dans cette revue. Elle manque de puissance du fait du peu d'articles publiés, du faible niveau de preuve de chacun d'eux, et du petit nombre de patients recensés. Les articles inclus ne possèdent, pour la plupart, aucune donnée chiffrée sur les principaux critères de jugement. Il était donc impossible de réaliser une méta-analyse et donc de tirer la moindre conclusion significative.

Il sera ainsi indispensable dans l'avenir de réaliser des études de plus forte puissance, randomisées et comparatives si possible pour conclure efficacement sur le sujet qui nous intéresse.

Le service de chirurgie maxillo-faciale du CHU de LIMOGES est fréquemment confronté à cette problématique de reconstruire le site donneur d'un lambeau musculaire de temporal.

La technique utilisée dans le service est l'utilisation de Permacol™. Pourquoi choisir ce BM ?

La dépression que l'on souhaite corriger correspond à un manque de tissu conjonctif, donc la meilleure solution est d'apporter un BM comparable en termes de structure et de fonction. La protéine la plus commune dans le corps humain (25%) et qui participe essentiellement à l'architecture des tissus conjonctifs, est le collagène (173). C'est une des biomolécules de la matrice extra-cellulaire (MEC) la plus étudiée. Ces principaux avantages sont d'être biodégradable sous l'action des collagénases présentes dans le corps humain, biocompatible, facilement accessible et très polyvalent (174). Les sources de collagène sont également très nombreuses (175,176). Les BM à base de collagène sont largement utilisés

dans le domaine scientifique pour leur haute biocompatibilité et leur faible immunogénicité (174). Ils sont fréquemment employés en recherche fondamentale pour étudier la migration, la prolifération de cellules ou de molécules(177), mais aussi en ingénierie tissulaire comme scaffold dans de nombreuses applications (178).

Le Permacol™ correspond à une matrice dermique porcine décellularisée et cross-linkée. Cela en fait un BM naturel traité de type collagène (essentiellement du collagène fibrillaire). Son origine porcine le rend biofonctionnellement très intéressant car la peau du porc est la plus proche de l'être humain (179,180). Il existe également moins de réaction immunologique du fait de son origine. C'est un BM décellularisé (physiquement, chimiquement ou enzymatiquement), ce qui diminue l'immunogénicité (174). Le Permacol™ est donc un BM très bien toléré par le corps humain. Les feuilles de Permacol™ étant souples, il est plus facilement conformable au bloc opératoire que des BM de type métal ou certains polymères. Ceci est très important dans l'objectif de combler une dépression esthétique, qui doit être le plus sur mesure possible. Il possède également l'avantage d'être bioactif, c'est-à-dire qu'il favorise, du fait de sa structure, la néoformation d'un tissu conjonctif et une néovascularisation. En effet, il a été montré que la dégradation des protéines de collagène de type 1 et 3 induisait un chimiotactisme de fibroblastes humains (181). En liaison avec sa dégradation par les collagénases au fil du temps, le Permacol™ serait définitivement remplacé par un néo tissu fonctionnel (182). Au vu de tous ces avantages, il nous paraissait être un des choix les plus pertinents dans cette indication.

Malheureusement, il présente un certain nombre d'inconvénients. Aucune des méthodes de décellularisation ne peut produire une MEC complètement libre de résidus cellulaires (174). La dégradation du Permacol™ est limitée par différents procédés lors de la préparation du biomatériau comme les techniques de cross-linking (183,184) ou de modification structurale par des agents comme l'Epigallocatechin-3-gallate (EGCG) (185). Toutes ses techniques de stabilisation laissent en place des résidus toxiques dans le BM (186,187). Enfin, les BM de type collagène peuvent être altérés par les hautes températures lors de l'autoclavage. Pour pallier ce problème, d'autres techniques de stérilisation ont été utilisées (irradiation, photochimique, biologique), mais il n'a jamais été prouvé que ces techniques de stérilisation n'entraînaient pas de dégradation du BM (176,188,189).

Devant la multitude de techniques différentes présentes avec chacune des avantages et des inconvénients, nous devons nous poser la question du meilleur biomatériau pour

combler un défaut tissulaire tel qu'on le rencontre après ce prélèvement de lambeau musculaire. Au final nous nous rendons compte qu'il existe deux grandes voies pour reconstruire une telle perte de substance musculaire. Soit il s'agit de reconstruire ad intégrum le muscle manquant de façon à retrouver non seulement le volume mais aussi et surtout la fonction ; soit il s'agit de combler par du tissu de renfort dans l'optique de corriger uniquement les séquelles esthétiques.

Comme le disait déjà en son temps Gillies, « replace like to like » ce qui signifie qu'un tissu doit être remplacé par le même tissu (peau pour peau, muscle pour muscle, os pour os...) (190). Dans le cas d'un lambeau musculaire, il faudrait en théorie remplacer le muscle par un BM qui se transformerait au final en muscle fonctionnel à la fois vascularisé et innervé. A l'heure actuelle, la seule façon d'obtenir ce résultat est d'utiliser un lambeau musculaire autologue pédiculé ou libre ce qui dans notre cas du lambeau de muscle temporal ne reviendrait qu'à déplacer le problème. Il reste donc à inventer une nouvelle génération de BM biomimétique de troisième génération capable de se transformer à terme en muscle fonctionnel. Seuls les progrès de l'ingénierie tissulaire permettront peut-être un jour d'obtenir un tel résultat.

Le concept de génie tissulaire (tissue engineering) intègre l'ensemble des technologies utilisant des cellules vivantes ou des biomatériaux (synthétiques ou naturels) dans le but de reconstruire ou régénérer des tissus et organes humains, de remplacer un organe déficient ou de modifier des gènes de l'organisme. Elle repose sur trois piliers indissociables (de Langer et Vacanti (191)) : des cellules, un biomatériau servant de scaffold, des protéines (facteurs de croissance par exemple) (Figure 33).

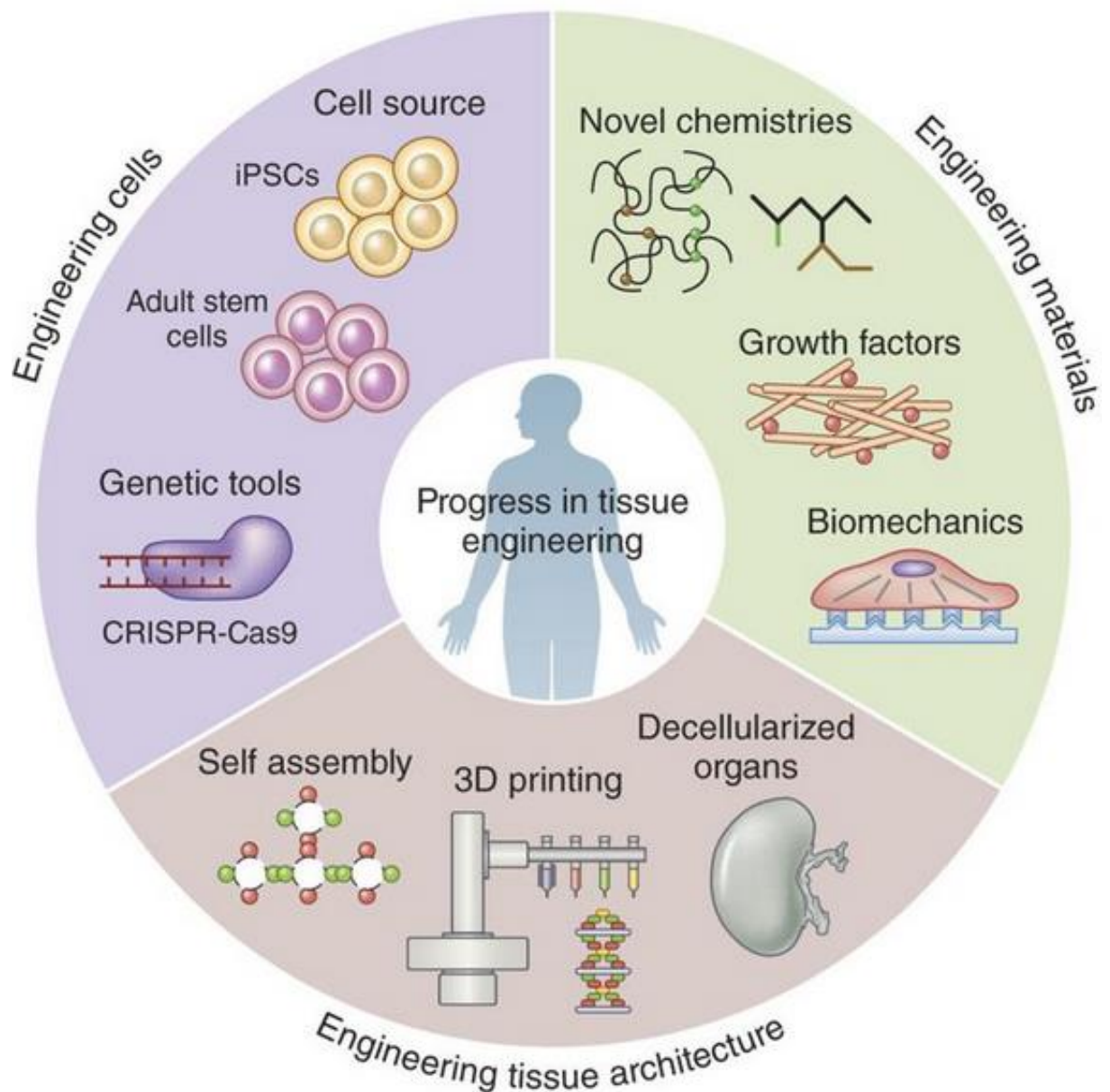


Figure 33 : Progrès de l'ingénierie tissulaire ces dernières décennies.

Plusieurs travaux de recherche récents ont porté sur le thème de la régénération musculaire (192–195). Il ressort de ces publications qu'il est primordial de connaître la physiologie et la biomécanique du muscle. Les muscles représentent environ 40-45% de la masse corporelle d'un adulte et sont un tissu dynamique responsable des mouvements volontaires, de la maintenance posturale et du support des tissus mous, grâce à la conversion d'une énergie chimique en force mécanique appliquée aux os via les tendons (196).

D'un point de vue microscopique, plusieurs cellules sont importantes pour générer un muscle fonctionnel : les cellules satellites, les cellules souches mésenchymateuses, les myoblastes, les myoprogéniteurs CD133+... Ces différentes cellules ne seraient rien sans une matrice extra-cellulaire. Celle du muscle est très complexe architecturalement. De plus le muscle possède une disposition de ses fibres particulières, une vascularisation propre, une innervation propre avec les jonctions neuro-musculaires... L'ingénierie tissulaire doit prendre en compte et combiner tous ces éléments pour arriver à reconstruire une perte de substance musculaire.

Deux approches s'opposent dans la régénération musculaire : une approche « in vitro » et une approche « in vivo ». L'ingénierie tissulaire « in vitro » consiste à recréer un muscle en laboratoire puis à le réimplanter dans le corps humain. Le BM est placé dans un bioréacteur avant son implantation pour le conditionner électriquement et mécaniquement afin de mimer au mieux le tissu désiré (197). L'approche « in vivo » permet d'éviter toutes les manipulations cellulaires ex vivo en implantant, directement dans le corps humain, des cellules fixées sur un scaffold. Le principal inconvénient est que les cellules sont plus vulnérables par manque d'oxygène. Une autre approche « in situ » possible est de fixer sur le scaffold uniquement des molécules inductrices qui vont guider la régénération tissulaire par leur action sur les cellules souches endogène est le système vasculaire (197). Dans cette dernière approche, c'est le corps humain qui sert de bioréacteur, et les cellules ne sont pas atteintes par l'hypoxie.

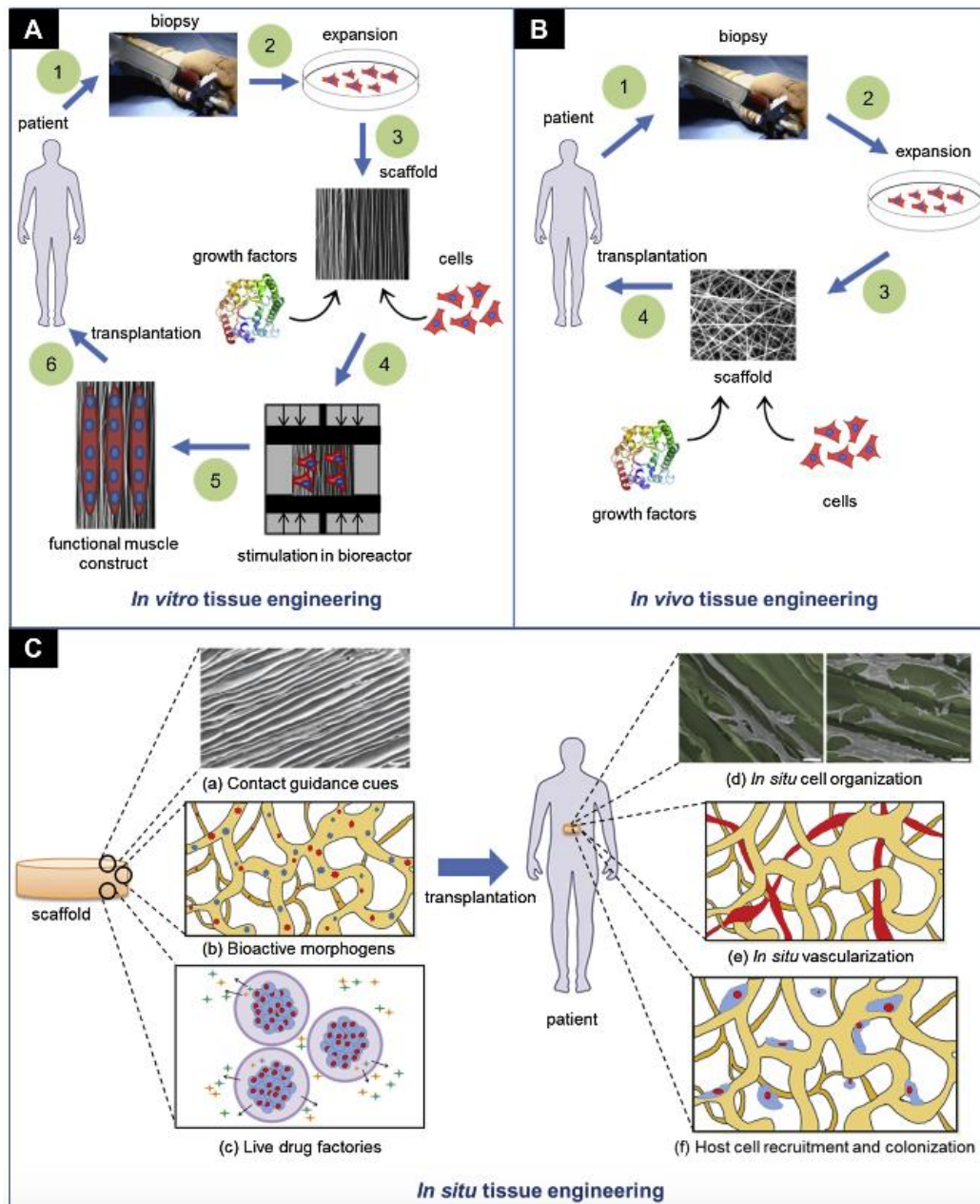


Figure 34 : Les trois principales approches utilisées pour l'ingénierie des tissus musculaires squelettiques (197)

A. L'ingénierie tissulaire « in vitro » implique le développement d'un tissu musculaire contractile en laboratoire. Cela se compose de fibres musculaires matures présentant des propriétés contractiles et pouvant être utilisées pour remplacer un tissu musculaire défectueux chez le patient.

B. L'ingénierie tissulaire « in vivo » implique la transplantation de diverses combinaisons de cellules, de facteurs de croissance et de scaffolds chez le patient. Cette combinaison fournit un environnement à partir duquel les cellules peuvent organiser le processus de régénération.

C. La régénération des muscles squelettiques « in situ » repose généralement sur des biomatériaux pouvant guider la régénération endogène. Ceci est réalisé en présentant des signaux qui stimulent le recrutement et l'organisation des cellules hôtes et assurent leur survie par revascularisation.

Quatre grands types de scaffold sont utilisés actuellement dans la reconstruction musculaire : les scaffolds préformés naturels (matrice de collagène), les scaffolds synthétiques sur mesure pouvant être obtenu par impression 3D, les hydrogels et les tissus musculaires décellularisés (MAS : muscle acellular scaffold).

L'avantage des scaffolds préformés naturels comme le Permacol™ sont leur biocompatibilité et leur bioactivité. Les principaux inconvénients sont la texture (trop dure) et la complexité de mise en forme.

L'avantage des scaffolds synthétiques est qu'ils permettent une fabrication sur mesure avec un strict contrôle sur les propriétés mécaniques, structurelles et physicochimiques. Les principaux utilisés sont les polyesters tel que le polyglycolic acid (PGA), le polylactico-glycolic acid (PLGA) (198), le polyurethane et les matériels elastomérique (polydimethylsiloxane ou PDMS) (199,200) et les copolymères poreux tel que le polyL-lactide-co-e-caprolactone (201).

Les hydrogels (également utilisés pour la délivrance de médicaments et la protection immunitaire) regroupent les alginates (202), l'acide hyaluronique (203), les gels de fibrine (204) et enfin les gels thermosensibles (205). Une idée intéressante sur les BM à base d'hydrogel est la possibilité d'implanter de manière non invasive le scaffold servant de support aux cellules et aux molécules, au niveau de la dépression, grâce à une seringue, sous anesthésie locale (195). Ce dernier se conformerait de manière autonome à la perte de substance. Cependant, dans notre indication, le BM est implanté au même moment que la réalisation du lambeau. Cela serait intéressant pour les patients légèrement réticents à la mise en place d'un corps étranger, ou peu soucieux de leur image ou encore si l'intervention chirurgicale devait s'avérer trop longue.

Les MAS représentent à bien des égards le candidat idéal pour des applications en bio-ingénierie musculaire. Ils sont composés de nombreuses molécules et cytokines qui régulent le comportement cellulaire. Ils peuvent conserver leur architecture et leur réseau vasculaire. Ils comportent des propriétés biomécaniques similaires aux tissus natifs (206). Leur limite est une morbidité des sites donneurs si un tissu autologue est utilisé et enfin une possible réaction immunologique si un tissu allogénique ou xénogénique est utilisé.

A partir de tous ces éléments, nous pouvons schématiser un cahier des charges pour le BM idéal (qui reste encore à inventer contrairement à la reconstruction osseuse) dans la reconstruction du site donneur après lambeau musculaire :

- Biocompatibilité (cf annexe) : biosécurité + biofonctionnalité
- Biomimétisme (cf annexe) <: propriétés biomécaniques et électriques
- Biodégradable de façon contrôlée
- Bio induction d'une nouvelle niche et ainsi d'un néo tissu de façon contrôlée
- Sur mesure
- Rapidement et facilement accessible
- Peu coûteux

L'extrême complexité d'un tel système à la fois sur le plan structurel et fonctionnel (interactions entre les différents éléments) n'a pas encore pu être reproduite avec fiabilité. Aucun protocole de régénération tissulaire par des techniques de bio-ingénierie n'est donc encore disponible actuellement.

Nous venons de voir quelle serait la stratégie idéale pour remplacer un muscle. Dans le cas du site donneur du lambeau de muscle temporal l'objectif est très différent. En effet, comme nous l'avons mentionné précédemment, l'utilisation du muscle temporal n'entraîne aucune séquelle fonctionnelle. Il s'agit uniquement de combler la dépression très inesthétique que laisse le prélèvement du muscle. Cela correspond donc à la deuxième voie de reconstruction musculaire qui consiste uniquement à retrouver un volume. Ainsi, nous devons regarder à travers la bibliographie et nos connaissances les différents BM utilisés pour combler une dépression à visée esthétique. Les plus employés sont les BM à base de collagène comme le Permacol™, les hydrogels comme l'acide hyaluronique, les polymères comme le silicone ou le PMMA et les BM naturels comme le lipofilling.

Comme nous venons de le voir dans la revue systématique, le lipofilling est une méthode très intéressante car peu onéreuse, facile d'utilisation, avec peu de complication et donnant un résultat esthétique le plus souvent satisfaisant. Cependant cette technique présente un certain nombre de limites (Cf revue de la littérature). La plus importante à savoir la résorption du tissu graisseux implanté pourrait être amélioré en faisant appel à une technique innovante le Cell-Assisted lipotransfer (CAL) (207). Elle consiste à associer des cellules souches du tissu adipeux (ASC) au tissu transféré afin de favoriser la formation de néo-tissu adipeux. Dans une méta-analyse préalablement réalisée (208), nous avons démontré que le CAL était supérieur au lipofilling conventionnel en termes d'efficacité (taux de résorption et de satisfaction) et de sécurité (taux de complications), notamment au

niveau de la face. Une étude comparative entre CAL et lipofilling conventionnel pourrait être intéressante dans notre indication.

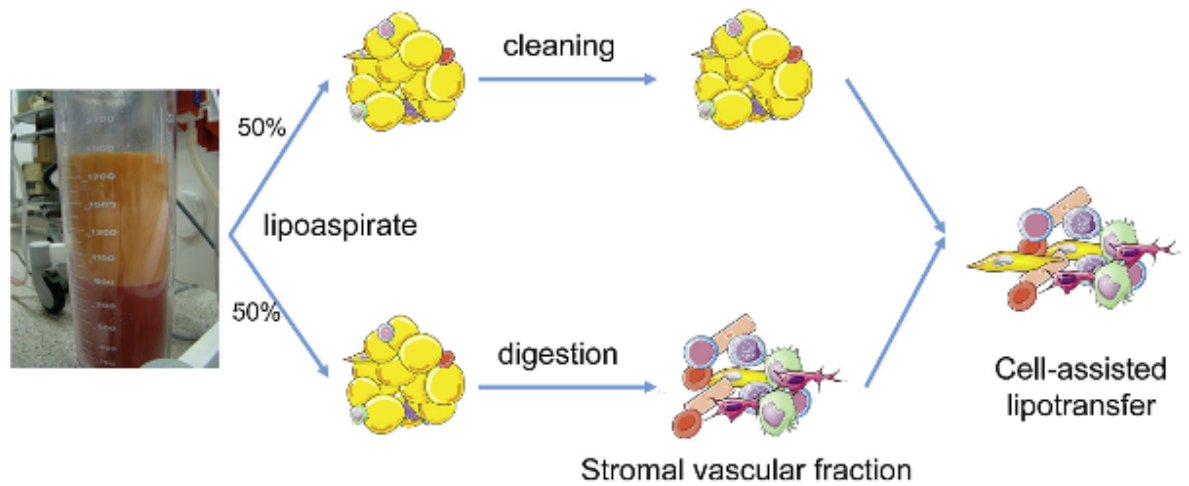


Figure 35 : Technique du cell-assisted lipotransfer

Le but ultime est de combler un défaut avec une technique peu compliquée, peu risquée, peu chère, et reproduisant au maximum le côté controlatéral (avec le même aspect, la même forme, la même consistance...), tout ceci afin que le patient soit le plus satisfait possible. Ainsi, sans reprendre les avantages et inconvénients des différentes techniques sus-citées, le lipofilling apparaît comme étant le meilleur choix dans notre indication, cependant des études comparatives futures seront indispensables pour démontrer ce choix.

Conclusion

Les différentes études menées dans ce travail nous ont amené à conduire une réflexion sur quel serait la meilleure méthode de comblement du site donneur de lambeau de muscle temporal. Il semblerait que le lipofilling demeure un choix très intéressant pour combler cette dépression d'ordre esthétique. Des études prospectives comparant le lipofilling avec d'autres BM, et utilisant des méthodes quantitatives et validées seront nécessaires pour corroborer notre hypothèse.

Références

1. COCHARD LR. Atlas d'embryologie humaine de Netter. MASSON; 2003. 263 p.
2. KAMINA pierre. Tête et cou tome 1 : muscles-vaisseaux-nerfs et viscères. MALOINE; 1996. 204 p.
3. LARSEN W. Embryologie humaine. 5ème. DeBoeck Supérieur; 2015.
4. Jones N. Les muscles manducateurs superficiels : masseter et temporal. Master 1 SBM (sciences biologiques et médicales); 2013.
5. LALOZE J. Etude de la vascularisation du muscle temporal et son utilisation en chirurgie plastique. Master 1 SVS (Sciences de la vie et de la santé); 2014.
6. Ricbourg B. Système artériel cervico-maxillo-facial. EMC (Elsevier Masson SAS) Stomatologie. 1997.
7. TESTUT L. Traité d'anatomie humaine, tome 1 : ostéologie-arthrologie-myologie. 4ème. OCTAVE ODIN; 1899.
8. Anatomie humaine, descriptive topographique et fonctionnelle, Tome 1 Tête et cou. 15ème. MASSON; 2002. 654 p.
9. Anatomie clinique, Tome 2 Tête-Cou-Dos. 3ème. MALOINE; 2009. 405 p.
10. Zwetyenga N, Lutz J-C, Vidal N, Martin D, Siberchicot F. [The pedicled superficial fascia temporalis flap]. Rev Stomatol Chir Maxillofac. 2007 Apr;108(2):120–7.
11. McGregor IA, Morgan G. Axial and random pattern flaps. Br J Plast Surg. 1973 Jul;26(3):202–13.
12. The groin flap - British Journal of Plastic Surgery [Internet]. [cited 2018 Aug 4]. Available from: [https://www.jprasurg.com/article/S0007-1226\(72\)80003-1/abstract](https://www.jprasurg.com/article/S0007-1226(72)80003-1/abstract)
13. Santoni-Rugiu P. A history of plastic surgery. BERLIN: Springer-Verlag; 2007. 395 p.
14. Salmon M. Artères de la peau. PARIS: MASSON; 1936. 170 p.
15. McDowell F. The source book of plastic surgery. Baltimore: The Williams and Wilkins Company; 1977. 509 p.
16. Koshima I, Soeda S. Inferior epigastric artery skin flaps without rectus abdominis muscle. Br J Plast Surg. 1989 Nov;42(6):645–8.
17. Kroll SS, Rosenfield L. Perforator-based flaps for low posterior midline defects. Plast Reconstr Surg. 1988 Apr;81(4):561–6.
18. Revol M. Manuel de chirurgie plastique, reconstructrice et esthétique. 2ème édition révisée et augmentée. Sauramps Médical; 2012. 882 p.
19. Taylor GI, Pan WR. Angiosomes of the leg: anatomic study and clinical implications. Plast Reconstr Surg. 1998 Sep;102(3):599–616; discussion 617-618.

20. Blondeel PN, Van Landuyt K, Hamdi M, Monstrey SJ. Perforator flap terminology: update 2002. *Clin Plast Surg.* 2003 Jul;30(3):343–6, v.
21. Blondeel PN, Van Landuyt KHI, Monstrey SJM, Hamdi M, Matton GE, Allen RJ, et al. The “Gent” consensus on perforator flap terminology: preliminary definitions. *Plast Reconstr Surg.* 2003 Oct;112(5):1378–83; quiz 1383, 1516; discussion 1384-1387.
22. Mathes SJ, Nahai F. Classification of the vascular anatomy of muscles: experimental and clinical correlation. *Plast Reconstr Surg.* 1981 Feb;67(2):177–87.
23. Servant J. Les lambeaux cutanés. In: *Techniques chirurgicales Chirurgie plastique.* PARIS: Elsevier Masson; 1990. p. 21. (Encycl Med Chir).
24. Veysiere A, Rod J, Leprovost N, Caillot A, Labbé D, Gerdom A, et al. Split temporalis muscle flap anatomy, vascularization and clinical applications. *Surg Radiol Anat SRA.* 2013 Sep;35(7):573–8.
25. Habel G, Hensher R. The versatility of the temporalis muscle flap in reconstructive surgery. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 1986 Apr;24(2):96–101.
26. Colmenero C, Martorell V, Colmenero B, Sierra I. Temporalis myofascial flap for maxillofacial reconstruction. *J Oral Maxillofac Surg Off J Am Assoc Oral Maxillofac Surg.* 1991 Oct;49(10):1067–73.
27. Shagets FW, Panje WR, Shore JW. Use of temporalis muscle flaps in complicated defects of the head and face. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg.* 1986 Jan;112(1):60–5.
28. Koranda FC, McMahan MF, Jernstrom VR. The temporalis muscle flap for intraoral reconstruction. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg.* 1987 Jul;113(7):740–3.
29. Demas PN, Sotereanos GC. Transmaxillary temporalis transfer for reconstruction of a large palatal defect: report of a case. *J Oral Maxillofac Surg Off J Am Assoc Oral Maxillofac Surg.* 1989 Feb;47(2):197–202.
30. van der Wal KG, Mulder JW. The temporal muscle flap for closure of large palatal defects in CLP patients. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1992 Feb;21(1):3–5.
31. Bradley P, Brockbank J. The temporalis muscle flap in oral reconstruction. A cadaveric, animal and clinical study. *J Maxillofac Surg.* 1981 Aug;9(3):139–45.
32. Spanio di Spilimbergo S, Nordera P, Mardini S, Castiglione G, Chim H, Pinna V, et al. Pedicled Temporalis Muscle Flap for Craniofacial Reconstruction: A 35-Year Clinical Experience with 366 Flaps. *Plast Reconstr Surg.* 2017 Feb;139(2):468e-476e.
33. Adenis J. *Pathologie orbito-palpébrale.* MASSON. PARIS; 1998. 830p p.
34. Gola R, Laurent-Fyon C, Waller PY. [Repair of orbital exenteration cavities]. *Ann Chir Plast Esthet.* 1989;34(4):353–65.
35. Menon NG, Giroto JA, Goldberg NH, Silverman RP. Orbital reconstruction after exenteration: use of a transorbital temporal muscle flap. *Ann Plast Surg.* 2003 Jan;50(1):38–42.
36. Su-Gwan K. Treatment of temporomandibular joint ankylosis with temporalis muscle and fascia flap. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2001 Jun;30(3):189–93.

37. Majumdar A, Bainton R. Suture of temporalis fascia and muscle flaps in temporomandibular joint surgery. *Br J Oral Maxillofac Surg*. 2004 Aug;42(4):357–9.
38. Labbé D. [Lengthening temporalis myoplasty V.2. and lip reanimation]. *Ann Chir Plast Esthet*. 2009 Dec;54(6):571–6.
39. Free gracilis muscle transplantation, with microvascular anastomoses for the treatment of facial paralysis. A preliminary report. - PubMed - NCBI [Internet]. [cited 2018 Mar 11]. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1250883>
40. Gillies H. Experiences with Fascia Lata Grafts in the Operative Treatment of Facial Paralysis: (Section of Otology and Section of Laryngology). *Proc R Soc Med*. 1934 Aug;27(10):1372–82.
41. McLaughlin CR. Surgical support in permanent facial paralysis. *Plast Reconstr Surg* 1946. 1953 Apr;11(4):302–14.
42. Labbé D. [Lengthening of temporalis myoplasty and reanimation of lips. Technical notes]. *Ann Chir Plast Esthet*. 1997 Feb;42(1):44–7.
43. Bénateau H, Alix T, Labbé D, Elissalde J-M, Salamé E. Anatomic study of the tendinous insertion lamina of the temporalis muscle. *Surg Radiol Anat SRA*. 2004 Aug;26(4):281–4.
44. Levin PS, Dutton JJ. A 20-year series of orbital exenteration. *Am J Ophthalmol*. 1991 Nov 15;112(5):496–501.
45. Costantino PD, Friedman CD, Lane A. Synthetic biomaterials in facial plastic and reconstructive surgery. *Facial Plast Surg FPS*. 1993 Jan;9(1):1–15.
46. Bose S, Roy M, Bandyopadhyay A. Recent advances in bone tissue engineering scaffolds. *Trends Biotechnol*. 2012 Oct;30(10):546–54.
47. Agner C, Dujovny M, Evenhouse R, Charbel FT, Sadler L. Stereolithography for posterior fossa cranioplasty. *Skull Base Surg*. 1998;8(2):81–6.
48. Williams DF. On the mechanisms of biocompatibility. *Biomaterials*. 2008 Jul;29(20):2941–53.
49. Murphy CM, Haugh MG, O'Brien FJ. The effect of mean pore size on cell attachment, proliferation and migration in collagen-glycosaminoglycan scaffolds for bone tissue engineering. *Biomaterials*. 2010 Jan;31(3):461–6.
50. Woodard JR, Hildore AJ, Lan SK, Park CJ, Morgan AW, Eurell JAC, et al. The mechanical properties and osteoconductivity of hydroxyapatite bone scaffolds with multi-scale porosity. *Biomaterials*. 2007 Jan;28(1):45–54.
51. Olszta MJ, Cheng X, Jee SS, Kumar R, Kim Y-Y, Kaufman MJ, et al. Bone structure and formation: A new perspective. *Mater Sci Eng R Rep*. 2007 Nov 28;58(3):77–116.
52. Rouwkema J, Rivron NC, van Blitterswijk CA. Vascularization in tissue engineering. *Trends Biotechnol*. 2008 Aug;26(8):434–41.
53. Chiu D. Repair and grafting of dermis, fat, and fascia. *Plastic Surgery*. 1990;508–26.

54. Tadros M, Costantino PD. Advances in cranioplasty: a simplified algorithm to guide cranial reconstruction of acquired defects. *Facial Plast Surg FPS*. 2008 Jan;24(1):135–45.
55. Zimmermann G, Moghaddam A. Allograft bone matrix versus synthetic bone graft substitutes. *Injury*. 2011 Sep;42 Suppl 2:S16-21.
56. Hancock DO. THE FATE OF REPLACED BONE FLAPS. *J Neurosurg*. 1963 Nov;20:983–4.
57. Tessier P. Autogenous bone grafts taken from the calvarium for facial and cranial applications. *Clin Plast Surg*. 1982 Oct;9(4):531–8.
58. Cillo JE, Caloss R, Miles BA, Ellis E. An unusual response associated with cross-linked porcine dermal collagen (ENDURAGen) used for reconstruction of a post-traumatic lateral nasal wall deformity. *J Oral Maxillofac Surg Off J Am Assoc Oral Maxillofac Surg*. 2007 May;65(5):1017–22.
59. Gladstone hb. Implants for cranioplasty. - PubMed - NCBI [Internet]. 1995 [cited 2018 Mar 1]. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7596618>
60. Raghavan U, Jones NS, Romo T. Immediate autogenous cartilage grafts in rhinoplasty after alloplastic implant rejection. *Arch Facial Plast Surg*. 2004 Jun;6(3):192–6.
61. Clark JM, Cook TA. Immediate reconstruction of extruded alloplastic nasal implants with irradiated homograft costal cartilage. *The Laryngoscope*. 2002 Jun;112(6):968–74.
62. Shindo ML, Costantino PD, Friedman CD, Chow LC. Facial skeletal augmentation using hydroxyapatite cement. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg*. 1993 Feb;119(2):185–90.
63. Weissman JL, Snyderman CH, Hirsch BE. Hydroxyapatite cement to repair skull base defects: radiologic appearance. *AJNR Am J Neuroradiol*. 1996 Sep;17(8):1569–74.
64. Stelnicki EJ, Hoffman WY, Ousterhout DK. A method for repairing zygomatic arch fractures using a hydroxyapatite cement paste (BoneSource). *J Craniofac Surg*. 1997 May;8(3):236–9.
65. Blokhuis TJ, Arts JJC. Bioactive and osteoinductive bone graft substitutes: definitions, facts and myths. *Injury*. 2011 Sep;42 Suppl 2:S26-29.
66. Skinner HB, Shackelford JF, Lin HJ, Cutler AD. Tensile strength of bone (bone/porous polyethylene) interface. *Biomater Med Devices Artif Organs*. 1979;7(1):113–9.
67. Cestero HJ, Salyer KE, Toranto IR. Bone growth into porous carbon, polyethylene, and polypropylene prostheses. *J Biomed Mater Res*. 1975 Jul;9(4):1–7.
68. Romano JJ, Iliff NT, Manson PN. Use of Medpor porous polyethylene implants in 140 patients with facial fractures. *J Craniofac Surg*. 1993 Jul;4(3):142–7.
69. Mandlik D, Gupta K, Patel D, Patel P, Toprani R, Patel K. Use of Polymethyl Methacrylate-Based Cement for Cosmetic Correction of Donor-Site Defect following Transposition of Temporalis Myofascial Flap and Evaluation of Results after Adjuvant Radiotherapy. *J Reconstr Microsurg*. 2015 Nov;31(9):668–73.
70. Tan O, Atik B, Ergen D. Temporal flap variations for craniofacial reconstruction. *Plast Reconstr Surg*. 2007 Jun;119(7):152e-63e.

71. Wong T-Y, Chung C-H, Huang J-S, Chen H-A. The inverted temporalis muscle flap for intraoral reconstruction: its rationale and the results of its application. *J Oral Maxillofac Surg Off J Am Assoc Oral Maxillofac Surg*. 2004 Jun;62(6):667–75.
72. Sailer HF, Kolb E. Application of purified bone morphogenetic protein (BMP) in cranio-maxillo-facial surgery. BMP in compromised surgical reconstructions using titanium implants. *J Cranio-Maxillo-fac Surg Off Publ Eur Assoc Cranio-Maxillo-fac Surg*. 1994 Feb;22(1):2–11.
73. Rapidis AD, Day TA. The use of temporal polyethylene implant after temporalis myofascial flap transposition: clinical and radiographic results from its use in 21 patients. *J Oral Maxillofac Surg Off J Am Assoc Oral Maxillofac Surg*. 2006 Jan;64(1):12–22.
74. Toth BA, Ellis DS, Stewart WB. Computer-designed prostheses for orbitocranial reconstruction. *Plast Reconstr Surg*. 1988 Mar;81(3):315–24.
75. D'Urso PS, Earwaker WJ, Barker TM, Redmond MJ, Thompson RG, Effeney DJ, et al. Custom cranioplasty using stereolithography and acrylic. *Br J Plast Surg*. 2000 Apr;53(3):200–4.
76. van Putten MC, Yamada S. Alloplastic cranial implants made from computed tomographic scan-generated casts. *J Prosthet Dent*. 1992 Jul;68(1):103–8.
77. Solaro P, Pierangeli E, Pizzoni C, Boffi P, Scalese G. From computerized tomography data processing to rapid manufacturing of custom-made prostheses for cranioplasty. Case report. *J Neurosurg Sci*. 2008 Dec;52(4):113–6; discussion 116.
78. Müller A. The application of rapid prototyping techniques in cranial reconstruction and preoperative planning in neurosurgery. - PubMed - NCBI [Internet]. 2003 [cited 2018 Mar 1]. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14600634>
79. Lara WC, Schweitzer J, Lewis RP, Odum BC, Edlich RF, Gampper TJ. Technical considerations in the use of polymethylmethacrylate in cranioplasty. *J Long Term Eff Med Implants*. 1998;8(1):43–53.
80. Maravelakis E, David K, Antoniadis A, Manios A, Bilalis N, Papaharilaou Y. Reverse engineering techniques for cranioplasty: a case study. *J Med Eng Technol*. 2008 Apr;32(2):115–21.
81. Brogniez V, Lejuste P, Pecheur A, Reyckler H. Dental prosthetic reconstruction of osseointegrated implants placed in irradiated bone. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1998 Aug;13(4):506–12.
82. Khateery S, Waite PD, Lemons JE. The influence of radiation therapy on subperiosteal hydroxyapatite implants in rabbits. *J Oral Maxillofac Surg Off J Am Assoc Oral Maxillofac Surg*. 1991 Jul;49(7):730–4.
83. Chim H. New frontiers in calvarial reconstruction: integrating computer-assisted design and tissue engineering in cranioplasty. - PubMed - NCBI [Internet]. 2005 [cited 2018 Mar 1]. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16267439>
84. Agner C. Neurocognitive assessment before and after cranioplasty. - PubMed - NCBI [Internet]. 2002 [cited 2018 Mar 1]. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12382131>

85. Ousterhout D. Methylmethacrylate onlay implants in the treatment of forehead deformities secondary to craniosynostosis. - PubMed - NCBI [Internet]. 1980 [cited 2018 Mar 1]. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/6932464>
86. Rish BL, Dillon JD, Meirowsky AM, Caveness WF, Mohr JP, Kistler JP, et al. Cranioplasty: a review of 1030 cases of penetrating head injury. *Neurosurgery*. 1979 May;4(5):381–5.
87. Cheng AC, Wee AG. Reconstruction of cranial bone defects using alloplastic implants produced from a stereolithographically-generated cranial model. *Ann Acad Med Singapore*. 1999 Sep;28(5):692–6.
88. Dean D. Computer aided design of large-format prefabricated cranial plates. - PubMed - NCBI [Internet]. 2003 [cited 2018 Mar 1]. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14600623>
89. Rotaru H, Baciut M, Stan H, Bran S, Chezan H, Iosif A, et al. Silicone rubber mould cast polyethylmethacrylate-hydroxyapatite plate used for repairing a large skull defect. *J Cranio-Maxillo-fac Surg Off Publ Eur Assoc Cranio-Maxillo-fac Surg*. 2006 Jun;34(4):242–6.
90. Durham SR, McComb JG, Levy ML. Correction of large (>25 cm²) cranial defects with “reinforced” hydroxyapatite cement: technique and complications. *Neurosurgery*. 2003 Apr;52(4):842–5; discussion 845.
91. de Oliveira RS, Brigato R, Madureira JFG, Cruz AAV, de Mello Filho FV, Alonso N, et al. Reconstruction of a large complex skull defect in a child: a case report and literature review. *Childs Nerv Syst ChNS Off J Int Soc Pediatr Neurosurg*. 2007 Oct;23(10):1097–102.
92. Malis LI. Titanium mesh and acrylic cranioplasty. *Neurosurgery*. 1989 Sep;25(3):351–5.
93. Blum KS, Schneider SJ, Rosenthal AD. Methyl methacrylate cranioplasty in children: long-term results. *Pediatr Neurosurg*. 1997 Jan;26(1):33–5.
94. Verheggen R, Merten HA. Correction of skull defects using hydroxyapatite cement (HAC)--evidence derived from animal experiments and clinical experience. *Acta Neurochir (Wien)*. 2001 Sep;143(9):919–26.
95. Pikiš S. Potential neurotoxic effects of polymethylmethacrylate during cranioplasty. - PubMed - NCBI [Internet]. 2015 [cited 2018 Mar 1]. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25085727>
96. Velayudhan S, Anilkumar TV, Kumary TV, Mohanan PV, Fernandez AC, Varma HK, et al. Biological evaluation of pliable hydroxyapatite-ethylene vinyl acetate co-polymer composites intended for cranioplasty. *Acta Biomater*. 2005 Mar;1(2):201–9.
97. Rubin P. Effect of sucralfate and basic fibroblast growth factor on fibrovascular ingrowth into hydroxyapatite and porous polyethylene alloplastic implants ... - PubMed - NCBI [Internet]. 1997 [cited 2018 Mar 1]. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9076777>
98. Spector M, Flemming WR, Sauer BW. Early tissue infiltrate in porous polyethylene implants into bone: a scanning electron microscope study. *J Biomed Mater Res*. 1975 Sep;9(5):537–42.

99. Flood TR, McManners J, el-Attar A, Moos KF. Randomized prospective study of the influence of steroids on postoperative eye-opening after exploration of the orbital floor. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 1999 Aug;37(4):312–5.
100. Spector M, Flemming WR, Kreutner A. Bone growth into porous high-density polyethylene. *J Biomed Mater Res.* 1976 Jul;10(4):595–603.
101. Yaremchuk MJ. Facial skeletal reconstruction using porous polyethylene implants. *Plast Reconstr Surg.* 2003 May;111(6):1818–27.
102. Shanbhag A, Friedman HI, Augustine J, von Recum AF. Evaluation of porous polyethylene for external ear reconstruction. *Ann Plast Surg.* 1990 Jan;24(1):32–9.
103. Berghaus A, Mulch G, Handrock M. Porous polyethylene and proplast: their behavior in a bony implant bed. *Arch Otorhinolaryngol.* 1984;240(2):115–23.
104. Lacey M, Antonyshyn O. Use of porous high-density polyethylene implants in temporal contour reconstruction. *J Craniofac Surg.* 1993 Apr;4(2):74–8.
105. Rai A, Datarkar A, Arora A, Adwani DG. Utility of high density porous polyethylene implants in maxillofacial surgery. *J Maxillofac Oral Surg.* 2014 Mar;13(1):42–6.
106. Kiechel SF, Rodeheaver GT, Klawitter JJ, Edgerton MT, Edlich RF. The role of implant porosity on the development of infection. *Surg Gynecol Obstet.* 1977 Jan;144(1):58–62.
107. Merritt K, Shafer JW, Brown SA. Implant site infection rates with porous and dense materials. *J Biomed Mater Res.* 1979 Jan;13(1):101–8.
108. Jordan DR, Brownstein S, Dorey M, Yuen VH, Gilberg S. Fibrovascularization of porous polyethylene (Medpor) orbital implant in a rabbit model. *Ophthal Plast Reconstr Surg.* 2004 Mar;20(2):136–43.
109. Duman H, Deveci M, Uygur F, Sengezer M. Reconstruction of contour and anterior wall defects of frontal bone with a porous polyethylene implant. *J Cranio-Maxillo-fac Surg Off Publ Eur Assoc Cranio-Maxillo-fac Surg.* 1999 Oct;27(5):298–301.
110. Kim SG, Kim YU, Park JC, Oh YK. Effects of presurgical and post-surgical irradiation on the healing process of Medpor in dogs. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2001 Oct;30(5):438–42.
111. Cheung LK, Samman N, Tideman H. The use of mouldable acrylic for restoration of the temporalis flap donor site. *J Cranio-Maxillo-fac Surg Off Publ Eur Assoc Cranio-Maxillo-fac Surg.* 1994 Dec;22(6):335–41.
112. Bikhazi H. The use of Medpor in cosmetic and reconstructive surgery : experimental and clinical evidence. *Plastic and reconstructive surgery of the Head and Neck.* 1990;271–3.
113. Shaber EP. Vertical interpositional augmentation genioplasty with porous polyethylene. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1987 Dec;16(6):678–81.
114. Romano JJ. Experience with porous high density polyethylene implants in 97 patients with facial fractures. Presented at the PSEF International Symposium of Plastic Surgery. 1990;

115. Janecka IP. New reconstructive technologies in skull base surgery: role of titanium mesh and porous polyethylene. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg.* 2000 Mar;126(3):396–401.
116. Menderes A, Baytekin C, Topcu A, Yilmaz M, Barutcu A. Craniofacial reconstruction with high-density porous polyethylene implants. *J Craniofac Surg.* 2004 Sep;15(5):719–24.
117. Hunter B, Hopkins C, Tharavaj S, Roberts D. Permacol in augmentation rhinoplasty. *Clin Otolaryngol Off J ENT-UK Off J Neth Soc Oto-Rhino-Laryngol Cervico-Facial Surg.* 2010 Aug;35(4):340–1.
118. Ramsden AJ, Allen V, O'Donoghue JM. Anterior rectus sheath repair with porcine collagen (Permacol) in patients undergoing breast reconstruction with free abdominal flaps. *J Plast Reconstr Aesthetic Surg JPRAS.* 2009 Jun;62(6):e170-171.
119. Saray A. Porcine dermal collagen (Permacol) for facial contour augmentation: preliminary report. *Aesthetic Plast Surg.* 2003 Oct;27(5):368–75.
120. Smart N, Immanuel A, Mercer-Jones M. Laparoscopic repair of a Littre's hernia with porcine dermal collagen implant (Permacol). *Hernia J Hernias Abdom Wall Surg.* 2007 Aug;11(4):373–6.
121. Gaertner WB, Bonsack ME, Delaney JP. Experimental evaluation of four biologic prostheses for ventral hernia repair. *J Gastrointest Surg Off J Soc Surg Aliment Tract.* 2007 Oct;11(10):1275–85.
122. Inan I, Gervaz P, Hagen M, Morel P. Multimedia article. Laparoscopic repair of parastomal hernia using a porcine dermal collagen (Permacol) implant. *Dis Colon Rectum.* 2007 Sep;50(9):1465.
123. Catena F, Ansaloni L, Gazzotti F, Gagliardi S, Di Saverio S, D'Alessandro L, et al. Use of porcine dermal collagen graft (Permacol) for hernia repair in contaminated fields. *Hernia J Hernias Abdom Wall Surg.* 2007 Feb;11(1):57–60.
124. Pitkin L, Rimmer J, Lo S, Hosni A. Aesthetic augmentation rhinoplasty with Permacol: how we do it. *Clin Otolaryngol Off J ENT-UK Off J Neth Soc Oto-Rhino-Laryngol Cervico-Facial Surg.* 2008 Dec;33(6):615–8.
125. Knabben L, Kanagalingam G, Imboden S, Günthert AR. Acellular Dermal Matrix (Permacol®) for Heterologous Immediate Breast Reconstruction after Skin-Sparing Mastectomy in Patients with Breast Cancer: A Single-Institution Experience and a Review of the Literature. *Front Med.* 2016;3:72.
126. Belcher HJ, Zic R. Adverse effect of porcine collagen interposition after trapeziectomy: a comparative study. *J Hand Surg Edinb Scotl.* 2001 Apr;26(2):159–64.
127. Fox DB, Cook JL, Kuroki K, Cockrell M. Effects of dynamic compressive load on collagen-based scaffolds seeded with fibroblast-like synoviocytes. *Tissue Eng.* 2006 Jun;12(6):1527–37.
128. Macleod TM, Williams G, Sanders R, Green CJ. Histological evaluation of Permacol as a subcutaneous implant over a 20-week period in the rat model. *Br J Plast Surg.* 2005 Jun;58(4):518–32.

129. Papadogeorgakis N, Petsinis V, Christopoulos P, Mavrovouniotis N, Alexandridis C. Use of a porcine dermal collagen graft (Permacol) in parotid surgery. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2009 Jul;47(5):378–81.
130. Yanaga H, Koga M, Imai K, Yanaga K. Clinical application of biotechnically cultured autologous chondrocytes as novel graft material for nasal augmentation. *Aesthetic Plast Surg.* 2004 Aug;28(4):212–21.
131. Hammond TM, Chin-Aleong J, Navsaria H, Williams NS. Human in vivo cellular response to a cross-linked acellular collagen implant. *Br J Surg.* 2008 Apr;95(4):438–46.
132. McCord C, Nahai FR, Codner MA, Nahai F, Hester TR. Use of porcine acellular dermal matrix (Enduragen) grafts in eyelids: a review of 69 patients and 129 eyelids. *Plast Reconstr Surg.* 2008 Oct;122(4):1206–13.
133. Sclafani AP, Romo T, Parker A, McCormick SA, Cocker R, Jacono A. Homologous collagen dispersion (dermalogen) as a dermal filler: persistence and histology compared with bovine collagen. *Ann Plast Surg.* 2002 Aug;49(2):181–8.
134. Sclafani AP, Romo T. Biology and chemistry of facial implants. *Facial Plast Surg FPS.* 2000;16(1):3–6.
135. [Historical review of the use of adipose tissue transfer in plastic and reconstructive surgery]. - PubMed - NCBI [Internet]. [cited 2018 Mar 8]. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15518942>
136. Van der Meulen J. Considérations générales sur les greffes graisseuses et séro-graisseuses épiploïques et leurs principales applications. Thèse de médecine; 1919.
137. Neuber G. Fett Transplantation. 1893;(22):66.
138. Lexer E. Freie Fett Transplantation. 1910;(36):640.
139. Brunning P. Contribution à l'étude des greffes adipeuses. 1919;(28):440.
140. Illouz YG. Adipoaspiration and “filling” in the face. *Facial Plast Surg FPS.* 1992 Jan;8(1):59–71.
141. Fournier P. Liposculpture : the syringe technique. Arnette Blackwell. Paris; 1991. 412 p.
142. Coleman SR. Long-term survival of fat transplants: controlled demonstrations. *Aesthetic Plast Surg.* 1995 Oct;19(5):421–5.
143. Bernardi C, Favetta U, Pescatori M. Autologous fat injection for treatment of fecal incontinence: manometric and echographic assessment. *Plast Reconstr Surg.* 1998 Oct;102(5):1626–8.
144. Aboudib Júnior JH, de Castro CC, Gradel J. Hand rejuvenescence by fat filling. *Ann Plast Surg.* 1992 Jun;28(6):559–64.
145. Pereira LH, Radwanski HN. Fat grafting of the buttocks and lower limbs. *Aesthetic Plast Surg.* 1996 Oct;20(5):409–16.
146. Stamos M, Xepoulias P. Fat transplantation for soft tissue augmentation in the lower limbs. *Aesthetic Plast Surg.* 2001 Aug;25(4):256–61.

147. Lewis CM. Correction of deep gluteal depression by autologous fat grafting. *Aesthetic Plast Surg.* 1992;16(3):247–50.
148. Langenskiöld A, Valle M. Epidurally placed free fat grafts visualized by CT scanning 15-18 years after discectomy. *Spine.* 1985 Feb;10(1):97–8.
149. Katz AJ, Lull R, Hedrick MH, Futrell JW. Emerging approaches to the tissue engineering of fat. *Clin Plast Surg.* 1999 Oct;26(4):587–603, viii.
150. Yuksel E, Weinfeld AB, Cleek R, Waugh JM, Jensen J, Boutros S, et al. De novo adipose tissue generation through long-term, local delivery of insulin and insulin-like growth factor-1 by PLGA/PEG microspheres in an in vivo rat model: a novel concept and capability. *Plast Reconstr Surg.* 2000 Apr;105(5):1721–9.
151. De Ugarte DA, Ashjian PH, Elbarbary A, Hedrick MH. Future of fat as raw material for tissue regeneration. *Ann Plast Surg.* 2003 Feb;50(2):215–9.
152. Halvorsen YC, Wilkison WO, Gimble JM. Adipose-derived stromal cells--their utility and potential in bone formation. *Int J Obes Relat Metab Disord J Int Assoc Study Obes.* 2000 Nov;24 Suppl 4:S41-44.
153. Chondrogenic potential of adipose tissue-derived stromal cells in vitro and in vivo. - PubMed - NCBI [Internet]. [cited 2018 Mar 11]. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11785965>
154. Mizuno H, Zuk PA, Zhu M, Lorenz HP, Benhaim P, Hedrick MH. Myogenic differentiation by human processed lipoaspirate cells. *Plast Reconstr Surg.* 2002 Jan;109(1):199–209; discussion 210-211.
155. Planat-Bénard V, Menard C, André M, Puceat M, Perez A, Garcia-Verdugo J-M, et al. Spontaneous cardiomyocyte differentiation from adipose tissue stroma cells. *Circ Res.* 2004 Feb 6;94(2):223–9.
156. Kang SK, Lee DH, Bae YC, Kim HK, Baik SY, Jung JS. Improvement of neurological deficits by intracerebral transplantation of human adipose tissue-derived stromal cells after cerebral ischemia in rats. *Exp Neurol.* 2003 Oct;183(2):355–66.
157. Patrick CW. Tissue engineering strategies for adipose tissue repair. *Anat Rec.* 2001 Aug 1;263(4):361–6.
158. Mojallal A, Lequeux C, Auxenfans C, Braye F, Damour O. Does adipose tissue cultured with collagen matrix and preadipocytes give comparable results to the standard technique in plastic surgery? *Biomed Mater Eng.* 2008;18(4–5):187–92.
159. Human clinical experience with adipose precursor cells seeded on hyaluronic acid-based spongy scaffolds. - PubMed - NCBI [Internet]. [cited 2018 Mar 11]. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18635258>
160. Yoshimura K, Sato K, Aoi N, Kurita M, Inoue K, Suga H, et al. Cell-assisted lipotransfer for facial lipoatrophy: efficacy of clinical use of adipose-derived stem cells. *Dermatol Surg Off Publ Am Soc Dermatol Surg Al.* 2008 Sep;34(9):1178–85.
161. Leong DTW, Hutmacher DW, Chew FT, Lim T-C. Viability and adipogenic potential of human adipose tissue processed cell population obtained from pump-assisted and syringe-assisted liposuction. *J Dermatol Sci.* 2005 Mar;37(3):169–76.

162. Ferguson REH, Cui X, Fink BF, Vasconez HC, Pu LLQ. The viability of autologous fat grafts harvested with the LipiVage system: a comparative study. *Ann Plast Surg.* 2008 May;60(5):594–7.
163. Khouri RK, Eisenmann-Klein M, Cardoso E, Cooley BC, Kacher D, Gombos E, et al. Brava and autologous fat transfer is a safe and effective breast augmentation alternative: results of a 6-year, 81-patient, prospective multicenter study. *Plast Reconstr Surg.* 2012 May;129(5):1173–87.
164. Amar RE. [Adipocyte microinfiltration in the face or tissue restructuring with fat tissue graft]. *Ann Chir Plast Esthet.* 1999 Dec;44(6):593–608.
165. Wilkinson TS. The problem of excessive grafting of fat in the face. *Plast Reconstr Surg.* 2001 Nov;108(6):1823–4.
166. Maillard GF. Liponecrotic cysts after augmentation mammoplasty with fat injections. *Aesthetic Plast Surg.* 1994;18(4):405–6.
167. Castelló JR, Barros J, Vázquez R. Giant liponecrotic pseudocyst after breast augmentation by fat injection. *Plast Reconstr Surg.* 1999 Jan;103(1):291–3.
168. Large liponecrotic pseudocyst formation following cheek augmentation by fat injection. - PubMed - NCBI [Internet]. [cited 2018 Mar 11]. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8849434>
169. de Pedroza LV. Fat transplantation to the buttocks and legs for aesthetic enhancement or correction of deformities: long-term results of large volumes of fat transplant. *Dermatol Surg Off Publ Am Soc Dermatol Surg Al.* 2000 Dec;26(12):1145–9.
170. Talbot SG, Parrett BM, Yaremchuk MJ. Sepsis after autologous fat grafting. *Plast Reconstr Surg.* 2010 Oct;126(4):162e-164e.
171. Feinendegen DL, Baumgartner RW, Schroth G, Mattle HP, Tschopp H. Middle cerebral artery occlusion AND ocular fat embolism after autologous fat injection in the face. *J Neurol.* 1998 Jan;245(1):53–4.
172. Lee DH, Yang HN, Kim JC, Shyn KH. Sudden unilateral visual loss and brain infarction after autologous fat injection into nasolabial groove. *Br J Ophthalmol.* 1996 Nov;80(11):1026–7.
173. van der Rest M, Garrone R. Collagen family of proteins. *FASEB J Off Publ Fed Am Soc Exp Biol.* 1991 Oct;5(13):2814–23.
174. Parenteau-Bareil R, Gauvin R, Berthod F. Collagen-Based Biomaterials for Tissue Engineering Applications. *Materials.* 2010 Mar 16;3(3):1863–87.
175. Wood A, Ogawa M, Portier RJ, Schexnayder M, Shirley M, Losso JN. Biochemical properties of alligator (*Alligator mississippiensis*) bone collagen. *Comp Biochem Physiol B Biochem Mol Biol.* 2008 Nov;151(3):246–9.
176. Johnson KA, Rogers GJ, Roe SC, Howlett CR, Clayton MK, Milthorpe BK, et al. Nitrous acid pretreatment of tendon xenografts cross-linked with glutaraldehyde and sterilized with gamma irradiation. *Biomaterials.* 1999 Jun;20(11):1003–15.

177. Xu T, Molnar P, Gregory C, Das M, Boland T, Hickman JJ. Electrophysiological characterization of embryonic hippocampal neurons cultured in a 3D collagen hydrogel. *Biomaterials*. 2009 Sep;30(26):4377–83.
178. Miyata T, Taira T, Noishiki Y. Collagen engineering for biomaterial use. *Clin Mater*. 1992;9(3–4):139–48.
179. Zhu KQ, Engrav LH, Tamura RN, Cole JA, Muangman P, Carrougner GJ, et al. Further similarities between cutaneous scarring in the female, red Duroc pig and human hypertrophic scarring. *Burns J Int Soc Burn Inj*. 2004 Sep;30(6):518–30.
180. Cuttle L, Kempf M, Phillips GE, Mill J, Hayes MT, Fraser JF, et al. A porcine deep dermal partial thickness burn model with hypertrophic scarring. *Burns J Int Soc Burn Inj*. 2006 Nov;32(7):806–20.
181. Postlethwaite AE, Seyer JM, Kang AH. Chemotactic attraction of human fibroblasts to type I, II, and III collagens and collagen-derived peptides. *Proc Natl Acad Sci U S A*. 1978 Feb;75(2):871–5.
182. Yannas IV, Burke JF, Orgill DP, Skrabut EM. Wound tissue can utilize a polymeric template to synthesize a functional extension of skin. *Science*. 1982 Jan 8;215(4529):174–6.
183. Weadock KS, Miller EJ, Keuffel EL, Dunn MG. Effect of physical crosslinking methods on collagen-fiber durability in proteolytic solutions. *J Biomed Mater Res*. 1996 Oct;32(2):221–6.
184. Harriger MD, Supp AP, Warden GD, Boyce ST. Glutaraldehyde crosslinking of collagen substrates inhibits degradation in skin substitutes grafted to athymic mice. *J Biomed Mater Res*. 1997 May;35(2):137–45.
185. Goo HC, Hwang YS, Choi YR, Cho HN, Suh H. Development of collagenase-resistant collagen and its interaction with adult human dermal fibroblasts. *Biomaterials*. 2003 Dec;24(28):5099–113.
186. Speer DP, Chvapil M, Eskelson CD, Ulreich J. Biological effects of residual glutaraldehyde in glutaraldehyde-tanned collagen biomaterials. *J Biomed Mater Res*. 1980 Nov;14(6):753–64.
187. van Luyn MJ, van Wachem PB, Olde Damink LH, Dijkstra PJ, Feijen J, Nieuwenhuis P. Secondary cytotoxicity of cross-linked dermal sheep collagens during repeated exposure to human fibroblasts. *Biomaterials*. 1992;13(14):1017–24.
188. Roe SC, Milthorpe BK, True K, Rogers GJ, Schindhelm K. The effect of gamma irradiation on a xenograft tendon bioprosthesis. *Clin Mater*. 1992;9(3–4):149–54.
189. Cheung DT, Perelman N, Tong D, Nimni ME. The effect of gamma-irradiation on collagen molecules, isolated alpha-chains, and crosslinked native fibers. *J Biomed Mater Res*. 1990 May;24(5):581–9.
190. Gillies M. *The principles and art of plastic surgery*. Brown & Company. Boston; 1957.
191. Langer R, Vacanti JP. Tissue engineering. *Science*. 1993 May 14;260(5110):920–6.
192. Liu J, Saul D, Böker KO, Ernst J, Lehman W, Schilling AF. *Current Methods for Skeletal Muscle Tissue Repair and Regeneration*. *BioMed Res Int*. 2018;2018:1984879.

193. Lv S, Dudek DM, Cao Y, Balamurali MM, Gosline J, Li H. Designed biomaterials to mimic the mechanical properties of muscles. *Nature*. 2010 May 6;465(7294):69–73.
194. Perniconi B, Coletti D, Aulino P, Costa A, Aprile P, Santacroce L, et al. Muscle acellular scaffold as a biomaterial: effects on C2C12 cell differentiation and interaction with the murine host environment. *Front Physiol*. 2014;5:354.
195. Lev R, Seliktar D. Hydrogel biomaterials and their therapeutic potential for muscle injuries and muscular dystrophies. *J R Soc Interface*. 2018 Jan;15(138).
196. Beldjilali-Labro M, Garcia Garcia A, Farhat F, Bedoui F, Grosset J-F, Dufresne M, et al. Biomaterials in Tendon and Skeletal Muscle Tissue Engineering: Current Trends and Challenges. *Mater Basel Switz*. 2018 Jun 29;11(7).
197. Qazi TH, Mooney DJ, Pumberger M, Geissler S, Duda GN. Biomaterials based strategies for skeletal muscle tissue engineering: existing technologies and future trends. *Biomaterials*. 2015;53:502–21.
198. Kim M, Choi YS, Yang SH, Hong H-N, Cho S-W, Cha SM, et al. Muscle regeneration by adipose tissue-derived adult stem cells attached to injectable PLGA spheres. *Biochem Biophys Res Commun*. 2006 Sep 22;348(2):386–92.
199. Mulder MM, Hitchcock RW, Tresco PA. Skeletal myogenesis on elastomeric substrates: implications for tissue engineering. *J Biomater Sci Polym Ed*. 1998;9(7):731–48.
200. Vandenburg H, Shansky J, Benesch-Lee F, Barbata V, Reid J, Thorrez L, et al. Drug-screening platform based on the contractility of tissue-engineered muscle. *Muscle Nerve*. 2008 Apr;37(4):438–47.
201. Bandyopadhyay B, Shah V, Soram M, Viswanathan C, Ghosh D. In vitro and in vivo evaluation of (L)-lactide/ε-caprolactone copolymer scaffold to support myoblast growth and differentiation. *Biotechnol Prog*. 2013 Feb;29(1):197–205.
202. Liu J, Zhou H, Weir MD, Xu HHK, Chen Q, Trotman CA. Fast-degradable microbeads encapsulating human umbilical cord stem cells in alginate for muscle tissue engineering. *Tissue Eng Part A*. 2012 Nov;18(21–22):2303–14.
203. Wang W, Fan M, Zhang L, Liu S, Sun L, Wang C. Compatibility of hyaluronic acid hydrogel and skeletal muscle myoblasts. *Biomed Mater Bristol Engl*. 2009 Apr;4(2):025011.
204. Borschel GH, Dow DE, Dennis RG, Brown DL. Tissue-engineered axially vascularized contractile skeletal muscle. *Plast Reconstr Surg*. 2006 Jun;117(7):2235–42.
205. Kim MH, Hong HN, Hong JP, Park CJ, Kwon SW, Kim SH, et al. The effect of VEGF on the myogenic differentiation of adipose tissue derived stem cells within thermosensitive hydrogel matrices. *Biomaterials*. 2010 Feb;31(6):1213–8.
206. Perniconi B, Costa A, Aulino P, Teodori L, Adamo S, Coletti D. The pro-myogenic environment provided by whole organ scale acellular scaffolds from skeletal muscle. *Biomaterials*. 2011 Nov;32(31):7870–82.
207. Matsumoto D, Sato K, Gonda K, Takaki Y, Shigeura T, Sato T, et al. Cell-assisted lipotransfer: supportive use of human adipose-derived cells for soft tissue augmentation with lipoinjection. *Tissue Eng*. 2006 Dec;12(12):3375–82.

208. Laloze J, Varin A, Gilhodes J, Bertheuil N, Grolleau JL, Brie J, et al. Cell-assisted lipotransfer: friend or foe in fat grafting? Systematic review and meta-analysis. *J Tissue Eng Regen Med.* 2017 Jul 18;

Table des figures

Figure 1 : Vue latérale d'un embryon au cours de la 3 ^{ème} -4 ^{ème} semaine de développement..	32
Figure 2 : Vue latérale d'un embryon au cours de la quatrième semaine de développement	33
Figure 3 : Vue latérale d'un embryon au cours de la quatrième semaine de développement	34
Figure 4 : Coupe frontale de la région temporale droite	35
Figure 5 : Coupe coronale schématique de la région temporale gauche	36
Figure 6 : Vue latérale du crâne (avec région temporale délimitée)	41
Figure 7 : Vue d'ensemble de la région temporo-massétéline (arcade zygomatique et muscle masseter réséqués). Vue latérale droite	43
Figure 8 : L'artère temporale superficielle et ses branches	46
Figure 9 : Coupe coronale schématique : vascularisation des différentes loges de la région temporale	47
Figure 10 : Vascularisation superficielle du muscle temporal, en vue latérale droite	48
Figure 11 : Artère maxillaire et ses branches.....	49
Figure 12 : Branches temporale, massétéline et buccale du nerf mandibulaire	51
Figure 13 : Lambeau tubulé, Gillies, 1920	53
Figure 14 : Vaisseaux perforants traversant un plan profond (muscle, fascia ou septum).....	55
Figure 15 : Les différents types de vaisseaux perforants (d'après Blondeel) (21,22)	55
Figure 16 : Historique de l'anatomie vasculaire de la peau.....	56
Figure 17 : Analyse des lambeaux musculo-cutanés possédant un pédicule prédominant ...	61
Figure 18 : Analyse des lambeaux musculo-cutanés possédant des pédicules étagés.....	62
Figure 19 : Analyse des lambeaux musculo-cutanés sur des réseaux vasculaires anastomotiques	63
Figure 20 : Schéma avant et après le dédoublement du muscle temporal	66
Figure 21 : Dissection sur cadavre : muscle temporal dédoublé sur son pédicule superficiel, le lambeau franchit aisément la ligne médiane	67
Figure 22 : Transplantation du muscle temporal : les différents temps chirurgicaux	69
Figure 23 : Exemples de transposition du muscle temporal.....	70
Figure 24 : Voies d'abord de la myoplastie d'allongement du temporal.	72
Figure 25 : Dépression cutanée de la fosse temporale	75
Figure 26 : Implant sur mesure en PMMA (LEE, 2009).....	83
Figure 27 : Reconstruction de squelette facial avec des implants en PE poreux (115)	85
Figure 28 : Implants poreux en PE, Medpore, Stryker	85

Figure 29 : Feuille de Permacol™, Covidien.....	88
Figure 30 : Feuille de Permacol™ utilisé en reconstruction mammaire immédiate (149)	88
Figure 31 : Technique d'autogreffe de tissu adipeux	92
Figure 32 : Seringue de réinjection de graisse selon la technique de Coleman	93
Figure 33 : Progrès de l'ingénierie tissulaire ces dernières décennies.....	136
Figure 34 : Les trois principales approches utilisées pour l'ingénierie des tissus musculaires squelettiques.....	138
Figure 35 : Technique du cell-assisted lipotransfer.....	141

Sources des figures

DALLEY, A. (2011). *Anatomie Médicale*. De Boeck.

LARSEN, W. J. (2011). *Embryologie Humaine*. DE BOECK.

LEBEAU, J. (2011). *Chirurgie maxillo-faciale et stomatologie pour le 2^{ième} cycle des études médicales*. ELSEVIER MASSON.

ROUVIERE, H. (1997). *Anatomie humaine : descriptive, topographique et fonctionnelle*. Tome 1, Tête et cou, 14^{ème} édition. ELSEVIER MASSON.

GAUDY, JF. (2010). *Atlas d'anatomie clinique et chirurgicale des tissus superficiels de la tête et du cou*. ELSEVEIR MASSON.

NAKAJIMA, H. The arterial anatomy of the temporal region and the vascular basis of various temporal flaps, *British Journal of Plastic Surgery* (1995), 48, 439-450.

REVOL, M. (2012). *Manuel de chirurgie plastique, reconstructrice et esthétique*. ELSEVIER MASSON.

MOJALLAL, A. (2015). *Atlas des artères perforantes de la peau, du tronc et des membres*. ELSEVIER MASSON.

BINDER, J.P. (2017). *EMC Techniques chirurgicales - Chirurgie plastique, reconstructrice et esthétique*. Lambeaux musculo-cutanés et musculaires. ELSEVIER MASSON.

ROUGIER, J. (1977). *Chirurgie plastique orbito-palpébrale*. ELSEVIER MASSON

LANGLOIS, B. (2010). *Evaluation des techniques de reconstruction orbitaire après exentération orbitaire. A propos de 56 cas*. Thèse.

VEYSSIERE, A. Split temporalis muscle flap anatomy, vascularization and clinical applications. *Surgical Radiology Anatomy* (2013), 35, 573-578.

LABBE, D. (2002). Lengthening temporalis myoplasty. *Revue de stomatologie et de chirurgie maxillo-faciale*.

<https://www.stryker.com/us/en/craniomaxillofacial/systems/medpor.html>

MOJALLAL, A. (2011). *EMC Techniques chirurgicales - Chirurgie plastique, reconstructrice et esthétique*. Tissu adipeux et ses applications en chirurgie plastique. ELSEVIER MASSON.

Liste des abréviations

3D : 3 dimensions

AMM : artère méningée moyenne

ATM : artère temporale moyenne / articulation temporo-mandibulaire

ATS : artère temporale superficielle

BM : biomatériau

BPF : bonnes pratiques de fabrication

CAL : cell-assisted lipotransfer

CCN : cellules des crêtes neurales

CD : cluster de différenciation

CE : communauté européenne

Cm : centimètre

DIEP : deep inferior epigastric artery perforator

EGCG : epigallocatechin-3-gallate

G : gauge

HA : hydroxyapatite

HDPE : high density polyethylene

IRM : imagerie par résonance magnétique

MAS : muscle acellular scaffold

MDA : matrice dermique acellulaire

MEC : matrice extra-cellulaire

MRI : magnetic resonance imaging

min :minute

mL : millilitre

mm : millimètre

MM : mersilene mesh

PDMS : polydimethylsiloxane

PE : polyethylene

PEEK : polyetheretherketone

PGA : polyglycolic acid

PHDPE : porous high density polyethylene

PLGA : polylactico-glycolic acid

PMMA : polymethylmethacrylate

RT : radiotherapy

TCP : tricalcium phosphate

Ti : titane

TDM : tomodensitométrie

TMF : temporal muscle flap

USA : united states of america

Annexes

Les biomatériaux

Les biomatériaux (BM) représentent une des grandes avancées thérapeutiques de ces quarante dernières années. Selon la définition de Chester (1981), il s'agit de tout matériau vivant ou non, utilisé dans un dispositif médical et visant à remplacer ou traiter un tissu, un organe ou une fonction avec une durée de contact supérieure à trois semaines. Ces derniers posent des problèmes scientifiques, mais aussi économiques, éthiques, réglementaires et industriels.

Les premiers BM métalliques utilisés comme attelles pour les os, datent de la fin du XVIII^{ème} siècle. La première prothèse totale de hanche date de 1938. Dans les années 1950, les BM polymères font leur apparition. Ils sont utilisés pour les prothèses de cornée ainsi que pour les vaisseaux sanguins.

Une des principales questions qui motivent le domaine est de trouver un rôle optimal pour les BM dans la régénération des tissus. Avec l'apparition des cellules souches, la médecine croit en la possibilité de régénérer un tissu endommagé par des techniques d'ingénierie tissulaire.

Il existe plusieurs types de BM en fonction de leur interaction avec les tissus : les BM bioinertes (les premiers à avoir vu le jour), biotolérés et bioactifs. Les BM bioactifs ont la capacité d'initier une réponse biologique après leur implantation : adhésion, prolifération, différenciation cellulaire.

La complexité des réactions entre tissus vivants et BM a montré qu'il était utile de s'inspirer de la nature afin de guider le design, la sélection, la synthèse et la fabrication des BM : c'est ce qu'on appelle le biomimétisme.

Les différents types de BM sont classés de la façon suivante :

- Les céramiques et bioverres

Exemple : Zircone, phosphate de calcium (phosphate tricalcique ou TCP et hydroxyapatite ou HA), alumine

- Les métaux et alliages

Exemple : Acier inoxydable, titane et alliages à base de titane

- Les polymères

Exemple : le polyéthylène (PE), le polyméthylméthacrylate (PMMA), le polyetheretherketone (PEEK), silicone

- Les matériaux composites

Exemple : amalgame dentaire

- Les matériaux naturels

Exemple : autogreffe, allogreffe, xéno greffe, collagène, hydrogels

Les biomatériaux sont classés en classe I, IIa, IIb et III, en fonction de la durée et de la nature du contact ainsi que de l'origine chimique du biomatériau. En fonction de ce classement les biomatériaux n'auront pas à subir les mêmes tests. Par exemple, les biomatériaux dentaires sont classés IIa. Les biomatériaux dentaires devront donc subir obligatoirement les tests suivants : génotoxicité, cytotoxicité, sensibilisation et implantation.

Classe I	Dispositifs médicaux non invasifs ou invasifs mais à usage temporaire
Classe IIa	Dispositifs médicaux invasifs à court terme et ceux à long terme de la sphère oro-pharyngée
Classe IIb	Dispositifs médicaux invasifs à long terme autres que la sphère oro-pharyngée
Classe III	Dispositifs médicaux invasifs à long terme en contact avec le cœur, système circulatoire et nerveux

Ingénierie tissulaire

L'ingénierie tissulaire a pour but de remplacer, maintenir ou améliorer la fonction de tissus humains, grâce à des substituts biologiques élaborés à partir de cellules, de matrices servant de support et de facteurs bioactifs. Parfois également appelé médecine réparatrice ou régénérative, le génie tissulaire offre un potentiel thérapeutique très large, et représente déjà une réalité clinique.

Le produit d'ingénierie tissulaire peut se présenter sous la forme de cellules seules (exemple de cellules implantées dans le cartilage du genou). On parle alors de thérapie cellulaire. Il peut aussi être constitué de cellules combinées à un matériau (on parle d'organoïde ou biohybride).

Selon les cas, les cellules seront isolées au chevet du malade et ré-injectées en per-opératoire ou isolées et préalablement amplifiées dans un environnement mécanique adapté, selon les normes BPF (bonnes pratiques de fabrication). Le produit d'ingénierie tissulaire peut éventuellement être activé à distance (chaleur, lumière, champ magnétique...), ce qui peut entraîner la réticulation du biomatériau, la délivrance du facteur bioactif, ou encore l'activation de cellules. Les multiples applications intéressent aussi bien la peau, le foie, la cornée, les vaisseaux, l'appareil locomoteur (os, cartilage ou tendons), etc.

L'origine des cellules est un facteur déterminant : cellules autologues ou cellules allogéniques, cellules souches ou différenciées. Les contraintes variant selon l'indication clinique, il n'existe pas de matériau universel pour l'ingénierie tissulaire, et le cahier des charges de ces matériaux n'est pas toujours clairement défini. L'obtention de matrices/matériaux procurant un micro-environnement capable de contrôler le devenir des cellules implantées ou recrutées localement, à un coût économique raisonnable est un enjeu important.

Biomimétisme

Le biomimétisme, défini par Janine Benyus en 1997, est une démarche d'innovation, qui fait appel au transfert et à l'adaptation des principes et stratégies élaborés par les organismes vivants et les écosystèmes, afin de produire des biens et des services de manière durable, et rendre les sociétés humaines compatibles avec la biosphère.

Si imiter la nature n'est pas une nouveauté, le biomimétisme apparaît comme une démarche structurée et reproductible, une pensée, présentant un certain nombre de principes, qui consiste à étudier les modèles de la nature et à reproduire les propriétés essentielles (formes, processus, symbioses, etc.).

Le biomimétisme est une approche scientifique révolutionnaire qui analyse les meilleures idées de la nature (depuis les filaments collants de la moule, les coques en « verre » de certaines algues unicellulaires, l'efficacité énergétique de la photosynthèse, la solidité du corail, la résistance des fils de soie de l'araignée) pour les adapter au service de l'homme.

Biocompatibilité

La biocompatibilité est la capacité d'un biomatériau à remplir une fonction spécifique avec une réponse appropriée de l'hôte.

La biocompatibilité a longtemps été synonyme d'inertie du matériau, c'est-à-dire liée à l'absence de réponse de l'hôte et à l'absence de dégradation par l'hôte.

L'or, par exemple, peut être défini comme un matériau biocompatible ou pas en fonction du but dans lequel il est employé : il est considéré comme biocompatible s'il est utilisé pour une restauration coronaire en odontologie mais ne l'est pas s'il est employé comme implant orthopédique car il n'induit pas, comme le titane, d'ostéointégration.

Dispositif médical

Tout instrument, appareil, matériau ou autre article (tel qu'un logiciel), utilisé seul ou en association, destiné à être utilisé exclusivement ou principalement chez l'homme à des fins :

- de diagnostic, prévention, contrôle, traitement ou atténuation d'une blessure ou d'un handicap,
- d'étude, de remplacement ou de modification de l'anatomie ou d'un processus physiologique,
- de contrôle de la contraception.

L'action principale n'est pas obtenue par des moyens pharmacologiques, chimiques, immunologiques, métaboliques, mais peut être assistée par de tels moyens.

Un médicament, par définition, n'est pas un dispositif médical. Son évaluation sera donc différente de celle d'un dispositif médical. Les dispositifs médicaux incluent les dispositifs dentaires dont l'évaluation se plie donc aux règles générales applicables aux dispositifs médicaux. Par exemple : une seringue à anesthésie est un dispositif médical mais le contenu de la carapule d'anesthésique est un médicament.

Serment d'Hippocrate

En présence des maîtres de cette école, de mes condisciples, je promets et je jure d'être fidèle aux lois de l'honneur et de la probité dans l'exercice de la médecine.

Je dispenserai mes soins sans distinction de race, de religion, d'idéologie ou de situation sociale.

Admis à l'intérieur des maisons, mes yeux ne verront pas ce qui s'y passe, ma langue taira les secrets qui me seront confiés et mon état ne servira pas à corrompre les mœurs ni à favoriser les crimes.

Je serai reconnaissant envers mes maîtres, et solidaire moralement de mes confrères. Conscient de mes responsabilités envers les patients, je continuerai à perfectionner mon savoir.

Si je remplis ce serment sans l'enfreindre, qu'il me soit donné de jouir de l'estime des hommes et de mes condisciples, si je le viole et que je me parjure, puissé-je avoir un sort contraire.

Reconstruction du site donneur du lambeau musculaire de muscle temporal : revue de la littérature et expérience au CHU de LIMOGES

Résumé

Introduction : Le lambeau de muscle temporal est fréquemment employé en chirurgie maxillo-faciale mais laisse inéluctablement une dépression au niveau du site donneur. De nombreuses techniques ont essayé de corriger ce défaut avec plus ou moins de succès. Nous nous sommes intéressés aux méthodes les plus utilisées actuellement afin, aidé de nos connaissances, de dégager le meilleur moyen de traiter cette dépression

Matériels et méthodes : Nous avons mené à bien une revue de la littérature que nous avons comparée à la méthode utilisée dans le service de chirurgie maxillo-faciale du CHU de LIMOGES. Différentes bases de données ont été revues à la recherche des articles traitant de notre sujet entre 1991 et 2018. La satisfaction des patients était le critère de jugement principal. Puis un cas report sur l'utilisation du Permacol™, technique utilisée dans le service, a été effectué.

Résultats : En ce qui concerne la revue systématique, les biomatériaux les plus utilisés étaient le polyéthylène (PE) et le polyméthylméthacrylate (PMMA). La satisfaction était jugée bonne pour chaque technique, mais les complications survenaient plus souvent avec le PMMA et les filets en Mersilène®. L'utilisation du Permacol™, conformément au bloc opératoire, s'est montrée très satisfaisante, sans complication dans notre cas reporté. La patiente était satisfaite de résultat cosmétique après 4 mois.

Conclusion : Aucune méthode ne s'est montrée vraiment plus intéressante qu'une autre en termes d'efficacité et de sécurité. Après une réflexion sur le biomatériau idéal dans notre indication, il nous semble que le lipofilling reste un excellent choix actuellement. Des études comparatives et randomisées de fortes puissances seront indispensables pour répondre clairement à cette question.

Mots-clés : lambeau de muscle temporal, reconstruction, site donneur, dépression temporale, biomatériau

Temporal muscle flap donor site reconstruction : review of the literature and experience at LIMOGES university hospital

summary

Introduction : The temporal muscle flap technique is widespread in maxillofacial surgery but always leaves a depression at the donor site. Many techniques have been developed to try and correct this defect with more or less success. We assessed the most used methods nowadays, and based on our knowledge, tried to find the best way to treat this depression

Materials and methods: We conducted a systematic review of the literature that was compared to the method used in the maxillofacial surgery service of LIMOGES. Various databases were searched for articles dealing with our topic between 1991 and 2018. Patient satisfaction was the primary endpoint. Then a case report on the use of Permacol™, technique used in the service, was carried out.

Results : For the systematic review, the most used biomaterials were polyethylene (PE) and polymethylmethacrylate (PMMA). Satisfaction was judged to be good for each technique, but complications occurred more often with PMMA and Mersilene Mesh. The use of Permacol™, conformed during the surgery, was very satisfactory, without complication in our case report. The patient was satisfied with the cosmetic result after 4 months.

Conclusion : No method showed more interesting than the other in terms of efficacy and safety. After a reflection on the ideal biomaterial in our indication, it seems to us that lipofilling remains an excellent choice currently. Nonetheless, comparative and randomized high power studies will be essential to answer this question clearly.

Key-words : temporalis muscle flap, reconstruction, donor site, temporal depression, biomaterial