

Informatique Graphique, Réalité Virtuelle et Applications médicales

Florence Zara
Université Claude Bernard Lyon 1

LIRIS

Florence Zara M1 – UE Recherche Biomédicale 1

1

Plan du cours

- Informatique et image : différents domaines de recherche
 - Traitement d'images, synthèse d'images, Réalité Augmentée, Réalité Virtuelle
- Domaines d'applications de l'Informatique Graphique
- Comment créer des images virtuelles ?
 - Modélisation, animation, visualisation, pipeline graphique
- Comment interagir avec l'image créée ?
 - C'est la réalité Virtuelle
- Apport de la Réalité Virtuelle dans le monde médical
 - Conception de simulateurs d'apprentissage de gestes médicaux

Florence Zara M1 – UE Recherche Biomédicale 2

2

Sources utilisées (à la base...) – Transparents de cours

Vincent Luboz - Pierre-Frederic Villard
Developing VR Surgical Simulation Software - Nombreuses images issues de ce cours
Department of Biosurgery and Surgical Technology - Imperial College London

Nicolas Holzschuch
Création d'images virtuelles (DEA IVR)
Rendu Volumique (DEA IVR)
ARTIS-IRIA Grenoble

Joëlle Thollot – Xavier Décoret – François Sillon
Modélisation Géométrique (DEA IVR) - Nombreuses images issues de ce cours
ARTIS-IRIA Grenoble

Alexandre Meyer
Pipeline du rendu projectif (Gamagora)
LIRIS – Lyon

Florence Zara M1 – UE Recherche Biomédicale 3

3

Références de livres pour en savoir plus

Foley, van Dam, Feiner et Hugues
Computer Graphics - Principles and Practice

Foley, van Dam, Feiner, Hugues et Philipps
Introduction to Computer Graphics

Livres écrit sous la direction de **Péroche et Bechmann**
Informatique Graphique et Rendu
Informatique Graphique, modélisation géométrique et animation

Florence Zara M1 – UE Recherche Biomédicale 4

4

Informatique et Images : différents domaines de recherche

Florence Zara M1 – UE Recherche Biomédicale 5

5

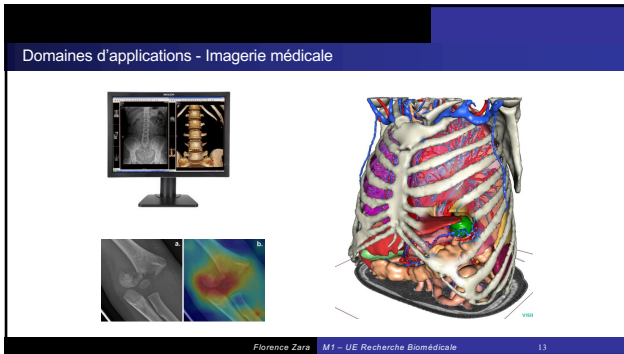
Informatique et images : différents domaines de recherche

Analyse d'images (Image Analysis)

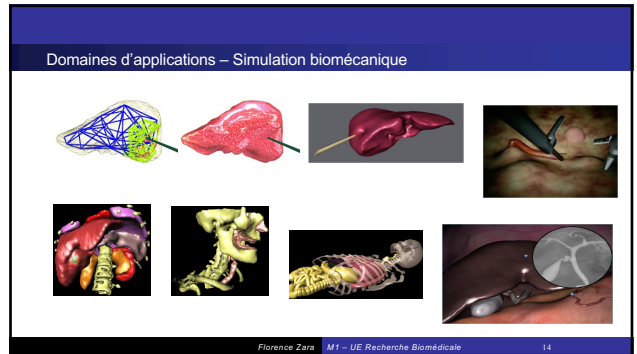
- Traitement d'images (Image Processing)
- Reconnaissance des formes (Pattern Recognition)
- Vision par ordinateur (Computer Vision)

Florence Zara M1 – UE Recherche Biomédicale 6

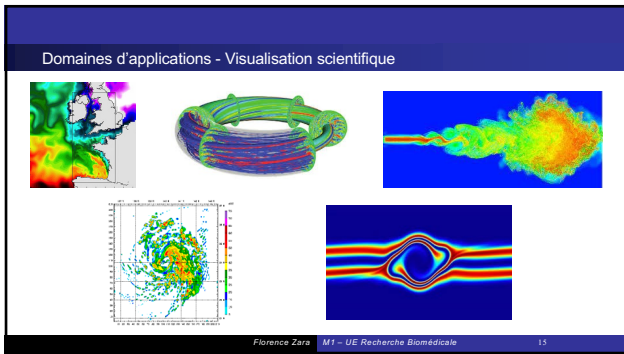
6



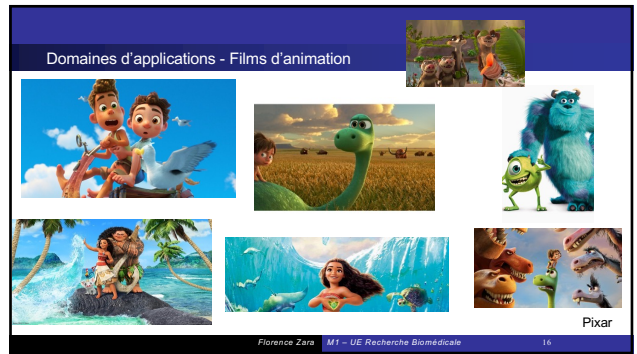
13



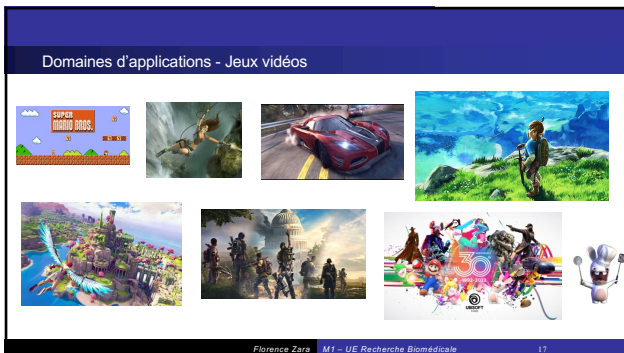
14



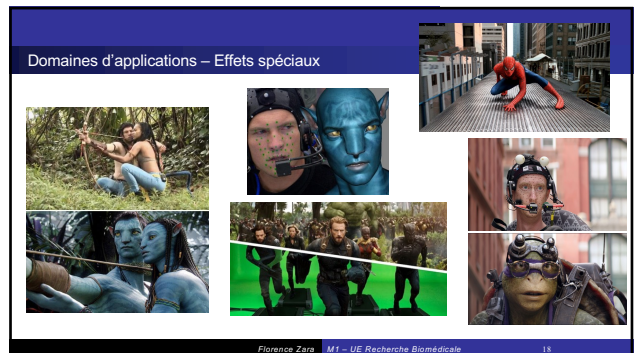
15



16



17



18

Domaines d'applications – en bilan

Pas les mêmes besoins selon les domaines d'application

- Réalisme plus ou moins important
- Temps d'exécution plus ou moins important
- Interactivité ou non avec les images créées

Pas les mêmes méthodes employées pour créer ces images

- Modèles et algorithmes différents
- Utilisation ou non du GPU, multi-cœurs

Florence Zara M1 – UE Recherche Biomédicale 19

19

Comment créer des images virtuelles ?



Florence Zara M1 – UE Recherche Biomédicale 20

20

Etapes de bases pour créer des images virtuelles animées

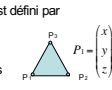
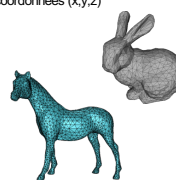
1. Création de la scène 3D

- Un ou plusieurs objets à positionner dans la scène
- Objet constitué de sommets / d'arêtes / de faces / de volumes élémentaires
- Chaque sommet est défini par sa position dans l'espace 3D : coordonnées (x,y,z)

Considérons le cas où les objets sont décrits par des triangles

Représentation de l'objet = maillage surfacique qui est défini par

- un ensemble de sommets
- un ensemble de faces (triangles)
- faces décrites par 3 sommets
- faces reliées ensemble par des arêtes communes

C'est l'étape de modélisation de la scène

Florence Zara M1 – UE Recherche Biomédicale 21

21

Etapes de bases pour créer des images virtuelles animées

2. Les coordonnées (x,y,z) des sommets des objets peuvent changer au cours du temps

- Les objets sont en mouvement : translation, rotation
- Les objets peuvent se déformer :
 - Changement de coordonnées des sommets induit déformation des faces / volumes de l'objet

C'est l'étape d'animation / simulation des objets de la scène



Florence Zara M1 – UE Recherche Biomédicale 22

22

Etapes de bases pour créer des images virtuelles animées

3. Informations supplémentaires pour afficher la scène 3D sur l'écran 2D

- Des primitives graphiques (couleur, propriétés matériaux) sont attachées aux sommets
- Des lumières doivent être positionnées dans la scène : position (x,y,z) des spots ayant une couleur
- Un observateur (ou une caméra) doit être positionné : position (x,y,z) de la caméra
- Qui s'ajoutent à la position et orientation des objets de la scène dans le repère monde (repère initial)

Ces informations permettront de faire l'affichage à l'écran de la scène qui est l'étape de rendu

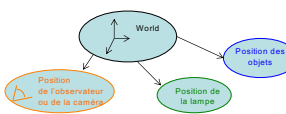
Florence Zara M1 – UE Recherche Biomédicale 23

23

Etapes de bases pour créer des images virtuelles animées

Au final, la scène 3D est constituée :

- De lumières ayant une position (x,y,z)
- D'une caméra ayant une position (x,y,z)
- D'objets positionnés / orientés dans le repère monde (repère initial)



La description de cet ensemble va permettre de générer l'image 2D à un instant donné
 Pour cela les objets vont remplir une partie de l'image 2D à un instant donné

Florence Zara M1 – UE Recherche Biomédicale 24

24

Etapes de bases pour créer des images virtuelles animées – Pipeline Graphique

Une étape importante : création de l'image finale

Pipeline graphique

Scène 3D → Affichage

Scène 3D → Image 2D visible à l'écran

Florence Zara | M1 – UE Recherche Biomédicale | 25

25

Création d'une image – au fait, c'est quoi une image en Informatique ?

- Rectangle (2D) : tableau 2D de pixels (= *picture element*)
 - nombre de lignes
 - nombre de colonnes
 - format des pixels (bit, niveaux de gris, niveaux de couleurs)
 - compression éventuelle

Continuous image Digital image Image = ensemble de pixels

Florence Zara | M1 – UE Recherche Biomédicale | 26

26

Etapes de bases pour créer des images virtuelles animées – Pipeline Graphique

Transformation à effectuer pour afficher la scène 3D sur un écran 2D
c'est-à-dire pour passer d'un espace 3D à un espace 2D

Plusieurs techniques possibles : cas simple du rendu projectif

Les objets sont projetés sur l'écran dans la direction de l'œil / de la caméra

Transformation des coordonnées 3D des modèles vers les coordonnées 2D des pixels

D'autres étapes encore à faire suite à cette projection

Florence Zara | M1 – UE Recherche Biomédicale | 27

27

Etapes de bases pour créer des images virtuelles animées – Pipeline Graphique

Etapes du pipeline graphique (faites par la carte graphique) réalisées suite à cette projection

- Clipping des objets 3D selon la pyramide de vue
- Calcul de la couleur des pixels = illumination
- Résolution de l'occlusion avec la suppression des parties cachées = Z-Buffer

Florence Zara | M1 – UE Recherche Biomédicale | 28

28

Etapes de bases pour créer des images virtuelles animées – Pipeline Graphique

Problème du clipping à gérer pour créer l'image 2D

lignes de pixels

parties à supprimer

Il faut redéfinir les triangles

points à trouver (coordonnées, couleur, texture) : les z ont été aplatis

Florence Zara | M1 – UE Recherche Biomédicale | 29

29

Etapes de bases pour créer des images virtuelles animées – Pipeline Graphique

Calcul de la couleur de chacun des pixels de l'image 2D = illumination

La couleur du pixel est définie soit :

- de manière explicite
- ou selon un modèle de fond établi aux sommets des triangles,
- puis interpolation pour remplir les pixels à l'intérieur des triangles

Tient compte de la lumière pour donner un aspect plus réel
Tient compte du placement de lampes qui ont une couleur
Tient compte des couleurs des différents objets

Nécessité de calculer la normale aux différents sommets de la surface

Florence Zara | M1 – UE Recherche Biomédicale | 30

30

Etapes de bases pour créer des images virtuelles animées – Pipeline Graphique

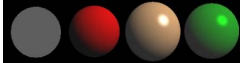
Pour tenir compte de la lumière - Il existe différents types de lumière

Composante ambiante : constante qui colore les pixels d'un objet par la même couleur quelque soit l'environnement lumineux.

Composante diffuse (différente pour chaque sommet) : permet de donner un effet 3D et lissé aux objets.

Composante spéculaire : correspond au léger reflet de la lumière sur les bords des objets.

Composante émissive : simulation de la lumière émise par un objet.



Composantes ambiante, diffuse, spéculaire et émissive

Florence Zara M1 – UE Recherche Biomédicale 31

31

Etapes de bases pour créer des images virtuelles animées – Pipeline Graphique

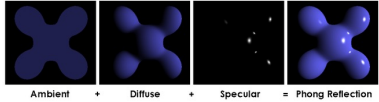
Modèle de Phong

L'illumination de Phong est un modèle local : il calcule l'intensité en chaque point

Il combine trois éléments :

- la lumière diffuse (modèle Lambertien)
- la lumière spéculaire
- et la lumière ambiante

Formule de couleur pour les différents sommets : $K_a L_a + K_d L_d \cos \theta + K_s L_s \cos \theta$
avec θ l'angle formé par la direction de l'œil et la source lumineuse



Ambient + Diffuse + Specular = Phong Reflection

Florence Zara M1 – UE Recherche Biomédicale 32

32

Etapes de bases pour créer des images virtuelles animées – Pipeline Graphique

Problème de l'occlusion

Le problème apparaît quand un objet se trouve devant un autre

Il faut alors prendre en compte qu'un objet n'est pas toujours visible selon le point de vue de l'observateur

Ceci n'est pas pré-calculable car dépend du point de vue

Florence Zara M1 – UE Recherche Biomédicale 33

33

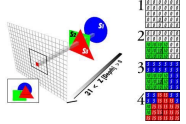
Etapes de bases pour créer des images virtuelles animées – Pipeline Graphique

Savoir quel objet est visible sur l'image = test de profondeur

Le Z-Buffer permet de gérer le problème de la visibilité

→ déterminer quels éléments de la scène doivent être rendus, c'est-à-dire lesquels sont cachés par d'autres et dans quel ordre l'affichage des primitives doit se faire.

Z-Buffer = tableau à 2 dimensions (X et Y) de la même taille que l'image
= chaque élément est un pixel de l'écran
= stocke les valeurs de profondeur des pixels (coordonnée Z)



Florence Zara M1 – UE Recherche Biomédicale 34

34

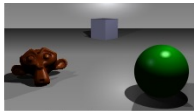
Etapes de bases pour créer des images virtuelles animées – Pipeline Graphique

Algorithme employé


Si un autre élément de la scène doit être affiché aux mêmes coordonnées (X,Y), la carte compare les deux profondeurs (Z), et n'affiche que le pixel le plus proche de la caméra

La valeur Z de ce pixel est ensuite placée dans le tampon de profondeur, remplaçant l'ancienne

Au final, l'image dessinée reproduit la perception de la profondeur habituelle et logique, l'objet le plus proche cachant les plus lointains.



A simple three-dimensional scene



Z-buffer representation

Florence Zara M1 – UE Recherche Biomédicale 35

35

En résumé, les étapes de bases pour créer des images virtuelles animées

- 1- **Modélisation** : représentation mathématique des objets virtuels
- 2- **Simulation / animation** : déformation et mouvement des objets virtuels
- 3- **Visualisation / rendu** : affichage des objets virtuels - **pipeline graphique**

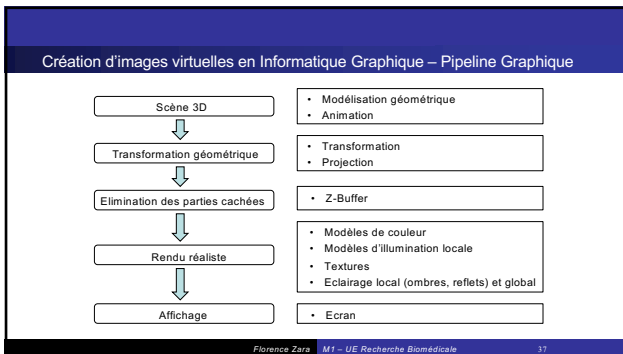


modélisation en 3D rendu

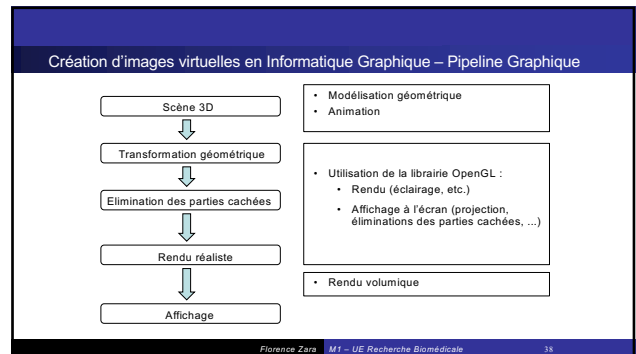
Chaque étape correspond à un domaine d'expertise à part entière

Florence Zara M1 – UE Recherche Biomédicale 36

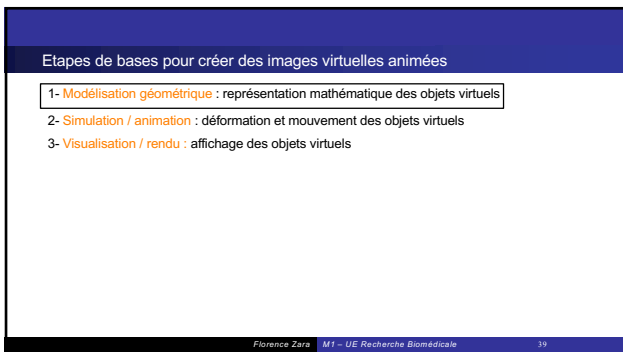
36



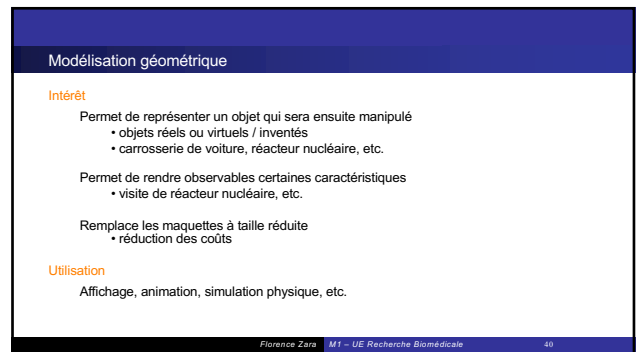
37



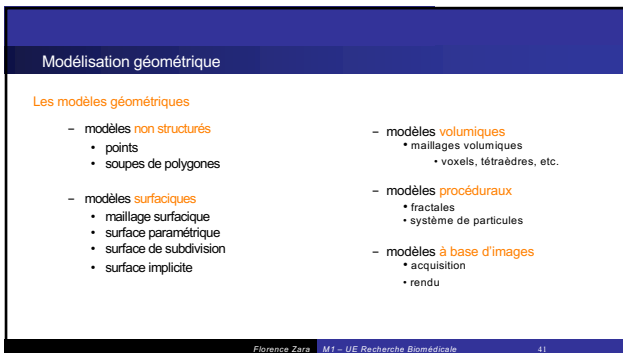
38



39



40



41



42

Modélisation géométrique

Modèles non structurés - Soupes de polygones

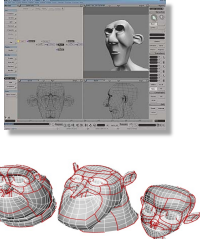
Ensemble non structuré de facettes

Avantages :

- représentation native de OpenGL
- nombreux logiciels d'édition

Inconvénients :

- opérations autre que l'affichage compliquées
- édition fastidieuse



Florence Zara M1 - UE Recherche Biomédicale 43

43

Modélisation géométrique

Modèles surfaciques - Maillages surfaciques

Ensemble connecté de polygones

- triangles, quads, polygones convexes

Permet de représenter

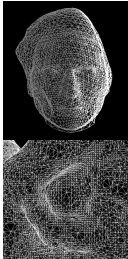
- la forme et la topologie de l'objet

Affichage facile avec librairie dédiée (OpenGL)

Permet d'effectuer facilement des calculs

- normales, courbures, simplification, etc.

⇒ modèle souvent employé en animation



Florence Zara M1 - UE Recherche Biomédicale 44

44

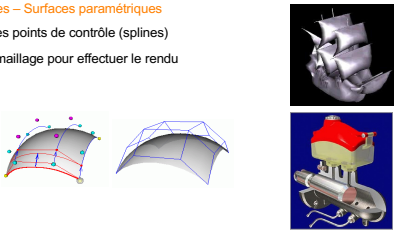
Modélisation géométrique

Modèles surfaciques - Surfaces paramétriques

Définition par des points de contrôle (splines)

Convertible en maillage pour effectuer le rendu

Edition aisée



Florence Zara M1 - UE Recherche Biomédicale 45

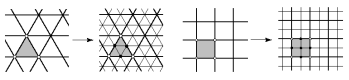
45

Modélisation géométrique

Modèles surfaciques - Surfaces de subdivision

Schéma de subdivision appliqué récursivement sur un maillage

- raffinement d'un ensemble de primitives géométriques en un ensemble plus dense
- création de nouveaux points et de nouvelles faces
- représentation multi-résolution naturelle d'une surface
- obtention d'une surface lisse



Florence Zara M1 - UE Recherche Biomédicale 46

46

Modélisation géométrique

Modèles surfaciques - Surfaces de subdivision

Il existe de nombreux schémas de subdivision

- les divisions de surface Catmull-Clark, Doo-Sabin, Loop, etc.



(a) 25,000 vertices. (b) 5,000 vertices. (c) 500 vertices.

Florence Zara M1 - UE Recherche Biomédicale 47

47

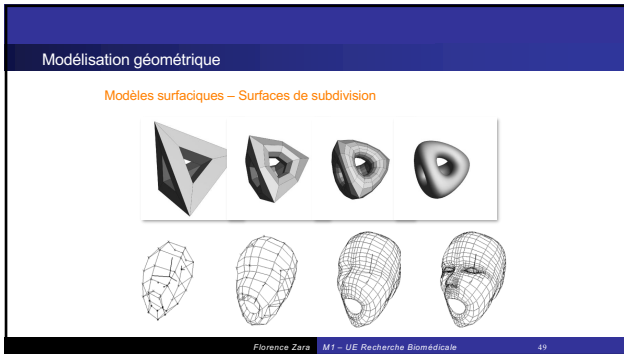
Modélisation géométrique

Modèles surfaciques - Surfaces de subdivision

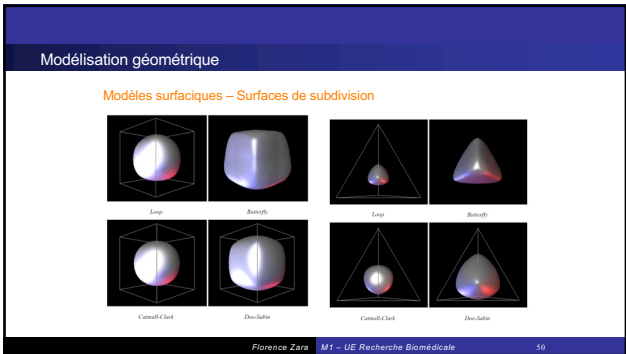


Florence Zara M1 - UE Recherche Biomédicale 48

48



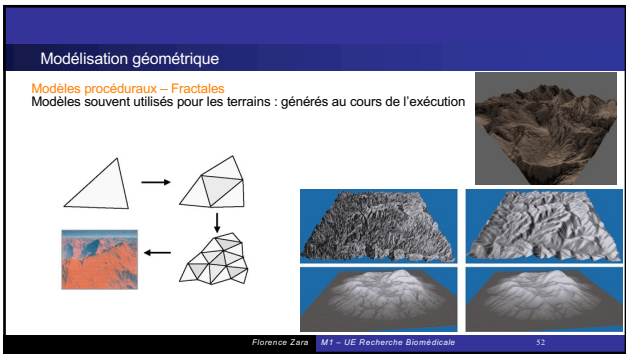
49



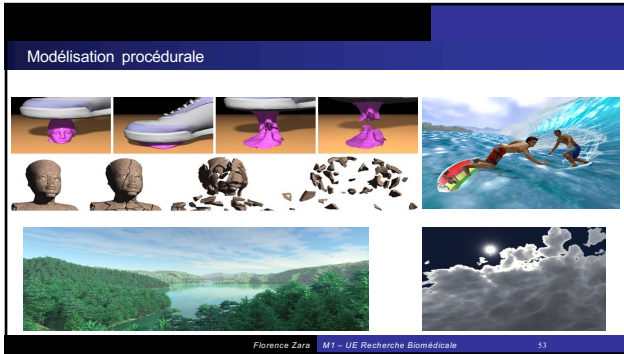
50



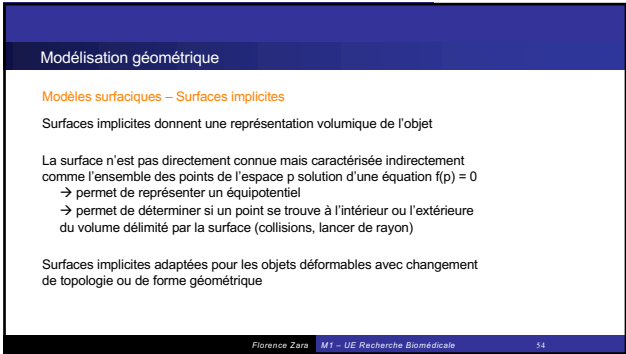
51



52



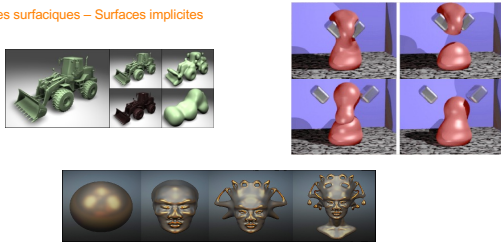
53



54

Modélisation géométrique

Modèles surfaciques – Surfaces implicites

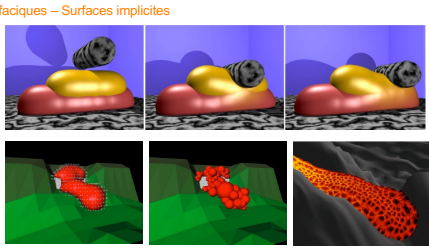


Florence Zara M1 – UE Recherche Biomédicale 55

55

Modélisation géométrique

Modèles surfaciques – Surfaces implicites



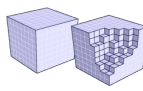
Florence Zara M1 – UE Recherche Biomédicale 56

56

Modélisation géométrique

Modèles volumiques – Voxels

Discretisation régulière de l'espace
 2D → pixels
 3D → voxels (élément de volume)



Une valeur est associée à chacun des voxels
 mais pas de connexion entre les éléments de volumes

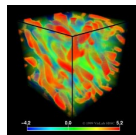
Florence Zara M1 – UE Recherche Biomédicale 57

57

Modélisation géométrique

Modèles volumiques – Voxels

Valeurs obtenues par l'évaluation discrète d'une fonction issue d'une simulation numérique → valeurs de $f(x, y, z)$



⇒ Rendu Volumique employé pour l'affichage des voxels

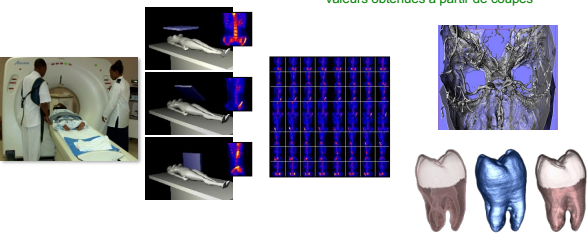
Florence Zara M1 – UE Recherche Biomédicale 58

58

Modélisation géométrique

Modèles volumiques – Voxels

Valeurs obtenues à partir de coupes



Florence Zara M1 – UE Recherche Biomédicale 59

59

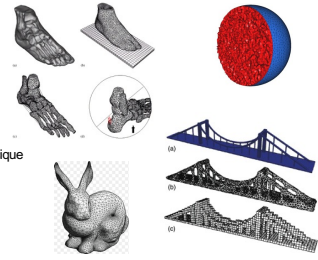
Modélisation géométrique

Modèles volumiques – Maillages volumiques

Ensemble connecté de polyèdres
 • tétraèdres, hexaèdres, prismes, etc.

Permet de représenter
 • la forme et la topologie de l'objet

Affichage facile avec OpenGL
 Obtention possible à partir d'un maillage surfacique



Florence Zara M1 – UE Recherche Biomédicale 60

60

Modélisation géométrique

Au final : il existe de nombreux modèles qui sont adaptés à différents besoins

Dans le cadre de la réalisation de simulations pour le médical, modèles usuellement employés :

- Maillages surfaciques et maillages volumiques

Le modèle géométrique permet de décrire les caractéristiques des objets présents dans la scène 3D :

- De base : forme, topologie des objets
- Et plus encore : comportement physique, lumineux, propriétés du matériau, etc.

Florence Zara M1 – UE Recherche Biomédicale 61

61

Etapas de bases pour créer des images virtuelles animées

- 1- **Modélisation** : représentation mathématique des objets virtuels
- 2- **Simulation / animation** : déformation et mouvement des objets virtuels
- 3- **Visualisation / rendu** : affichage des objets virtuels



Florence Zara M1 – UE Recherche Biomédicale 62

62

Animation d'objets 3D

Il existe différentes techniques d'animation en Informatique Graphique :

- Interpolation à partir de positions clés
 - cinématique directe et inverse
- Capture de mouvements
 - grande qualité mais spécifique
- Utilisation de modèles physiques
 - complexe mais permet une simulation automatique et réaliste

Florence Zara M1 – UE Recherche Biomédicale 63

63

Animation de personnage

- **Motion Capture** (capture de mouvement) pour produire une animation



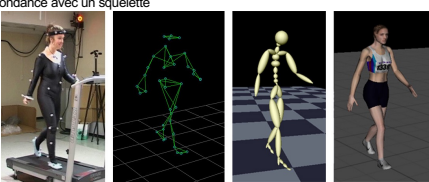

Florence Zara M1 – UE Recherche Biomédicale 64

64

Animation de personnage

Les étapes de la capture de mouvement :

- Segmentation des marqueurs sur les images de chaque camera
- Reconstruction 3D de chaque marqueur
- Correspondance avec un squelette




Florence Zara M1 – UE Recherche Biomédicale 65

65

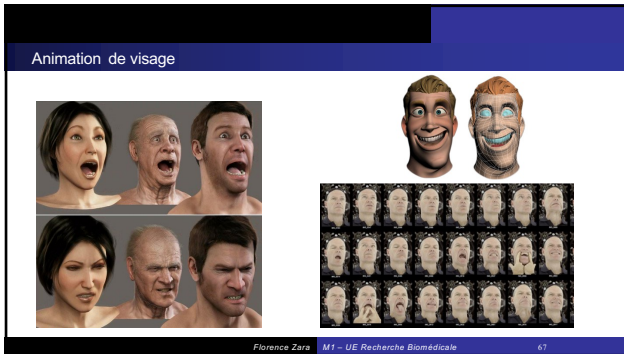
Animation de personnage

- **Skining**
- **Contrôle de mouvement**

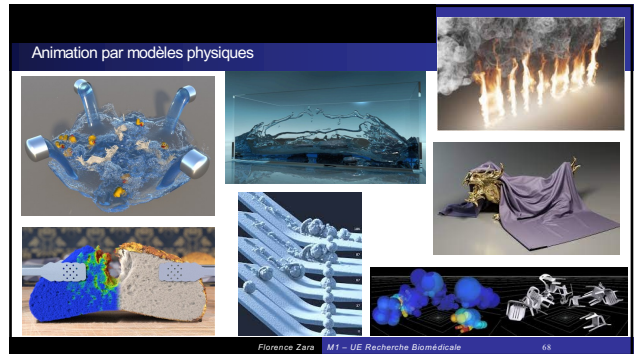


Florence Zara M1 – UE Recherche Biomédicale 66

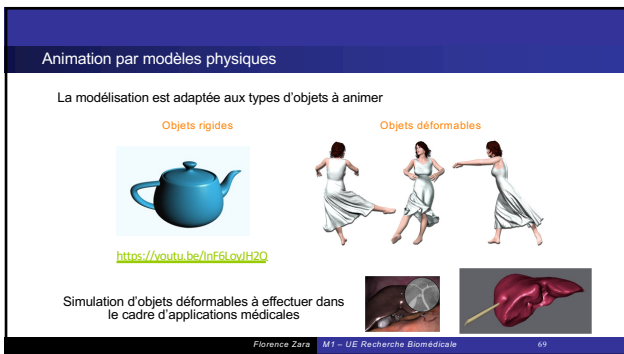
66



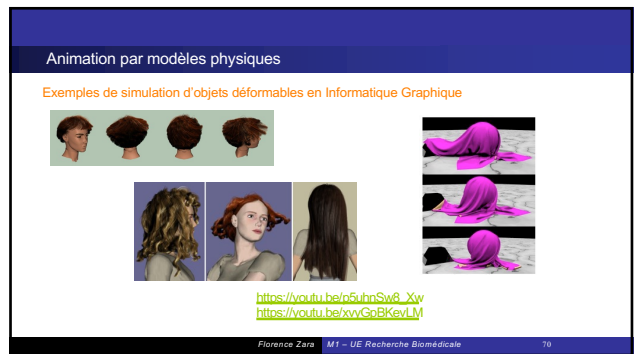
67



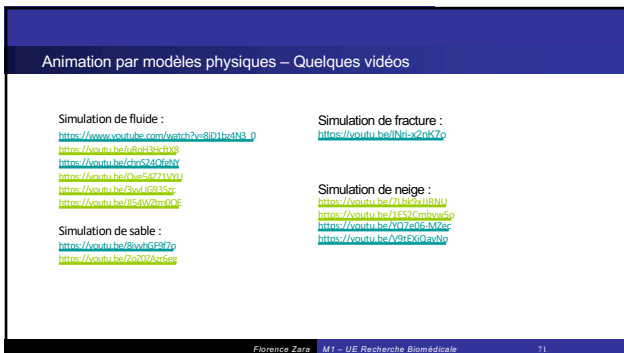
68



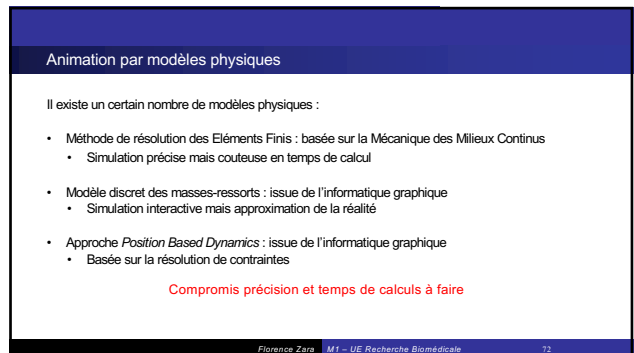
69



70



71



72

Animation par modèles physiques – Dynamique Newtonienne

Objet caractérisé par sa position, vitesse et accélération

Vitesse = dérivée par rapport au temps de la position : $v = x'$
 Accélération = dérivée par rapport au temps de la vitesse : $a = v' = x''$

Position = intégration de la vitesse par rapport au temps
 Vitesse = intégration de l'accélération par rapport au temps

Florence Zara M1 – UE Recherche Biomédicale 73

73

Animation par modèles physiques – Dynamique Newtonienne

Objet également caractérisé par sa masse (en Kg) et par sa force (en N)

Accélération de l'objet proportionnelle à l'intensité de la force

Force d'un Newton = intensité de la force requise pour donner une accélération d'un mètre par seconde au carré à une masse d'un kilogramme

Florence Zara M1 – UE Recherche Biomédicale 74

74

Animation par modèles physiques – Dynamique Newtonienne

Première loi de Newton

En l'absence de toute force, un objet au repos reste au repos

Si l'objet est en mouvement, et qu'aucune force extérieure ne lui est appliquée, sa vitesse reste constante

⇒ Mouvement d'un objet ne peut être modifié que par l'intervention d'une force

Florence Zara M1 – UE Recherche Biomédicale 75

75

Animation par modèles physiques – Dynamique Newtonienne

Seconde loi de Newton : principe fondamentale de la dynamique

Soit un objet de masse constante m
 accélération $\vec{a}(t)$
 et force $\vec{F}(t)$

Equation du mouvement :

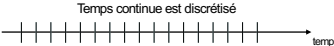
$$\vec{F}(t) = m\vec{a}(t) \Rightarrow \vec{a}(t) = \vec{F}(t)/m$$

Florence Zara M1 – UE Recherche Biomédicale 76

76

Animation par modèles physiques – Dynamique Newtonienne

Temps continue est discrétisé



Etapes de calculs à effectuer à chaque pas de temps de la simulation = boucle de simulation

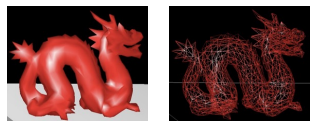
1. Calcul des forces exercées sur l'objets
 - forces dues au modèle physique employé
 - forces extérieures (gravité, etc.)
2. Calcul des accélérations (PFD) : somme des forces = masse x accélération
3. Intégration des accélérations pour obtenir les vitesses
4. Intégration des vitesses pour obtenir les positions
5. Affichage de l'objet

Florence Zara M1 – UE Recherche Biomédicale 77

77

Animation par modèles physiques – Choix du modèle physique

Systèmes de particules



Florence Zara M1 – UE Recherche Biomédicale 78

78

Animation par modèles physiques – Choix du modèle physique

Système masses-ressorts

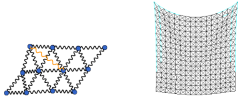
Matériel discrétisé en un ensemble de particules/masses connectées entre elles par des ressorts

Masse associée à chacune des particules

Vecteurs position, vitesse et accélération associée à chacune des particules

Les objets modélisés peuvent être :

- des courbes (cheveux, cordes, etc.) → 1D
- des surfaces (textiles, surface de l'eau, etc.) → 2D
- des volumes (objet volumique visqueux) → 3D



Florence Zara M1 – UE Recherche Biomédicale 79

79

Animation par modèles physiques – Choix du modèle physique

Formulation d'un système masses-ressorts

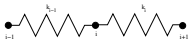
Système contient :

- p particules de masses m et de position x pour $1 \leq i \leq p$
- $(p-1)$ ressorts

Particule i est connectée par deux ressorts aux points $i-1$ et $i+1$

Ressort $_i$

- relié les masses m et m
- avec une raideur $k_i > 0$
- et une longueur au repos l_i



Florence Zara M1 – UE Recherche Biomédicale 80

80

Animation par modèles physiques – Choix du modèle physique

Equation du mouvement pour un système masses-ressorts

Soit \mathcal{A} = ensemble des indices j tels que m_i connectée à m_j

Soit F_i les forces externes appliquées à la masse i

Equation du mouvement de la particule i (PFD) :

$$m_i \ddot{x}_i = \text{somme des forces exercées sur } i$$

$$\Rightarrow m_i \ddot{x}_i = \sum_{j \in \mathcal{A}_i} k_{ij} (\|x_j - x_i\| - l_{ij}) + F_i$$

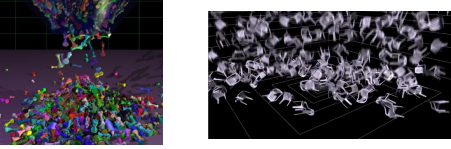
- Obtention des accélérations des points au cours du temps
- Intégration des accélérations pour obtenir les vitesses
- Intégration des vitesses pour obtenir les positions

Florence Zara M1 – UE Recherche Biomédicale 81

81

Animation par modèles physiques – Collisions

Gestion de plusieurs objets dans la scène



Souvent plusieurs objets en interaction dans la scène
→ collisions à traiter entre les objets en interaction

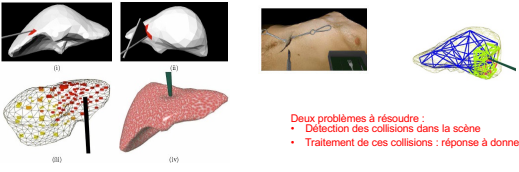
Florence Zara M1 – UE Recherche Biomédicale 82

82

Animation par modèles physiques – Collisions

Exemple application pour le médical

Collisions à traiter entre différents objets : entre organes ou entre organe et objet chirurgical



Deux problèmes à résoudre :

- Détection des collisions dans la scène
- Traitement de ces collisions : réponse à donner

Florence Zara M1 – UE Recherche Biomédicale 83

83

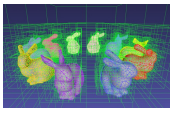
Animation par modèles physiques – Collisions

Détection des collisions

Plusieurs méthodes :

- Regarde s'il existe un plan partitionnant l'espace en 2 demi espaces
 - l'un contient l'objet A et l'autre l'objet B : pas de collision
- Calcul de la distance entre les objets
 - si elle est inférieure ou égale à 0, il y a collision

Utilisation de structure de données permettant d'optimiser la détection
→ Objets sont encapsulés dans des boîtes
→ Détection des collisions entre ces volumes englobants



Florence Zara M1 – UE Recherche Biomédicale 84

84

Animation par modèles physiques – Collisions

Différents types de collisions possibles

- Contact en collision :
 - objets qui rebondissent l'un sur l'autre (force d'impulsion)
- Contact établi :
 - glissement ou frottement entre les objets (force de contact)

⇒ Modification de la vitesse des objets pour répondre aux collisions
Puis intégration de cette nouvelle vitesse dans la boucle d'animation

Florence Zara M1 – UE Recherche Biomédicale 85

85

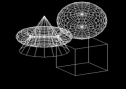
Etapes de bases pour créer des images virtuelles animées

- 1- **Modélisation géométrique** : représentation mathématique des objets virtuels
- 2- **Simulation / animation** : déformation et mouvement des objets virtuels
- 3- **Visualisation / rendu** : affichage des objets virtuels

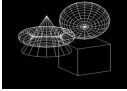
Florence Zara M1 – UE Recherche Biomédicale 86

86

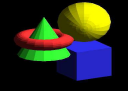
Rendu / affichage du modèle



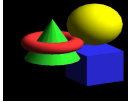
Fil de fer



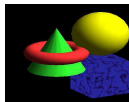
Faces cachées (objet)



Rendu Gouraud



Rendu Phong



Texture

Florence Zara M1 – UE Recherche Biomédicale 87

87



Rendu réaliste





Florence Zara M1 – UE Recherche Biomédicale 88

88

Rendu temps réel







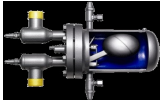


Florence Zara M1 – UE Recherche Biomédicale 89

89

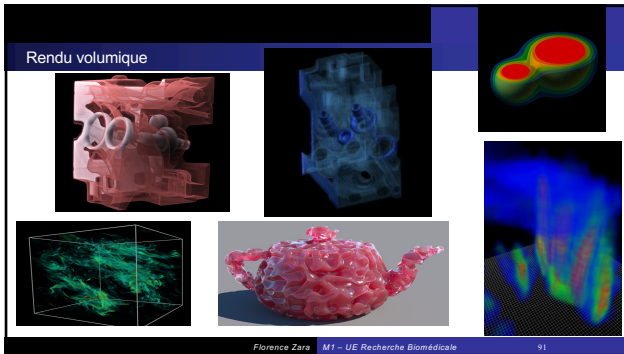
Rendu non photo réaliste (NPR)

Florence Zara M1 – UE Recherche Biomédicale 90

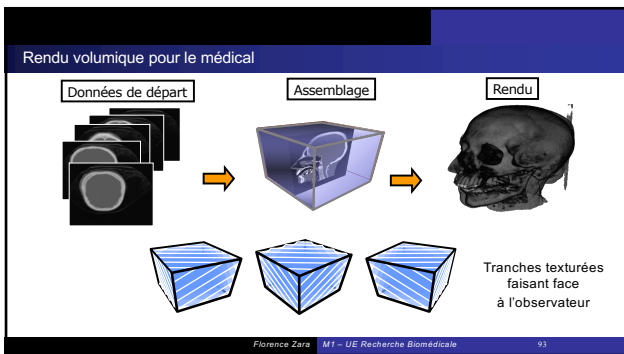
90



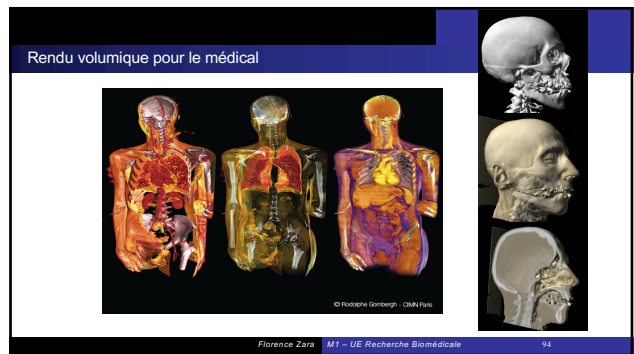
91



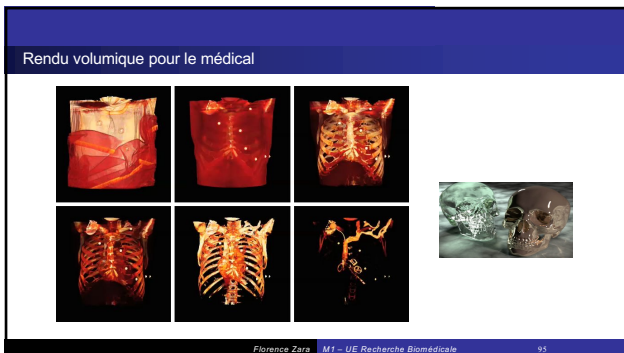
92



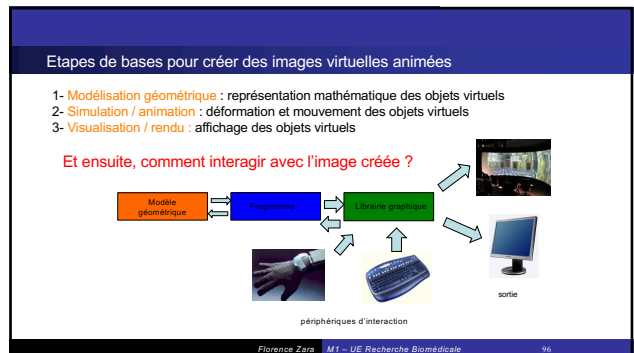
93



94



95



96

Comment interagir avec l'image créée ? c'est la Réalité Virtuelle

Image virtuelle + matériel de vision + robotique

Objectifs :

- Immerger l'utilisateur dans le monde virtuel
- Interagir avec le monde virtuel
- Reproduire les sensations du réel : vision, toucher, interaction



Florence Zara M1 - UE Recherche Biomédicale 97

97

Objectif : améliorer l'immersion dans le monde virtuel

Écran remplacé par un autre dispositif de vision

Mur de projections = association de plusieurs vidéo projecteurs

- Intérêts : haute résolution, collaboration, travail à l'échelle 1
- Mais...
 - Couverture incomplète du champ visuel
 - Coût élevé



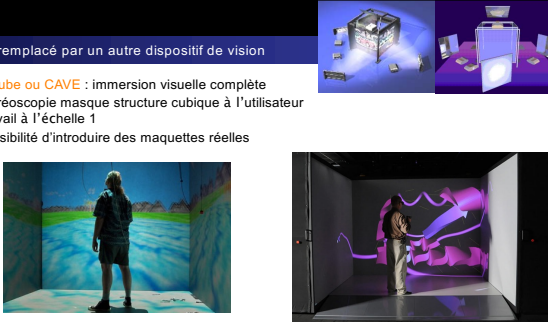
Florence Zara M1 - UE Recherche Biomédicale 98

98

Écran remplacé par un autre dispositif de vision

Visio Cube ou CAVE : immersion visuelle complète

- Stéréoscopie masque structure cubique à l'utilisateur
- Travail à l'échelle 1
- Possibilité d'introduire des maquettes réelles



Florence Zara M1 - UE Recherche Biomédicale 99

99

Écran remplacé par un autre dispositif de vision

Visio plan ou Workbench

Premier workbench créé en 1993 au GMD (Allemagne)

Au lieu d'être immergé dans le monde virtuel, l'utilisateur le surplombe

- Couverture limitée du champ visuel
- Collaboration (limité en stéréoscopie)
- Position de travail approprié (opération chirurgicale virtuelle)

Encombrement et coût raisonnable



Florence Zara M1 - UE Recherche Biomédicale 100

100

Écran remplacé par un autre dispositif de vision

Casque de Réalité Virtuelle



Florence Zara M1 - UE Recherche Biomédicale 101

101

Écran remplacé par un autre dispositif de vision

Et bien d'autres dispositifs...



Florence Zara M1 - UE Recherche Biomédicale 102

102

Objectif : interagir en restituant la sensation du toucher

Souris-clavier remplacés par un autre dispositif d'interaction : interfaces haptiques

Gants haptiques : forces appliquées sur les doigts suite à la manipulation des objets présent dans l'environnement virtuel



Florence Zara M1 - UE Recherche Biomédicale 103

103

Souris-clavier remplacés par un autre dispositif d'interaction : interfaces haptiques

Bras à retour d'efforts



Phantom Omni - Sensable

6 DOF Delta from Force Dimension

6 DOF Phantom Premium 1.5

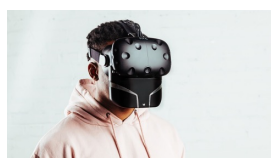
Falcom - Novint

Mantis - Mimic

Florence Zara M1 - UE Recherche Biomédicale 104

104

Encore plus d'immersion : odeur



Point de Montage

Générateur d'Odeurs

Flux d'Air Chaud

Brunisateur

Microphone

Florence Zara M1 - UE Recherche Biomédicale 105

105

Domaines d'applications de la RV - Divertissement



Florence Zara M1 - UE Recherche Biomédicale 106

106

Domaines d'applications de la RV - Santé

Traitement de différentes pathologies



Apprentissage



Florence Zara M1 - UE Recherche Biomédicale 107

107

Domaines d'applications de la RV - Aviation

Simulateurs d'apprentissage pour pilotage avion



RightSafety

Florence Zara M1 - UE Recherche Biomédicale 108

108

Apport de la Réalité Virtuelle dans le monde médical
Conception de simulateurs pour l'apprentissage de gestes médicaux

Florence Zara M1 - UE Recherche Biomédicale 109

109

Simulateurs pour l'apprentissage de gestes médicaux - Motivation

Apprendre et acquérir la **dextérité** nécessaire aux gestes médicaux-chirurgicaux sans risque pour le patient

« Jamais la première fois sur le patient »
Haute autorité de Santé (HAS), rapport 2012.




Florence Zara M1 - UE Recherche Biomédicale 110

110

Simulateurs pour l'apprentissage de gestes médicaux - Motivation

Intérêt :

- Apprentissage sans risque pour le patient
- Entraînement avant une opération à risques (patient spécifique)
- Multiplier et cibler les situations rencontrées :
 - Gestes / pathologies / situations morphologies : usuels et rares
- Améliorer la connaissance et le raisonnement du geste
 - Pour mieux l'acquérir, le comprendre, se l'approprier

Plusieurs étapes à résoudre pour concevoir une telle application :

- Modèles géométriques
- Rendu moteur (animation et affichage)
- Interfaces haptiques
- Validation

Florence Zara M1 - UE Recherche Biomédicale 111

111

Simulateurs pour l'apprentissage de gestes médicaux - Enjeux

Fournir à l'équipe médicale une interface la plus :
complète possible ; simple d'utilisation ; proche possible du terrain
Pour assurer l'acceptabilité de l'outil par le corps médical

Avoir un coût compatible avec utilisation en milieu hospitalier
Assurer la portabilité du dispositif proposé
Implantation de salles complètes ou simulateur déplacé régulièrement

Assurer le réalisme du simulateur pour immerger équipe médicale
Réalisme doit être en accord avec son apport pour la formation

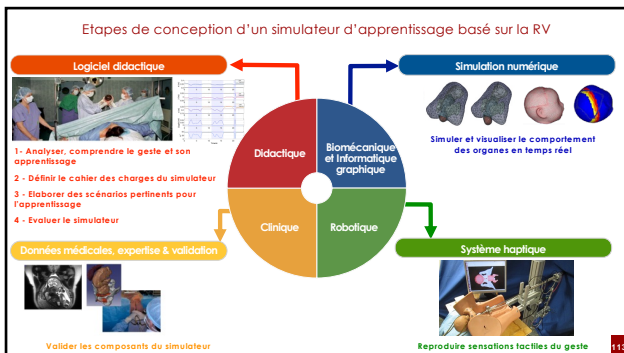
Elaborer des scénarios pertinents et progressifs pour l'apprentissage

Evaluer l'apport pour l'apprentissage :
Accélération de l'apprentissage ? / Qualité de l'apprentissage ?

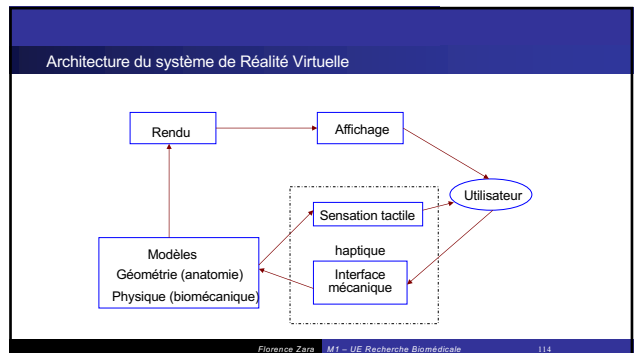
« Il faut apprendre à opérer un vrai patient et non pas à opérer sur le simulateur. »

Florence Zara M1 - UE Recherche Biomédicale 112

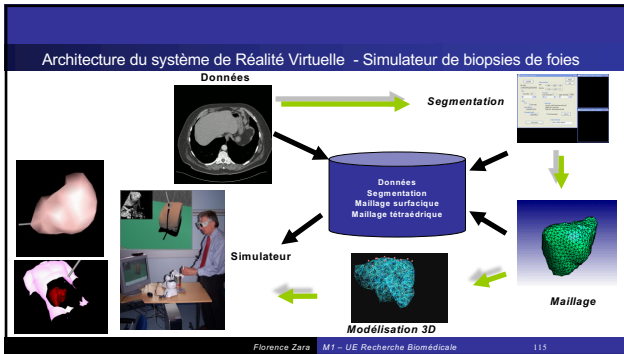
112



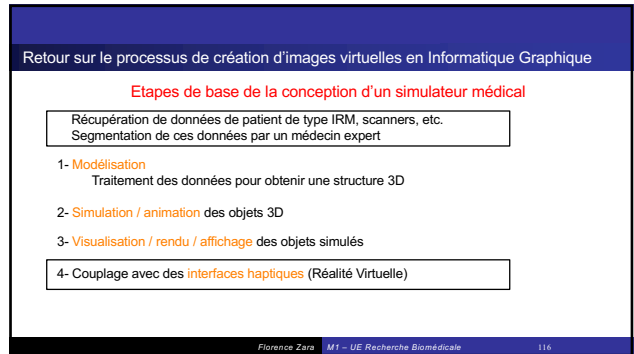
113



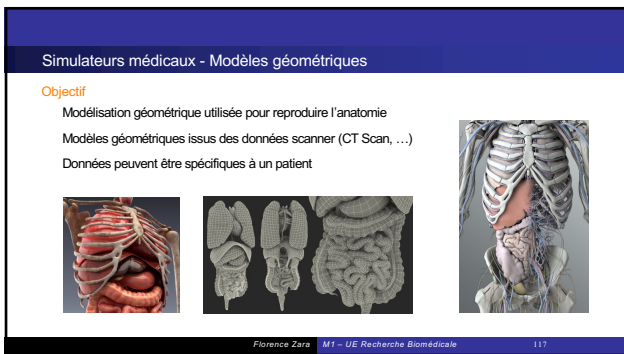
114



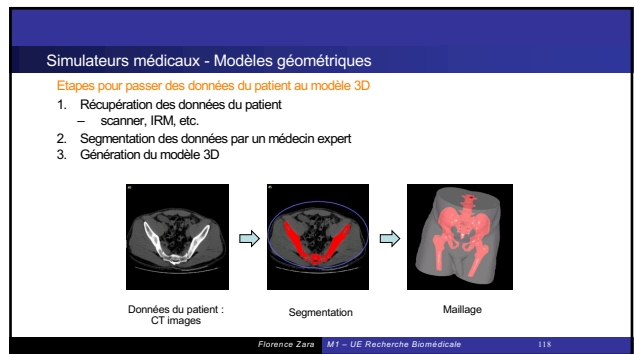
115



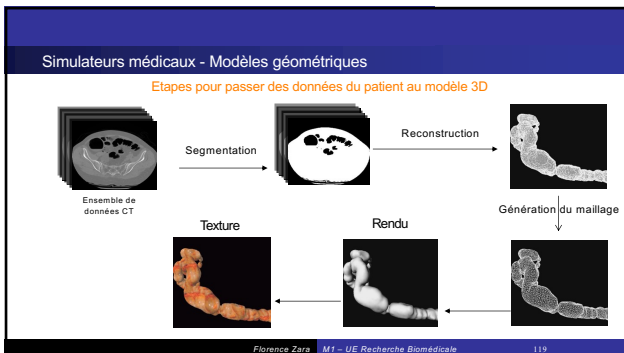
116



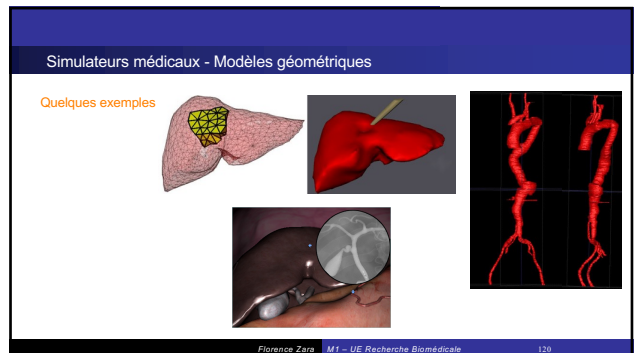
117



118



119



120

Simulateurs médicaux - Modèles géométriques

Quelques exemples

Modèle sphérique du colon

Virtual Colonoscopy - University of Hamburg

Florence Zara M1 - UE Recherche Biomédicale 121

121

Simulateurs médicaux - Modèles géométriques

Quelques exemples

Modèle des organes impliqués dans un accouchement

Florence Zara M1 - UE Recherche Biomédicale 122

122

Simulateurs médicaux - Modèles géométriques

Quelques exemples

Projet Merlion - Données issues de l'IRCAD (Strasbourg)
Réseaux vasculaires

Florence Zara M1 - UE Recherche Biomédicale 123

123

Simulateurs médicaux - Simulation par modèles physiques

Simulation physique

Reproduire le comportement des organes en interaction

Florence Zara M1 - UE Recherche Biomédicale 124

124

Simulateurs médicaux - Simulation par modèles physiques - MMC

Caractéristiques des objets déformables

Caractéristique d'un objet déformable = **élasticité**
→ objet retourné à sa forme initiale après une déformation

Objet déformable caractérisé par le rapport entre la **contrainte** (stress) et la **déformation** (strain)

Contrainte = intensité de la force appliquée divisée par l'aire de la surface sur laquelle la force est exercée

⇒ $\text{contrainte} = \text{force} / \text{surface}$

Florence Zara M1 - UE Recherche Biomédicale 125

125

Simulateurs médicaux - Simulation par modèles physiques - MMC

Principaux paramètres d'élasticité qui caractérisent les objets déformables

Différents types de déformation correspondant à différents paramètres

Elongation → module de Young, coefficient de Poisson
Cisaillement → module de cisaillement (Coulomb)
Compression → module de compressibilité (Bulk)

Florence Zara M1 - UE Recherche Biomédicale 126

126

Simulateurs médicaux – Simulation par modèles physiques - MMC

Autres caractéristiques des objets déformables

Lois de comportement :

- linéaire
- plastique
- non-linéaire
- non-linéaire visco

Loi d'élasticité linéaire ou de Hooke :
contrainte (σ) = module de Young (E) x déformation (ϵ)

Florence Zara M1 – UE Recherche Biomédicale 127

127

Simulateurs médicaux – Simulation par modèles physiques - MMC

Déformation de l'objet quantifiée par un **tenseur de déformations**

→ décrit l'état de déformation local résultant de contraintes (efforts internes)

→ matrice des allongements (termes diagonaux) et des cisaillements (termes non diagonaux) subis par l'objet

→ tenseur des déformations (ϵ) est relié au champ de contrainte (σ) par la **loi de comportement de l'objet** (Hooke, Neo-Hooke, Saint Venant Kirchoff, Yeoh, etc.)

Florence Zara M1 – UE Recherche Biomédicale 128

128

Simulateurs médicaux – Simulation par modèles physiques - MMC

Relations de la Mécanique des Milieux Continus

Florence Zara M1 – UE Recherche Biomédicale 129

129

Simulateurs médicaux – Simulation par modèles physiques - MMC

Tenseur de déformations de Green-Lagrange

Soit u le déplacement d'un point de l'objet par rapport à sa position d'origine

$$\epsilon_{ij} = \frac{1}{2}(\bar{\nabla}u + [\bar{\nabla}u]^T + [\bar{\nabla}u]^T \cdot \bar{\nabla}u)$$

Tenseur de déformations de Cauchy pour les petites déformations

$$\epsilon_{ij} = \frac{1}{2}(\bar{\nabla}u + [\bar{\nabla}u]^T)$$

avec le gradient de u défini par :

$$\bar{\nabla}u = \begin{pmatrix} \frac{\partial u_x}{\partial x} & \frac{\partial u_x}{\partial y} & \frac{\partial u_x}{\partial z} \\ \frac{\partial u_y}{\partial x} & \frac{\partial u_y}{\partial y} & \frac{\partial u_y}{\partial z} \\ \frac{\partial u_z}{\partial x} & \frac{\partial u_z}{\partial y} & \frac{\partial u_z}{\partial z} \end{pmatrix}$$

Florence Zara M1 – UE Recherche Biomédicale 130

130

Simulateurs médicaux – Simulation par modèles physiques - MMC

Tenseur de contraintes σ

- Définit la contrainte en un point à l'intérieur du matériau

$$\sigma = \begin{pmatrix} \sigma_{11} & \sigma_{12} & \sigma_{13} \\ \sigma_{21} & \sigma_{22} & \sigma_{23} \\ \sigma_{31} & \sigma_{32} & \sigma_{33} \end{pmatrix}$$

avec la traction $T = \sigma \cdot n \cdot dS$

normale surface

Florence Zara M1 – UE Recherche Biomédicale 131

131

Simulateurs médicaux – Simulation par modèles physiques - MMC

Loi de comportement élastique linéaire (petite déformation / isotropique)

- Loi de Hooke $[\sigma] = 2\mu[\epsilon] + \lambda Tr([\epsilon])I$

Avec les coefficients de Lamé $\lambda = \frac{E\nu}{(1+\nu)(1-2\nu)}$ $\mu = \frac{E}{2(1+\nu)}$

E : module de Young – rigidité de l'objet (en Pa)
 ν : coefficient de Poisson - compressibilité de l'objet (< 0.5)

$$[\sigma] = \frac{E}{(1+\nu)}([\epsilon] + \frac{\nu}{(1-2\nu)}Tr([\epsilon])I)$$

Florence Zara M1 – UE Recherche Biomédicale 132

132

Simulateurs médicaux – Simulation par modèles physiques - MMC

Loi de comportement pour élasticité non-linéaire

- Difficile de trouver la relation entre contrainte et déformation

$$\sigma = \frac{\partial W(\epsilon)}{\partial \epsilon} \leftarrow \text{Energie de déformation}$$

Florence Zara M1 – UE Recherche Biomédicale 133

133

Simulateurs médicaux – Simulation par modèles physiques - MMC

Loi fondamentale de la dynamique s'écrit alors sous la forme

$$\text{div}([\sigma]) + f_{ext} = \rho \ddot{u}$$

ρ masse volumique
 f_{ext} forces volumiques appliquées au point
 $\text{div}(\sigma)$ les forces surfaciques

→ résolution de l'équation (système différentielle du second ordre) donne le déplacement u au cours du temps
 → obtention du mouvement de l'objet au cours du temps

Florence Zara M1 – UE Recherche Biomédicale 134

134

Simulateurs médicaux – Simulation par modèles physiques - MMC

Florence Zara M1 – UE Recherche Biomédicale 135

135

Simulateurs médicaux – Simulation par modèles physiques

Intégration de la simulation dans un simulateur d'apprentissage de gestes médicaux
 Simulation doit être en temps réel

Un certain nombre de simplifications à faire pour arriver au temps réel

- Simplification des modèles géométriques des organes
- Lois de comportement simples
- Modèles physiques
- Conditions aux limites
- Modèle de collision
- Parallélisation des algorithmes de simulation

Florence Zara M1 – UE Recherche Biomédicale 136

136

Simulateurs médicaux – Simulation physique de la descente d'un fœtus

- Simplification of the meshes (less nodes)
- Simplification of the constitutive law of organs
- Pelvis: Hooke - $E = 23 \text{ Mpa}$, $\nu = 0.3$, $\rho = 1\,000 \text{ kg/m}^3$
- Abdomen: Neo-Hooke - $C_{10} = 5 \text{ kPa}$, $\rho = 2\,500 \text{ kg/m}^3$
- Uterus: Neo-Hooke - $C_{10} = 30 \text{ kPa}$, $\rho = 950 \text{ kg/m}^3$
- Fetus: Neo-Hooke
 - Skin: $C_{10} = 130 \text{ kPa}$, $\rho = 400 \text{ kg/m}^3$
 - Skull: $C_{10} = 75 \text{ kPa}$, $\rho = 950 \text{ kg/m}^3$
 - Body: $C_{10} = 70 \text{ kPa}$, $\rho = 950 \text{ kg/m}^3$

Florence Zara M1 – UE Recherche Biomédicale 137

137

Simulateurs médicaux – Simulation physique de la descente d'un fœtus

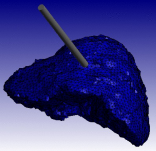
• P/L boundary conditions

Florence Zara M1 – UE Recherche Biomédicale 138

138

Simulateurs médicaux – Simulation physique

Interaction : gestion des collisions



Florence Zara M1 – UE Recherche Biomédicale 139

139

Simulateurs médicaux - Interfaces haptiques



Bras Phantom pour la biopsie



VSP (Voxmap Pointshell) pour la réalisation d'un sondage

Florence Zara M1 – UE Recherche Biomédicale 140

140

Simulateurs médicaux - Interfaces haptiques

Apprentissage pour la chirurgie dentaire (DIGISENS)

Florence Zara M1 – UE Recherche Biomédicale 141

141

Simulateurs chirurgicaux - Validation

Application validée par un médecin expert :

- Reproduction des sensations réelles ?

Application validée par un didacticien :

- Mise en place de scénarios pertinents pour l'apprentissage du geste
- Mais il ne faut pas que reproduire le geste mais se l'approprier
 - Outil (action) → Instrument (perception de pourquoi on fait le geste)
- Evaluation de cet apprentissage
 - Comparaison avec un apprentissage standard
 - « Bon sur simulateur » équivalent à « bon chirurgien » ?


Florence Zara M1 – UE Recherche Biomédicale 142

142

Simulateurs chirurgicaux – Simulateurs commerciaux



Lapsim Laparoscopic Simulator



Symbionix Lap Mentor

<https://www.youtube.com/watch?v=R-YUo2w6Z-A&t=37s>

<https://www.3dsystems.com/video/symbionix-lap-mentor-laparoscopy>

Florence Zara M1 – UE Recherche Biomédicale 143

143

Vissage Sacro-Iliaque – Projet TELEOS



Gestes percutanés – difficulté de réalisation

Triangulation "oeil - radio - main"

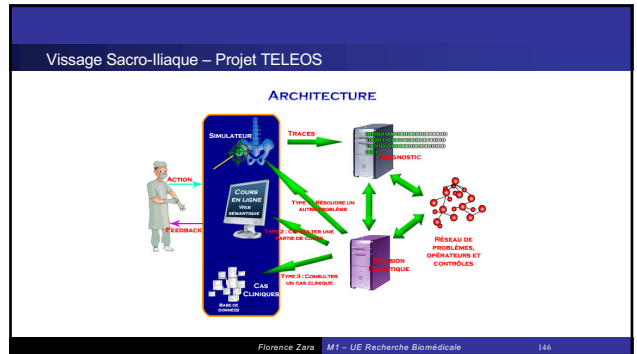
compétences

Florence Zara M1 – UE Recherche Biomédicale 144

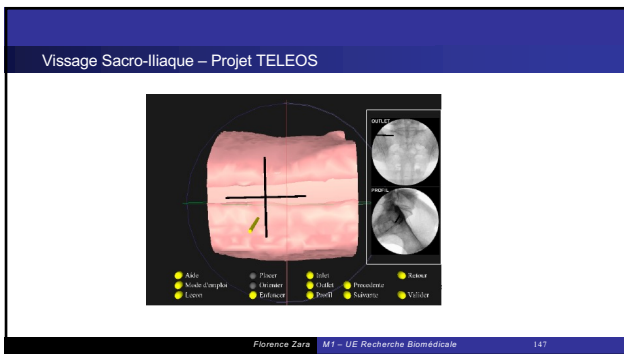
144



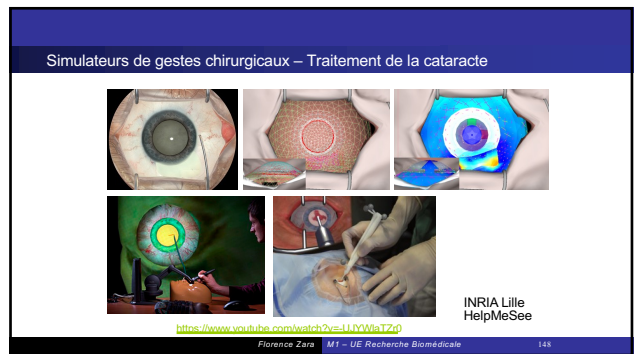
145



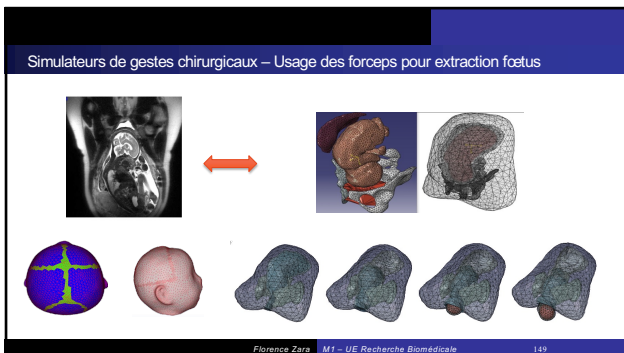
146



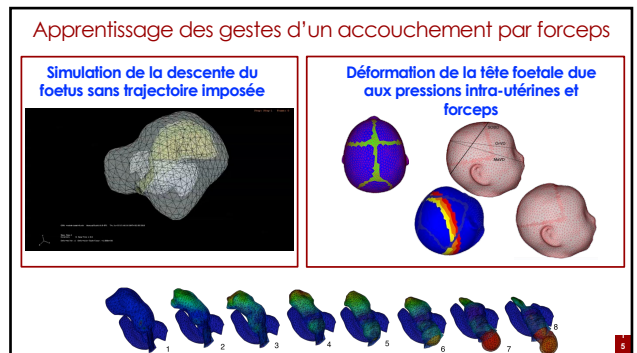
147



148



149



150

Apprentissage des gestes d'un accouchement par forceps

Couplage : simulation numérique & dispositif haptique

151

Apprentissage du geste de la ponction guidée par échographie

Difficulté de l'apprentissage d'un geste bi-manuelle

Enjeux du simulateur :

- Reproduire le comportement de l'aiguille (pénétration dans les organes)
- Reproduire le comportement de la sonde et de son rendu
- Reproduire les sensations tactiles durant le geste de ponction
- Evaluer le geste

152

Apprentissage du geste de la ponction guidée par échographie

Modèles 3D

Rendu de type échographie

Déformations : aiguille et sonde

153

Apprentissage du geste de la ponction guidée par échographie

Couplage : simulation numérique & dispositif haptique

154

Un long processus de développement...

Pour obtenir un simulateur améliorant l'apprentissage des gestes

- **Première validation :**
 - Simulation & haptique
- **Seconde validation :**
 - Intégration des scénarii pertinents pour l'apprentissage
 - Le simulateur doit pouvoir reproduire ces scénarii
 - Gestion de situations usuelles & rares : morphologie, pathologie, geste à réaliser
- **Troisième validation :**
 - Campagne de tests avec les praticiens
 - Evaluation de l'apport du simulateur pour l'apprentissage

155

Allons plus loin : vers des simulateurs patient spécifique

Encore plus de verrous scientifiques et techniques à lever pour la simulation :

- Récupérer les **données** directement **auprès du patient** (IRM, paramètres biomécaniques)
- Nécessiter d'**automatiser** tout le pipeline permettant de **générer les modèles 3D**
- Nécessiter d'avoir des **simulations plus précises**
- Avec une **validation robuste!**

156

En bilan

- **Collaboration multidisciplinaire indispensable** pour réaliser de tels simulateurs
- **Travail avec le corps médical** tout au long de la conception
- **Difficultés et limites :**
 - Simulateur doit permettre de reproduire et apprendre le vrai geste
 - Validation complexe (simulation & haptique)
- **Intérêts escomptés :**
 - Accélération de l'apprentissage
 - Amélioration des connaissances au niveau physiologique
 - Mise en place de nouvelles méthodes d'évaluation du geste
 - Mise en place de nouvelles techniques / nouveaux gestes

157

Conclusion

158

Informatique Graphique, RV et applications médicales

Infomatique Graphique

- Processus complet de création d'images virtuelles animées
 - Modélisation, animation, rendu

Réalité Virtuelle

- Outils pour ajouter du réalisme à la scène virtuelle

Utilisation de ces technologies pour le monde médicale

- Apprentissage de gestes médicaux-chirurgicaux
- Compréhension des comportements
- Entraînement avant opérations délicates
- Tester de nouvelles méthodes / gestes ?

159

Informatique Graphique, Réalité Virtuelle et Applications médicales

Florence Zara
Université Claude Bernard Lyon 1

160

Concepts de base de la librairie OpenGL

3 – Rendu de la scène

Le rendu s'effectue en deux étapes :

1. Placement des objets dans l'écran
2. Remplissage de l'objet pixel par pixel

– Algorithme de profondeur employé pour savoir si c'est l'objet considéré qui doit remplir le pixel ou un autre

```

  graph LR
    A[Image sans l'objet] -- "Projection de l'objet sur l'écran" --> B[Ensemble de pixels à remplir]
    B -- "Remplissage pixel par pixel" --> C[Image avec l'objet]
  
```

161

Transformations géométriques

Transformations géométriques en 2D : translation, rotation, changement d'échelles

Introduction des coordonnées homogènes

Transformations géométriques en 2D et 3D en utilisant les coordonnées homogènes

162

Transformations géométriques

Translation d'un point 2D
 $x' = x + T_x$ et $y' = y + T_y$

Avant Après

Notation : $P' = P + T$ (somme vectorielle)
 avec $P = \begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix}$ et $T = \begin{pmatrix} T_x \\ T_y \end{pmatrix}$

Florence Zara M1 - UE Recherche Biomédicale 163

163

Transformations géométriques

Changement d'échelle d'un point 2D
 $x' = S_x x$ et $y' = S_y y$

Avant Après

Notation : $P' = S P$ (multiplication matricielle)
 $\begin{pmatrix} x' \\ y' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} S_x & 0 \\ 0 & S_y \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix}$

Florence Zara M1 - UE Recherche Biomédicale 164

164

Transformations géométriques

Rotation d'un point 2D
 $x' = \cos\theta x - \sin\theta y$ et $y' = \sin\theta x + \cos\theta y$

Avant Après

Notation : $P' = R P$ (multiplication matricielle)
 $\begin{pmatrix} x' \\ y' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos\theta & -\sin\theta \\ \sin\theta & \cos\theta \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix}$

Florence Zara M1 - UE Recherche Biomédicale 165

165

Transformations géométriques

La notation pour ces transformations est simple et concise

Mais elle n'est pas unifiée :

- addition ou multiplication
- comment faire pour concaténer plusieurs transformations ?

On souhaite obtenir une notation unifiée

- qui permette de noter facilement les combinaisons de transformations

⇒ Utilisation de **coordonnées dites homogènes**

Florence Zara M1 - UE Recherche Biomédicale 166

166

Transformations géométriques

Coordonnées homogènes employées en Image, Vision et Robotique

On ajoute une troisième coordonnée notée w

Un point 2D devient un vecteur à 3 coordonnées : $\begin{pmatrix} x \\ y \\ w \end{pmatrix}$

Deux points sont alors égaux ssi :
 $x'/w' = x/w$ et $y'/w' = y/w$

Si $w=0$, on a un point à l'infini (utile pour les projections)

Florence Zara M1 - UE Recherche Biomédicale 167

167

Transformations géométriques

Notation de la translation en coordonnées homogènes en 2D :

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \\ w' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & T_x \\ 0 & 1 & T_y \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \\ w \end{pmatrix} \Leftrightarrow \begin{cases} x' = x + wT_x \\ y' = y + wT_y \\ w' = w \end{cases}$$

$$\Leftrightarrow \begin{cases} \frac{x'}{w'} = \frac{x}{w} + T_x \\ \frac{y'}{w'} = \frac{y}{w} + T_y \end{cases}$$

Florence Zara M1 - UE Recherche Biomédicale 168

168

Transformations géométriques

Notation du changement d'échelle en coordonnées homogènes en 2D :

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \\ w' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} S_x & 0 & 0 \\ 0 & S_y & 0 \\ 0 & 0 & 1/w \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \\ w \end{pmatrix} \Rightarrow \begin{cases} x' = xS_x \\ y' = yS_y \\ w' = w \end{cases}$$

$$\Rightarrow \begin{cases} \frac{x'}{w'} = \frac{x}{w} S_x \\ \frac{y'}{w'} = \frac{y}{w} S_y \end{cases}$$

Florence Zara M1 - UE Recherche Biomédicale 169

169

Transformations géométriques

Notation de la rotation en coordonnées homogènes en 2D :

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \\ w' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos\theta & -\sin\theta & 0 \\ \sin\theta & \cos\theta & 0 \\ 0 & 0 & 1/w \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \\ w \end{pmatrix} \Rightarrow \begin{cases} x' = \cos\theta x - \sin\theta y \\ y' = \sin\theta x + \cos\theta y \\ w' = w \end{cases}$$

$$\Rightarrow \begin{cases} \frac{x'}{w'} = \cos\theta \frac{x}{w} - \sin\theta \frac{y}{w} \\ \frac{y'}{w'} = \sin\theta \frac{x}{w} + \cos\theta \frac{y}{w} \end{cases}$$

Florence Zara M1 - UE Recherche Biomédicale 170

170

Transformations géométriques

Notation de composition des transformations :

Il suffit de multiplier les matrices entre-elles :
composition d'une rotation et d'une translation :
 $M = RT$

Exemple d'une rotation autour d'un point Q

- Translater Q à l'origine : T_0
- Rotation autour de l'origine : R_θ
- Translation en retour vers Q = $-T_0$

$$\Rightarrow P' = (-T_0) R_\theta T_0 P$$

Florence Zara M1 - UE Recherche Biomédicale 171

171

Transformations géométriques

Notation en coordonnées homogènes en 3D :

Introduction d'une quatrième coordonnée notée w

Un point 3D devient un vecteur à 4 coordonnées : $\begin{pmatrix} x \\ y \\ z \\ w \end{pmatrix}$

Deux points sont alors égaux ssi :
 $x'/w' = x/w$, $y'/w' = y/w$ et $z'/w' = z/w$

Toutes les matrices de transformations sont de taille 4×4 : $M_{4 \times 4}$
Transformation inverse obtenue en utilisant matrice $M^{-1}_{4 \times 4}$

Florence Zara M1 - UE Recherche Biomédicale 172

172

Transformations géométriques

Passage en coordonnées homogènes :

Coordonnées cartésiennes Coordonnées homogènes

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{pmatrix} \rightarrow \begin{pmatrix} x'/w' \\ y'/w' \\ z'/w' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \\ w \end{pmatrix} \quad w \text{ est le facteur d'échelle}$$

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{pmatrix} \rightarrow \begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \\ 1 \end{pmatrix} \quad \text{cas avec } w=1$$

Florence Zara M1 - UE Recherche Biomédicale 173

173

Transformations géométriques

Notation de la translation en coordonnées homogènes en 3D :

Matrice de la translation $T(T_x, T_y, T_z)$: $\begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & T_x \\ 0 & 1 & 0 & T_y \\ 0 & 0 & 1 & T_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \Rightarrow \begin{cases} x' = x + wT_x \\ y' = y + wT_y \\ z' = z + wT_z \\ w' = w \end{cases}$

Notation du changement d'échelle en 3D :

Matrice du changement d'échelle $S(S_x, S_y, S_z)$: $\begin{pmatrix} S_x & 0 & 0 & 0 \\ 0 & S_y & 0 & 0 \\ 0 & 0 & S_z & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \Rightarrow \begin{cases} x' = xS_x \\ y' = yS_y \\ z' = zS_z \\ w' = w \end{cases}$

Florence Zara M1 - UE Recherche Biomédicale 174

174

Transformations géométriques

Rotation en coordonnées homogènes en 3D :
Rotation dépend d'un axe et d'un angle

Rotation autour de l'axe X :
(coordonnée en x non modifiée)

$$R_x(\theta) = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\theta & -\sin\theta & 0 \\ 0 & \sin\theta & \cos\theta & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

Rotation autour de l'axe Y :
(coordonnée en y non modifiée)

$$R_y(\theta) = \begin{pmatrix} \cos\theta & 0 & \sin\theta & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ -\sin\theta & 0 & \cos\theta & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

Rotation autour de l'axe Z :
(coordonnée en z non modifiée)

$$R_z(\theta) = \begin{pmatrix} \cos\theta & -\sin\theta & 0 & 0 \\ \sin\theta & \cos\theta & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

Florence Zara M1 - UE Recherche Biomédicale 175

175

Transformations géométriques

Rotation en coordonnées homogènes en 3D de l'angle $\pi/2$:

Rotation autour de l'axe X :
(coordonnée en x non modifiée
coordonnée en y changée en z
coordonnée en z changée en -y)

$$R_x\left(\frac{\pi}{2}\right) = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -1 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

Rotation autour de l'axe Y :
(coordonnée en y non modifiée
coordonnée en z changée en x
coordonnée en x changée en -z)

$$R_y\left(\frac{\pi}{2}\right) = \begin{pmatrix} 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ -1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

Rotation autour de l'axe Z :
(coordonnée en z non modifiée
coordonnée en x changée en y
coordonnée en y changée en -x)

$$R_z\left(\frac{\pi}{2}\right) = \begin{pmatrix} 0 & -1 & 0 & 0 \\ 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

Florence Zara M1 - UE Recherche Biomédicale 176

176

Transformations géométriques

Matrice de transformation générale en nD :
Utilisation des coordonnées homogènes
Matrice de taille (n+1) x (n+1)

Attention :
La multiplication de matrices n'est pas commutative
L'ordre des transformations est donc important
Rotation puis translation \neq translation puis rotation

Florence Zara M1 - UE Recherche Biomédicale 177

177

Projection de la scène 3D pour obtenir l'image 2D

Projection de la scène 3D :

La scène est représentée par rapport à un observateur virtuel

- Point de vue : position de l'observateur
- Direction de visée : direction vers laquelle est tournée l'observateur
- Direction en haut : verticale pour l'observateur

La projection de la scène 3D sur l'image se fait en deux étapes :

- On doit ramener tous les points de la scène dans le repère de l'œil (translation et changement d'échelle)
- Puis, projection du repère de l'œil vers le repère de l'image

scène 3D \longrightarrow repère de l'œil ou de la caméra \longrightarrow repère de l'image

Florence Zara M1 - UE Recherche Biomédicale 178

178

Projection de la scène 3D pour obtenir l'image 2D

Différents types de projection possibles :

Projection parallèle

Projection perspective

Florence Zara M1 - UE Recherche Biomédicale 179

179

Projection de la scène 3D pour obtenir l'image 2D

Projection parallèle

Projection parallèle sur le plan $z=0$
Direction de projection est (0, 0, 1)
 $\Rightarrow x' = x, y' = y, z' = 0$ et $w = w$

$$P = \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \\ w=1 \end{pmatrix} \Rightarrow P' = \begin{pmatrix} x'=x \\ y'=y \\ z'=0 \\ w=1 \end{pmatrix} \Rightarrow \text{matrice de projection : } \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

plan de projection

Florence Zara M1 - UE Recherche Biomédicale 180

180

Projection de la scène 3D pour obtenir l'image 2D

Problème de la projection parallèle

Pas de rétrécissement des objets dans le lointain
 ⇒ pas possible de rendre ce type d'images
 ⇒ manque de réalisme

Florence Zara M1 - UE Recherche Biomédicale 181

181

Projection de la scène 3D pour obtenir l'image 2D

Projection perspective

Intérêt : les objets lointains sont plus petits

Deux droites parallèles se rejoignent en un point appelé *point de fuite*

Plusieurs types de projection : un, deux ou trois points de fuite

Florence Zara M1 - UE Recherche Biomédicale 182

182

Projection de la scène 3D pour obtenir l'image 2D

Projection perspective - Notion de distance focale

Florence Zara M1 - UE Recherche Biomédicale 183

183

Projection de la scène 3D pour obtenir l'image 2D

Projection perspective - Notion d'ouverture de vue

Angle qui exprime la largeur du champ visuel

Relation avec la distance focale : $\tan \alpha = \frac{1}{d}$

Florence Zara M1 - UE Recherche Biomédicale 184

184

Projection de la scène 3D pour obtenir l'image 2D

Equations de perspectives :

$$\begin{cases} \frac{x_p}{d} = \frac{x}{d+z} \Rightarrow x_p = \frac{xd}{d+z} \\ \frac{y_p}{d} = \frac{y}{d+z} \Rightarrow y_p = \frac{yd}{d+z} \quad (\text{même raisonnement}) \\ z_p = 0 \end{cases}$$

Florence Zara M1 - UE Recherche Biomédicale 185

185

Projection de la scène 3D pour obtenir l'image 2D

Equations de perspectives simplifiées en plaçant l'origine / l'œil au point de projection :

$$\begin{cases} \frac{x_p}{d} = \frac{x}{z} \Rightarrow x_p = \frac{xd}{z} \\ \frac{y_p}{d} = \frac{y}{z} \Rightarrow y_p = \frac{yd}{z} \quad (\text{même raisonnement}) \\ z_p = d \end{cases}$$

Florence Zara M1 - UE Recherche Biomédicale 186

186

Projection de la scène 3D pour obtenir l'image 2D

Equations de perspectives en coordonnées homogènes (cas simplifié) :

$$\begin{cases} x_p = \frac{x d}{z} = \frac{x}{w} \\ y_p = \frac{y d}{z} = \frac{y}{w} \\ z_p = d = \frac{z}{w} \end{cases} \Rightarrow \begin{cases} w x_p = x \\ w y_p = y \\ w z_p = z \\ w = \frac{z}{d} \end{cases} \Rightarrow \begin{pmatrix} w x_p \\ w y_p \\ w z_p \\ w \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1/d & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{pmatrix}$$

⇒ Matrice de passage M_{wc} : $\begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1/d & 1 \end{pmatrix}$ Cette matrice permet de passer du repère de l'œil / de la caméra au repère de l'image

Florence Zara | M1 - UE Recherche Biomédicale | 187

187

Projection de la scène 3D pour obtenir l'image 2D

Comparaison des deux types de projection

Projection parallèle

Projection perspective

Florence Zara | M1 - UE Recherche Biomédicale | 188

188

Projection de la scène 3D pour obtenir l'image 2D

Récapitulatif pour la projection perspective

Projection est définie par une position de l'œil (ou de la caméra) notée $E = (E_x, E_y, E_z)$

Coordonnées définies dans le repère absolu (repère du monde virtuel) dans lequel sont définis les objets 3D de la scène

Repère local placé sur cette position définissant la direction de l'observateur

Définition de l'écran virtuel sur lequel on projetera les points 3D de taille S_x et S_y

Cet écran se trouve à une distance d de l'œil / de la caméra

Florence Zara | M1 - UE Recherche Biomédicale | 189

189

Projection de la scène 3D pour obtenir l'image 2D

Récapitulatif pour la projection perspective

repère absolu

O

œil $E = (E_x, E_y, E_z)$ dans le repère absolu

écran virtuel de taille S_x par S_y

monde virtuel

Florence Zara | M1 - UE Recherche Biomédicale | 190

190

Projection de la scène 3D pour obtenir l'image 2D

Récapitulatif pour la projection perspective

Pour pouvoir appliquer la projection perspective

1. Il faut tout d'abord ramener le repère vers l'œil (translation et changement de repère)
2. Puis il faut appliquer la perspective
3. Et enfin, il faut remettre à l'échelle de l'écran (S_x, S_y)

⇒ Définition des matrices de transformation de ces différentes étapes (attention à l'ordre de ces transformations)

Florence Zara | M1 - UE Recherche Biomédicale | 191

191

Projection de la scène 3D pour obtenir l'image 2D

Matrices de transformation pour la projection perspective

$$S = \begin{pmatrix} S_x/2 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & S_y/2 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad P = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1/d & 0 \end{pmatrix} \quad M = \begin{pmatrix} (M_{wc})^{-1} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad D = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & -E_x \\ 0 & 1 & 0 & -E_y \\ 0 & 0 & 1 & -E_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

Mise à l'échelle de l'écran

Perspective

Changement de base

Changement de repère : translation vers l'œil qui est l'origine

Point dans l'image $\begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \\ w' \end{pmatrix} = SPMD \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \\ w \end{pmatrix}$ Point dans le monde virtuel

Florence Zara | M1 - UE Recherche Biomédicale | 192

192